



*“Mi cuerpo es de este mundo, pero mi  
espíritu es de DIOS”*

Esta tesis está dedicada a dos grandes maestros que DIOS me concedió en la vida: A mi madre Rosa Cristina y a mi hermano Juan José.

**REDUCCIÓN ADAPTABLE DE LA  
INTERFERENCIA ACÚSTICA CARDIACA EN  
SONIDOS RESPIRATORIOS**

Tesis que se presenta para obtener el grado de  
Maestría en Ciencias (Ingeniería Biomédica).

**Luis Felipe Domínguez Robert**

**Asesores:**

---

Dra. Sonia Charleston Villalobos  
*Universidad Autónoma Metropolitana*

---

Dr. Ramón González Camarena  
*Universidad Autónoma Metropolitana*

**Sinodales:**

---

Dra. María Teresa García González  
*Universidad Autónoma Metropolitana*

---

Dra. Sonia Charleston Villalobos  
*Universidad Autónoma Metropolitana*

---

Dra. Georgina Chi Lem  
*Instituto Nacional de Enfermedades  
Respiratorias "Ismael Cosío Villegas"*

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA – IZTAPALAPA  
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA  
POSGRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA  
MÉXICO D.F.  
AGOSTO 2008**

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco el gran apoyo otorgado por el Departamento de Ingeniería Biomédica del Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias encabezado por:

**M. en I. Ricardo Noé Rodríguez Vera**

Jefe del Departamento de Ingeniería Biomédica

**M. en I. Ana Bertha Pimentel Aguilar**

Coordinadora del Departamento de Ingeniería Biomédica

A mis compañeros de trabajo:

**Ing. Adrián Pacheco López.**

**Ing. Jehú Martínez Pablo.**

**Ing. Josefina García Dávila.**

**Ing. Arturo Martínez Rivera.**

**Ing. Gianina Velázquez Duarte.**

Un agradecimiento especial a la **Ing. Karla Velázquez Pérez**, por su valiosa ayuda en la investigación, y a la **Ing. María de Montserrat Godínez García** por su gran ayuda desinteresada en la programación para el procesamiento de las señales expuestas en esta tesis.

A mis grandes compañeros **Gabriel, Graciela, Martín, Ángel, Oscar, Marco y Sergio** del Posgrado en Ingeniería Biomédica.

## ÍNDICE GENERAL

<b>CAPÍTULO 1</b>	<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>5</b>
1.1	<i>El Sistema Respiratorio, los Sonidos Asociados y su Importancia Clínica.....</i>	5
1.2	<i>El Corazón y los Ruidos Cardíacos.....</i>	20
<b>CAPÍTULO 2</b>	<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y ANTECEDENTES.....</b>	<b>23</b>
2.1	<i>¿Porqué los Ruidos Cardíacos Representan una Interferencia para el Análisis de los Sonidos Respiratorios?.....</i>	23
2.2	<i>Otros Intentos en la Reducción de la Interferencia Acústica Cardíaca.....</i>	27
<b>CAPÍTULO 3</b>	<b>JUSTIFICACIÓN DE LA METODOLOGÍA PROPUESTA Y OBJETIVOS.....</b>	<b>30</b>
3.1	<i>Justificación de la Metodología Propuesta.....</i>	30
3.2	<i>Hipótesis.....</i>	31
3.3	<i>Objetivo General.....</i>	31
3.4	<i>Objetivos Particulares.....</i>	31
<b>CAPÍTULO 4</b>	<b>METODOLOGÍA PROPUESTA.....</b>	<b>32</b>
4.1	<i>Esquema para la Cancelación de la Interferencia Acústica Cardíaca.....</i>	32
4.1.1	<i>Descomposición de la Señal de Interés en Modos de Oscilación.....</i>	33
4.1.2	<i>Creación de la Señal de Referencia <math>u(n)</math>.....</i>	33
4.1.3	<i>Uso del Time Warping, vía el COW.....</i>	37
4.1.4	<i>Esquema de Eliminación de Interferencias por Filtrado Adaptativo.....</i>	38
4.1.5	<i>Reconstrucción de las Señales Filtradas.....</i>	38
4.2	<i>Simulación de Escenarios de Prueba.....</i>	39
4.3	<i>Adquisición Multicanal de Información Acústica en Sujetos Sanos.....</i>	42
4.4	<i>Medidas de Desempeño del Esquema Propuesto.....</i>	44
<b>CAPÍTULO 5</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>48</b>
5.1	<i>Información Acústica Presente en las Señales Multicanal Adquiridas.....</i>	48
5.2	<i>Modos de Oscilación (IMFs) en Señales Simuladas y Adquiridas Reales.....</i>	48
5.2.1	<i>Señales Simuladas.....</i>	48
5.2.1.1	<i>Señales Acústicas Simuladas con Diferente Nivel de Ruido de Fondo.....</i>	48
5.2.1.2	<i>IMFS de las Señales Simuladas.....</i>	49
5.2.2	<i>Señales Reales.....</i>	49
5.2.2.1	<i>EMD de Señales Acústicas en Posiciones Cercanas al Corazón.....</i>	49
5.2.2.2	<i>EMD de Señales Acústicas en Posiciones Alejadas del Corazón.....</i>	50
5.2.2.3	<i>Señales Simuladas Filtradas con TW y sin TW.....</i>	50
5.2.2.4	<i>Señales Reales Filtradas con TW y sin TW.....</i>	50
5.3	<i>Medidas de Desempeño en Escenarios de Prueba.....</i>	51
5.4	<i>Medidas de Desempeño en Datos Reales.....</i>	51
<b>CAPÍTULO 6</b>	<b>DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....</b>	<b>108</b>
6.1	<i>Análisis Cualitativo de la Morfología de las Señales Acústicas Torácicas Adquiridas.....</i>	108
6.2	<i>EMD en el Procesamiento de las Señales Acústicas Adquiridas: Análisis Cualitativo de los Modos de Oscilación.....</i>	109
6.3	<i>Análisis Cualitativo de las Señales Adquiridas vs. Filtradas por la Metodología Propuesta.....</i>	111
6.4	<i>Desempeño de la Metodología Propuesta con Base en el Análisis de Potencias Espectrales.....</i>	112
6.5	<i>Conclusiones.....</i>	115
<b>ANEXOS</b>	<b>118</b>	
A.1	<b>FÍSICA DEL SONIDO.....</b>	118
A.2	<b>ELEMENTOS TEÓRICOS.....</b>	122
<b>REFERENCIAS.</b>	<b>139</b>	

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.1</b>	Nomenclatura aplicada a las vías respiratorias y al parénquima pulmonar. Representación esquemática de las subdivisiones de las vías aéreas de conducción y de las unidades respiratorias terminales. ....	6
<b>Figura 1.2</b>	Sistema traqueobronquial normal. Representación esquemática del árbol traqueobronquial normal en la que se observa la numeración ordinaria de los bronquios segmentarios en una proyección posteroanterior. ....	11
<b>Figura 1.3</b>	Árbol traqueobronquial normal. La numeración se refiere a los segmentos normales de los pulmones derecho (D) e izquierdo (I), según la lista que aparece en la figura 1.2. ....	11
<b>Figura 1.4</b>	Árbol traqueobronquial normal. La numeración se refiere a los segmentos normales que en la figura 1.2, en proyecciones oblicua izquierda anterior (OIA) y oblicua derecha anterior (ODA). ....	12
<b>Figura 1.5</b>	Esqueleto de tórax normal, en el que se observan costillas, esternón y columna torácica. La línea punteada indica la posición de la cúpula diafragmática durante la capacidad residual funcional. ....	17
<b>Figura 1.6</b>	Anatomía del corazón. ....	21
<b>Figura 4.2</b>	IMFs 1 a 5 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral. ....	33
<b>Figura 4.3</b>	IMFs 6 a 10 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral. ....	34
<b>Figura 4.4</b>	IMFs 11 a 15 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral. ....	35
<b>Figura 4.5</b>	IMF <sub>6</sub> de la Figura 4.2 con componentes cuasi-periódicos pertenecientes a ruidos cardiacos. El recuadro a la izquierda indica el segmento de apnea que se utilizará para generar la señal de referencia. ....	35
<b>Figura 4.6</b>	Modo de oscilación seleccionado con componentes cuasi-periódicos pertenecientes a ruidos cardiacos. La gráfica superior representa el IMF <sub>6</sub> y la inferior su envolvente vía la transformada de Hilbert. ....	36
<b>Figura 4.7</b>	Se observa la misma envolvente que en la figura inferior 4.6 y con asteriscos se indican los máximos localizados de la función de correlación cruzada. ....	36
<b>Figura 4.8</b>	En color oscuro se muestra la señal de referencia y en color gris se muestra la señal que es deformada para mejorar la alineación. En la gráfica superior se observan ambas señales antes de aplicar el algoritmo COW mientras que en la inferior se observa ambas señales alineadas. ....	37
<b>Figura 4.9</b>	Esquema de eliminación de interferencias por filtrado adaptativo. ....	38
<b>Figura 4.10</b>	Morfología de los ruidos cardiacos involucrados en la señal simulada. ....	40
<b>Figura 4.11</b>	Señal de ruidos cardiacos en posiciones conocidas. Nótese el cambio de morfología de los primeros ruidos cardiacos a lo largo de la señal. ....	40
<b>Figura 4.12</b>	Ventanas de Hamming para definir las fases de inspiración y espiración de la señal simulada. ....	41
<b>Figura 4.13</b>	Señal respiratoria simulada incluyendo ruidos cardiacos, ruido de fondo y sonido respiratorio con tres ciclos respiratorios completos y una etapa de apnea inicial. ....	41
<b>Figura 4.14</b>	Posición de micrófonos para la adquisición de señales acústicas reales. ....	42
<b>Figura 4.15</b>	(Aquí se reproduce la Figura 2.1). Señales acústicas adquiridas. En la parte superior se muestra el flujo respiratorio (2L/seg), IZQ1 a IZQ3 corresponden a las señales de la línea axilar izquierda, DER1 a DER 3 corresponden a las señales de la línea derecha axilar, y las cinco últimas corresponden a puntos próximos al corazón. ....	44
<b>Figura 5.1</b>	Señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB. ....	53
<b>Figura 5.2</b>	Señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50 dB. ....	53
<b>Figura 5.3</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB. ....	54
<b>Figura 5.4</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB. ....	54

<b>Figura 5.5</b>	IMFs 11 al 15 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB. ....	55
<b>Figura 5.6</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50db.....	55
<b>Figura 5.7</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB. ....	56
<b>Figura 5.8</b>	IMFs 11 al 15 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB. ....	56
<b>Figura 5.9</b>	Señales acústicas obtenidas de las zonas de auscultación de las válvulas cardiacas a flujo de 0.5 L/seg. ....	57
<b>Figura 5.10</b>	Señales acústicas de la línea media axilar izquierda a flujo de 0.5 L/seg. ....	57
<b>Figura 5.11</b>	Señales acústicas de la línea media axilar derecha a flujo de 0.5 L/seg. ....	58
<b>Figura 5.12</b>	Señales acústicas obtenidas de las zonas de auscultación de las válvulas cardiacas a flujo de 2.0 L/seg. ....	58
<b>Figura 5.13</b>	Señales acústicas de la línea media axilar izquierda a flujo 2.0 L/seg. ....	59
<b>Figura 5.14</b>	Señales acústicas de la línea media axilar derecha a flujo de 2.0 L/seg. ....	59
<b>Figura 5.15</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg. ....	60
<b>Figura 5.16</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg. ....	60
<b>Figura 5.17</b>	IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg. ....	61
<b>Figura 5.18</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg. ....	61
<b>Figura 5.19</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg. ....	62
<b>Figura 5.20</b>	IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg. ....	62
<b>Figura 5.21</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg. ....	63
<b>Figura 5.22</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg. ....	63
<b>Figura 5.23</b>	IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg. ....	64
<b>Figura 5.24</b>	IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg. ....	64
<b>Figura 5.25</b>	IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg. ....	65
<b>Figura 5.26</b>	IMF's 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg. ....	65
<b>Figura 5.27</b>	Señal simulada con una relación señal respiratoria-ruido cardiaco de 50dB y sus señales filtradas. ....	66
<b>Figura 5.28</b>	Señal simulada con una relación señal respiratoria-ruido cardiaco de 20dB y sus señales filtradas. ....	66
<b>Figura 5.29</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda apical y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg. ....	67
<b>Figura 5.30</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda media y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	67
<b>Figura 5.31</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda basal y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	68
<b>Figura 5.32</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha apical y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	68
<b>Figura 5.33</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha media y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	69
<b>Figura 5.34</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha basal y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	69
<b>Figura 5.35</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula mitral y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg. ....	70

<b>Figura 5.36</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula tricúspide y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg. ....	70
<b>Figura 5.37</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg. ....	71
<b>Figura 5.38</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg. ....	71
<b>Figura 5.39</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación precordial promedio y sus señales filtradas a 0.5 L/seg.....	72
<b>Figura 5.40</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda apical y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg. ....	72
<b>Figura 5.41</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda media y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg. ....	73
<b>Figura 5.42</b>	Señal obtenida de la línea axilar izquierda basal y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg. ....	73
<b>Figura 5.43</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha apical y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.....	74
<b>Figura 5.44</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha media y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.....	74
<b>Figura 5.45</b>	Señal obtenida de la línea axilar derecha basal y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.....	75
<b>Figura 5.46</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvulas mitral y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg. ....	75
<b>Figura 5.47</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg. ....	76
<b>Figura 5.48</b>	Señal obtenida de la zona de auscultación precordial promedio y sus señales filtradas a 2.0L/seg.....	76
<b>Figura 5.49</b>	Representación tiempo-frecuencia de la señal acústica simulada con una relación señal- ruido de fondo de 20dB. ....	77
<b>Figura 5.50</b>	Representación tiempo-frecuencia de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB. ....	77
<b>Figura 5.51</b>	Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 0.5L/seg en diferentes bandas de frecuencia.....	104
<b>Figura 5.52</b>	Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 1.0L/seg en diferentes bandas de frecuencia.....	105
<b>Figura 5.53</b>	Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 1.5L/seg en diferentes bandas de frecuencia.....	106
<b>Figura 5.54</b>	Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 2.0L/seg en diferentes bandas de frecuencia.....	107

## **CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN**

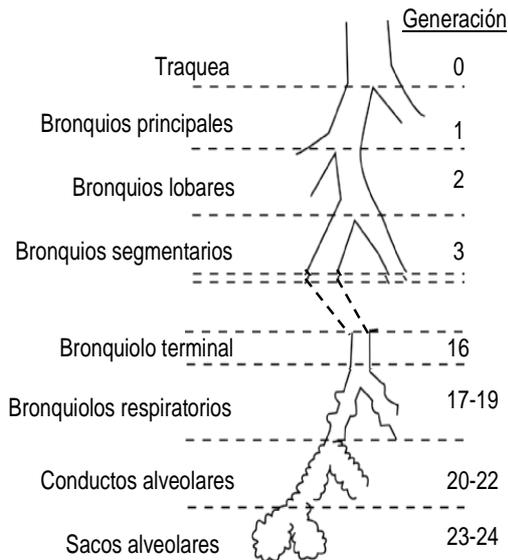
### **1.1 El Sistema Respiratorio, los Sonidos Asociados y su Importancia Clínica.**

Con respecto a la anatomía de las vías aéreas, se debe tener en cuenta que se dividen en superior e inferior, la vía aérea superior la integra: la nariz, boca, laringe, tráquea, en cambio, la vía aérea inferior está constituida por bronquios, bronquiolos, alvéolos y el tejido de sostén de ésta vía conocido como parénquima pulmonar; sin mencionar que la integridad de la caja torácica con la función de los músculos respiratorios primarios (diafragma, inspiratorios y espiratorios) permiten la ventilación es decir el movimiento de entrada y salida del aire [1]. La descripción completa de la vía respiratoria debe incluir los órganos respiratorios a nivel del sistema nervioso central como: el encéfalo, médula espinal, nervios periféricos, las vías nerviosas que inervan los músculos primarios y secundarios de la ventilación, sin embargo estos últimos elementos nerviosos no serán tratados en esta tesis.

Aunque las vías respiratorias intra y extra torácicas se distinguen anatómicamente, se trata de un sistema continuo que desde un punto de vista anatómico-funcional, conviene subdividir en dos componentes (Figura 1.1): vías de conducción (generación 0 a 16) y unidades respiratorias terminales (generación 17 a 24). Estos sistemas se originan de una división dicotómica y asimétrica por cada generación de tal forma que terminan con los alvéolos cuya resistencia al pase de aire es mínima y la superficie de intercambio gaseoso es grande (70 m<sup>2</sup> aproximadamente). Las vías de conducción sirven para llevar el aire hacia el interior y el exterior del tórax, y en las unidades respiratorias (alveólos) se lleva a cabo el intercambio gaseoso es decir entra el oxígeno y sale bióxido de carbono del torrente circulatorio. El proceso estricto de la respiración es a nivel mitocondrial.

#### **VÍAS RESPIRATORIAS DE CONDUCCIÓN.**

El aire viaja por las vías aéreas superiores: nariz, faringe, laringe, tráquea, donde es filtrado, humedecido, calentado y depositado en la vía aérea inferior: tráquea intra torácica, bronquios, bronquiolos, conductos alveolares, sacos alveolares.



**Figura 1.1** Nomenclatura aplicada a las vías respiratorias y al parénquima pulmonar. Representación esquemática de las subdivisiones de las vías aéreas de conducción y de las unidades respiratorias terminales.

### FILTRACIÓN.

La superficie nasal tiene unos  $60\text{cm}^2$ . El aire es filtrado a través de las vibrisas (vellos que se ubican en la entrada de las fosas anteriores o en el vestíbulo nasal) que debido a su movimiento antero posterior arrastran los cuerpos extraños hacia atrás con el moco que es deglutido y eliminado por el aparato digestivo.

### HUMIDIFICACIÓN.

La humedad es indispensable para la adecuada actividad y preservación de los cilios. La nariz se encarga de proporcionar al aire inspirado una humedad relativa aproximadamente de 85%; los cornetes participan en forma activa en este intercambio de calor y agua. Durante la inspiración se agrega humedad y en la espiración la humedad va de vuelta a la mucosa.

### CALENTAMIENTO DEL AIRE.

Esta función se lleva a cabo a través de los plexos venosos, la malla de capilares y el tejido eréctil mucoso y submucoso tanto del tabique como de los cornetes nasales. Esto facilita el intercambio de oxígeno y bióxido de carbono en los pulmones.

**RESISTENCIA NASAL.**

Nariz, faringe, tráquea, bronquios y pulmones son estructuras que ofrecen resistencia al paso del aire durante la inspiración y espiración. Las vías aéreas superiores causan 50 a 70% de la resistencia total al paso del aire, siendo más variable que la ofrecida por las vías aéreas inferiores. El flujo de aire en la nariz cuenta con dos tipos de presión, negativa durante la inspiración y positiva en la espiración, por lo que, al registrar las presiones durante el ciclo respiratorio y conociendo el flujo de aire, se puede calcular la resistencia nasal total.

**NASOFARINGE.**

Una de las principales funciones de la nasofaringe es servir como un tubo rígido que se abre al paso del aire. La nasofaringe también funciona como conducto para ventilación del oído medio a través de la trompas de Eustaquio y como vía de drenaje de la nariz y el oído medio, además de ser una cámara de resonancia importante en la producción de la voz.

**BUCOFARINGE.**

La boca y la faringe sirven principalmente como drenaje de la nasofaringe, así como de cámara de resonancia para la producción de la voz. Se encuentran abiertas para el paso libre del aire, excepto durante la deglución y el vómito. El tejido linfóide de la estructura nasofaringe tiene una función protectora, ya que remueve y destruye el material extraño que entra por vía bucal o nasal, además de participar en la formación de linfocitos B.

**LARINGE.**

Durante la respiración normal, las cuerdas vocales están en abducción y la resistencia es menor; al final de la inspiración, las cuerdas se encuentran en aducción aumentando la resistencia laríngea. La resistencia laríngea al paso del aire corresponde casi al 90% de la resistencia aérea total.

Durante la hipercapnia (aumento de la presión parcial de dióxido de carbono PaCO<sub>2</sub> en sangre arterial por arriba de 46 mmHg a nivel del mar) se amplía la glotis,

aumenta la actividad eléctrica del músculo cricoaritenideo posterior y disminuye la resistencia aérea de la laringe; esta caída es primero inspiratoria y luego espiratoria. La hipoxemia (disminución de la presión parcial de oxígeno  $P_aO_2$  en sangre arterial por debajo de 80mmHg a nivel del mar) también disminuye la resistencia laríngea.

La actividad física de la laringe depende de su musculatura intrínseca y se ha demostrado que la laringe participa en el control de tiempo de ventilación al modificar la duración de la espiración. Existen, además tres tipos de receptores pulmonares en la musculatura:

- De estiramiento.
- Irritativos.
- No mielinizados

Cada receptor se relaciona con alteraciones en la velocidad y profundidad de la respiración, el pulso y la tensión arterial. Los receptores de estiramiento producen durante la inflación pulmonar progresiva la disminución de la resistencia laríngea, además de inhibir la actividad física inspiratoria de los abductos laríngeos; este efecto desaparece al seccionar al nervio vago. Los receptores no mielinizados, producen un aumento de la resistencia laríngea. Mientras que los receptores irritativos, originan una disminución en la resistencia respiratoria de la laringe, sobre todo inspiratoria. La inhibición de los músculos inspiratorios de la respiración por los receptores de estiramiento se conoce como reflejo de Hering-Breuer.

#### **TRÁQUEA Y BRONQUIOS PRINCIPALES.**

La porción extra-torácica de la tráquea se encuentra en la línea media de la parte anterior del cuello. Después de entrar en el tórax, la tráquea se desvía ligeramente hacia la derecha. Las paredes traqueales son paralelas excepto por encima del origen del bronquio principal izquierdo. La tráquea está sostenida por anillos cartilagosos en forma de herradura que se conectan por detrás mediante una membrana elástica.

La tráquea se divide en bronquios principales derecho e izquierdo, la carina, que es el ángulo de la bifurcación, varía de una persona a otra según la constitución

corporal, pero siempre en un ángulo agudo. El bronquio principal izquierdo es más largo (5 cm.) que el derecho (3 cm.) [2].

#### **RAMAS LOBARES Y SEGMENTARIAS.**

Estar familiarizado con la anatomía de los cinco lóbulos y sus segmentos broncopulmonares no es solamente de utilidad académica, porque cada vez que se examina el tórax de un paciente y cada vez que se observa una radiografía del tórax, el examinador debe tener en cuenta los hallazgos en relación con su localización segmentaria.

Se llama segmento broncopulmonar a la cuña de tejido pulmonar que tiene un sólo bronquio segmentario y su arteria pulmonar correspondiente; su drenaje venoso es variable; las venas suelen drenar a más de un segmento. Cada uno funciona como una unidad más o menos independiente, aunque hay cierto grado de circulación colateral y ventilación entre segmentos adyacentes. Los segmentos tienen una forma bastante irregular y su tamaño es muy variable, están separados por barreras de tejido conjuntivo que apenas se pueden percibir a simple vista pero que se observan fácilmente en los cortes microscópicos.

Los segmentos pulmonares que tienen nombres (Figura 1.2 al 1.4) son los que cuentan con divisiones primarias de los bronquios lobares. La división subsecuente produce subsegmentos, muchos de ellos no son lo suficientemente uniformes para recibir una designación anatómica específica, aunque se han propuesto diversos sistemas de nomenclatura.

Esta anatomía segmentaria del pulmón tiene aplicaciones prácticas en muchos aspectos de la medicina respiratoria en especial cuando se efectúa broncoscopia y cuando se hace el diagnóstico diferencial de enfermedades particulares. Durante la exploración broncoscópica con el fibrobroncoscopio, deben identificarse todas las aberturas segmentarias y se puede entrar en muchas de ellas para inspeccionar los orificios y las porciones proximales de las vías respiratorias subsegmentarias

**PULMÓN DERECHO.**

El pulmón derecho está dividido en 3 lóbulos que originan diez segmentos: tres de ellos constituyen el lóbulo superior derecho; dos el lóbulo medio y cinco el lóbulo inferior derecho.

**LÓBULO SUPERIOR DERECHO.**

El bronquio del lóbulo superior emerge en sentido lateral en relación al bronquio derecho principal, cerca de la bifurcación de la tráquea, suele tener sólo 1 cm. de longitud y luego se divide en tres bronquios segmentarios: el bronquio del segmento apical, denominado a veces segmento número 1, que asciende casi en sentido vertical; el bronquio segmentario posterior segmento número 2, que se dirige hacia atrás, por último el segmento anterior 3, que se extiende hacia adelante y a menudo ligeramente hacia abajo.

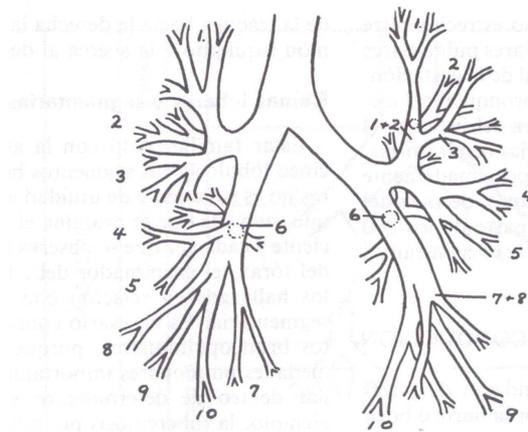
**LÓBULO MEDIO.**

El bronquio de este lóbulo se origina en la superficie anterior del bronquio derecho principal. Su orificio está directamente enfrente del bronquio segmentario superior del lóbulo inferior derecho. Se extiende hacia adelante, hacia afuera y hacia abajo y se divide en dos bronquios segmentarios: La rama lateral (número 4), que lleva aire hacia la porción lateral y posterior del lóbulo medio, y la rama medial (número 5), que conduce aire hacia la porción anterior y medial.

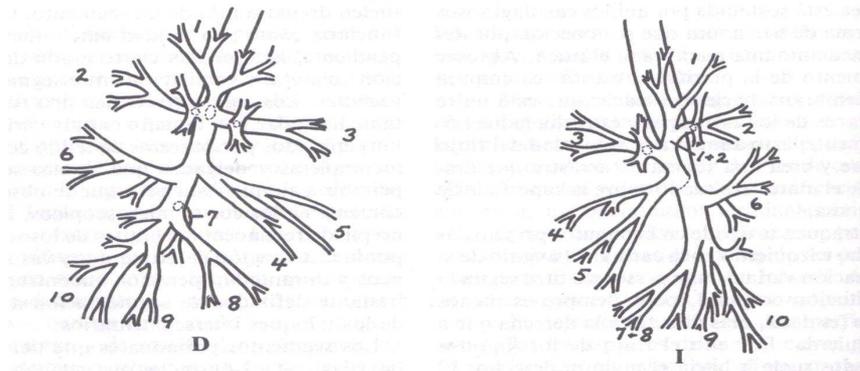
**LÓBULO INFERIOR DERECHO.**

El segmento superior del lóbulo inferior (número 6) es anatómicamente distinto a los segmentos restantes o basales de este lóbulo. El bronquio segmentario superior nace directamente enfrente del bronquio del lóbulo medio, se extiende hacia atrás y hacia arriba y suele dar origen a tres bronquios subsegmentarios. A veces el segmento superior se divide en dos subsegmentos. El segmento superior del lóbulo inferior puede ser bastante grande y extenderse muy hacia arriba, por detrás casi hasta la punta del pulmón.

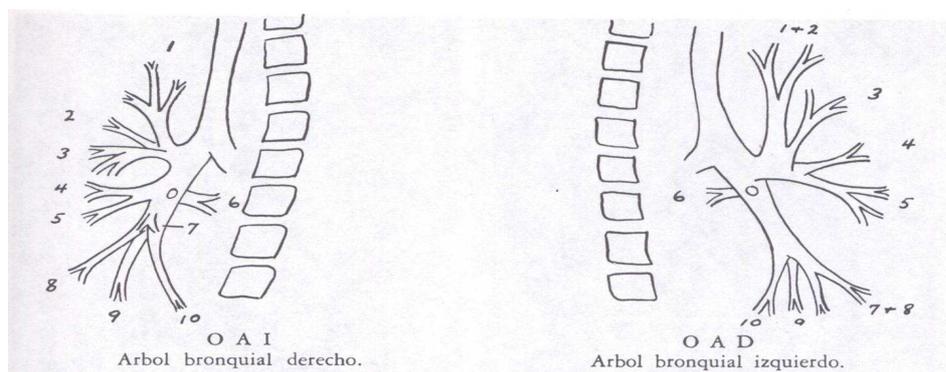
1. Bronquio apical	Bronquio del lóbulo superior	Bronquio apical posterior	1 y 2	
2. Bronquio posterior		Bronquio anterior	3	
3. Bronquio anterior				
4. Bronquio lateral	Bronquio del lóbulo medio	Bronquio lingual superior	4	
5. Bronquio medial		Bronquio lingual inferior	5	
6. Bronquio superior	Bronquio del lóbulo inferior	Bronquio superior	6	
7. Bronquio basal medial		Bronquio basal anterior medial	7 y 8	
8. Bronquio basal anterior				
9. Bronquio basal lateral		Bronquio basal lateral	9	
10. Bronquio basal posterior		Bronquio basal posterior	10	



**Figura 1.2** Sistema traqueobronquial normal. Representación esquemática del árbol traqueobronquial normal en la que se observa la numeración ordinaria de los bronquios segmentarios en una proyección posteroanterior.



**Figura 1.3** Árbol traqueobronquial normal. La numeración se refiere a los segmentos normales de los pulmones derecho (D) e izquierdo (I), según la lista que aparece en la figura 1.2



**Figura 1.4** Árbol traqueobronquial normal. La numeración se refiere a los segmentos normales que en la figura 1.2, en proyecciones oblicua izquierda anterior (OIA) y oblicua derecha anterior (ODA).

El bronquio segmentario basal medial (número 7) suele ser el primer bronquio segmentario basal que aparece por debajo de la abertura del bronquio del lóbulo medio. Este bronquio lleva aire a los segmentos adyacentes al corazón y, en la nomenclatura antigua se denominaba bronquio cardiaco. El bronquio segmentario basal anterior (número 8) se extiende hacia adelante, hacia afuera y hacia abajo. El bronquio segmentario basal lateral (número 9) se extiende lateralmente por detrás del segmento medial del lóbulo medio. El segmento basal posterior (número 10) se identifica fácilmente en las radiografías laterales y se extiende hacia el surco posterior por detrás de la cúpula diafragmática, ubicado en relación medial y adyacente al segmento basal lateral.

#### **PULMÓN IZQUIERDO.**

Como ya se mencionó, el bronquio principal izquierdo es más largo que el derecho. El pulmón izquierdo tiene sólo dos lóbulos y su volumen total es un 20% menor que el del pulmón derecho. La diferencia de volumen entre ambos es debido al corazón.

#### **LÓBULO SUPERIOR IZQUIERDO.**

Equivale a el lóbulo superior y medio del lado derecho; la parte equivalente al lóbulo superior derecho suele llamarse división superior y la parte equivalente al lóbulo medio recibe el nombre de división singular (o inferior).

El bronquio de la división superior suele tener dos ramas en vez de las tres que se observan en el lóbulo superior derecho. La primera de ellas, la apical posterior (números 1 y 2) suele dividirse en bronquios subsegmentarios apical y posterior, cuyas distribuciones son correspondientes a las de los segmentos apical y posterior del lado derecho. El segmento anterior (número 3) suele ser una división aparte.

El bronquio de la división singular, que corresponde al bronquio del lóbulo medio de la derecha, se divide en los dos bronquios segmentarios denominados superior (número 4) e inferior (número 5). La llingula cuenta con bronquios que corren hacia abajo. La división singular se extiende hacia adelante y se observa mejor en las proyecciones laterales izquierdas, en las que la llingula se sobrepone a la sombra cardiaca. Las proyecciones oblicuas anteriores derechas muestran también la llingula con bastante claridad.

#### **LÓBULO INFERIOR IZQUIERDO.**

El bronquio principal a la izquierda, distal al origen de la rama del lóbulo superior izquierdo, se denomina bronquio del lóbulo inferior izquierdo (no hay bronquio intermediario a la izquierda, como sucede a la derecha). La primera rama del bronquio del lóbulo inferior izquierdo es la rama segmentaria superior (número 6), cuya distribución y patrón de ramificación sub segmentaria corresponden a su equivalente derecho. La rama basal izquierda del bronquio del lóbulo inferior izquierdo es el bronquio segmentario basal antero medial (números 7 y 8), que corresponde a los bronquios segmentarios basales medial y anterior del lado derecho. Los bronquios basales lateral (número 9) y posterior (número 10) a la izquierda son semejantes a los del pulmón derecho.

#### **ESTRUCTURA DE LAS VÍAS RESPIRATORIAS**

Los bronquios experimentan divisiones cada vez más pequeñas, el número de “generaciones” depende de la longitud de la vía respiratoria, desde los bronquios segmentarios hasta las unidades de intercambio de aire (alvéolos). Los últimos y más pequeños bronquios de las vías del sistema de conducción de las que surgen las unidades respiratorias terminales, se denominan bronquiolos terminales. Los que están

cercanos al hilio pueden ser alcanzados apenas por 10 ramas bronquiales, en tanto que quizá se requieran más de 25 ramificaciones para llegar a los bronquiolos terminales de las partes basales y periféricas del pulmón.

Los bronquios y las arterias pulmonares viajan siempre juntos por el pulmón; en cambio las venas, se encuentran tan apartadas de estas estructuras pares como es posible desde el punto de vista anatómico. Las grandes vías respiratorias y los vasos sanguíneos se hallan dentro de una túnica de tejido conjuntivo; en contraste, las ramas pequeñas (bronquiolos, arteriolas y vénulas) están en contacto directo con el parénquima pulmonar circundante.

Además de dar paso al aire hacia las unidades respiratorias terminales y de defender al pulmón, el calibre y la longitud de las vías de conducción varían pasivamente según los movimientos de expansión pulmonar. Y lo que es más importante: las vías respiratorias contienen elementos musculares que reaccionan activamente a diversos estímulos neuro-humorales y químicos de origen fisiológico y patológico.

Los bronquios grandes y pequeños están sostenidos por un revestimiento de tejido fibroso; los grandes bronquios los estabiliza también un esqueleto externo de anillos cartilaginosos; estos anillos dan origen a láminas que se vuelven cada vez más discontinuas en las generaciones sucesivas y que acaban por desaparecer aproximadamente a la mitad del proceso (décima segunda generación) en el árbol traqueobronquial. A pesar de sus estructuras de sostén, las vías respiratorias son capaces de estrecharse considerablemente ante los estímulos neuro-humorales y los grandes bronquios se comprimen mucho durante la tos. Cuando fracasa el sistema fibroso de sostén, como por ejemplo en un paciente con enfisema avanzado, hay destrucción del parénquima pulmonar y de alvéolos, lo que resulta en atrapamiento aéreo y problemas para direccionar el flujo de aire al exterior del sistema.

#### **UNIDADES RESPIRATORIAS TERMINALES.**

Las unidades respiratorias terminales son más distales en relación con los bronquiolos terminales. Ya en estas unidades se lleva a cabo el intercambio gaseoso.

### **LOBULILLOS.**

Son un grupo de tres a cinco bronquiolos terminales, cada uno con su unidad respiratoria terminal saliente. Los lobulillos contiguos están limitados de manera incompleta por tabiques de tejido conjuntivo, en los que hay conductos intercomunicantes que proporcionan ventilación colateral entre los lobulillos y las unidades respiratorias terminales vecinas. Estas estructuras son más importantes como puntos anatómicos de referencia que como unidades fisiológicas. Sus límites sirven para designar el enfisema como centrilobulillar o panlobulillar.

### **UNIDADES RESPIRATORIAS.**

Las estructuras distales a los bronquiolos terminales, que solían llamarse “acinos” o “lobulillos primarios”, se describen con más propiedad como unidades respiratorias terminales. La designación “unidad respiratoria” indica que en ellos se cumple la función primordial del pulmón, o sea captar el oxígeno y eliminar el bióxido de carbono. Las unidades tienen un típico patrón de ramificación variable, suele haber dos a cinco órdenes de bronquiolos respiratorios; a su vez, los últimos originan de dos a cinco órdenes de conductos alveolares. Cada conducto alveolar contiene de 10 a 16 alvéolos. El número total de alvéolos fluctúa según la edad y el tamaño corporal, pero la cifra que suele citarse es de 300 millones de alvéolos en el adulto de tamaño promedio. Esa cifra significa que los pulmones tienen una enorme superficie interna de entre 70 a 80 m<sup>2</sup> aproximadamente más de 40 veces el área de superficie total de la piel. Como el 90% de la superficie alveolar está cubierta por capilares pulmonares, la superficie alvéolocapilar disponible para el intercambio gaseoso es de 60 a 70 m<sup>2</sup>.

### **TABIQUE INTERALVEOLAR.**

La microscopia electrónica del pulmón humano normal muestra capilares suspendidos entre las dos capas epiteliales que forman el tabique interalveolar. Los capilares se abren camino por el tabique y encuentran primero un alveólo y a continuación otro. El endotelio capilar tiene relaciones anatómicas bastante diferentes

con las dos capas epiteliales. Aproximadamente a la mitad del perímetro capilar, las membranas basales del epitelio alveolar y del endotelio capilar parecen estar fusionadas; esto define la porción “delgada” del tabique interalveolar en donde por ser menor la distancia entre el aire y la sangre; se produce el intercambio de aire. En cambio, las membranas basales del endotelio de la otra mitad del perímetro capilar y del epitelio vecino están separadas por un espacio intersticial; esto constituye la porción “gruesa” del tabique interalveolar, donde se realiza el intercambio de líquidos y solutos. De este modo se distinguen y separan anatómicamente entre sí las zonas para la transferencia de gases y la filtración de líquidos.

### **PARED TORÁCICA.**

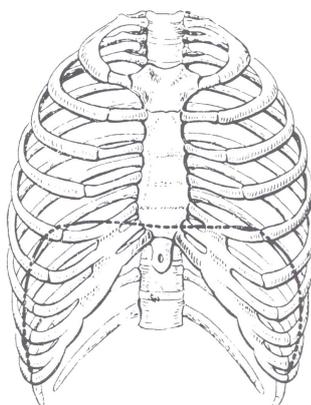
El tórax es la parte del cuerpo comprendida entre el cuello y el abdomen, e incluye los hombros, los huesos y los tejidos blandos sobre la pared torácica; éstas son las estructuras clave cuya movilidad, junto con la del diafragma hace que el aire entre y salga de los pulmones. El tórax está encerrado por una estructura ósea de costillas y tiene la forma de cono truncado. En la Figura 1.5 se ilustra el esqueleto torácico. Las costillas se articulan con la columna torácica por detrás y salvo la décima primera y décimo segunda, se unen con el esternón por delante. Las costillas 1 y 6 se articulan directamente con el esternón por medio de pequeñas prolongaciones de cartílago; las costillas 7 a 10 están conectadas entre sí y con el esternón por medio de un segmento común de cartílago.

Entre las costillas se encuentran dos bandas de músculos, los músculos intercostales externos e internos. Los primeros se extienden desde las articulaciones entre las costillas y los cuerpos vertebrales hasta el origen de los cartílagos costales. Los segundos se extienden desde el esternón hasta los ángulos de las costillas. Aunque es difícil analizar los movimientos de las costillas que resultan de la contracción de los músculos intercostales, se cree que los músculos intercostales externos y las porciones intercartilaginosas de los intercostales internos participan en la inspiración y que sólo las porciones interóseas de los intercostales internos cumplen una función espiratoria. Por tanto, los músculos intercostales son principalmente músculos inspiratorios.

La respiración normal en reposo se efectúa al contraerse los músculos de la inspiración (diafragma e intercostales); la espiración es pasiva (es decir, no se requiere esfuerzo muscular). Cuando se necesitan cantidades mayores de aire, la espiración normal se vuelve más activa (intercostales internos) y se utilizan los músculos extratorácicos que contribuyen a la inspiración y la espiración; los músculos accesorios de la respiración situados en el cuello (esternocleidomastoideos y escalenos) y en el abdomen (recto, oblicuos externos e internos y transversos abdominales) sirven para incrementar el ritmo y la profundidad de las respiraciones.

### **DIAFRAGMA.**

El diafragma (Figura 1.5) una hoja musculotendinosa que tiene importantes funciones anatómicas y fisiológicas: separa a la cavidad torácica y la abdominal y es una fuente poderosa de fuerza muscular inspiratoria. El diafragma tiene un tendón central semilunar, cuya concavidad se orienta hacia atrás, en dirección a la columna vertebral. La banda circular de fibras musculares que se inserta en el tendón se origina por delante desde el apéndice xifoides, alrededor de la pared torácica, desde las costillas séptima a duodécima y por detrás desde el primer al tercer cuerpos vertebrales lumbares a la derecha, y primero y segundo a la izquierda. La longitud de las fibras musculares varía; son más largas en la porción posterolateral, en donde se produce la mayor movilidad muscular.



**Figura 1.5** Esqueleto de tórax normal, en el que se observan costillas, esternón y columna torácica. La línea punteada indica la posición de la cúpula diafragmática durante la capacidad residual funcional.

## **LOS SONIDOS RESPIRATORIOS.**

Los sonidos respiratorios provenientes del tórax han sido considerados una fuente importante de información para el diagnóstico. Antes de la invención del estetoscopio, la forma de auscultar al paciente era colocando el oído en forma directa en su tórax, esta técnica no era muy bien aceptada por mujeres jóvenes, mas aún, era prácticamente imposible e impráctico escuchar los sonidos en el tórax de pacientes obesos. Tiempo después, René Theophil Laënnec inventó el estetoscopio en 1816 [3], lo que rápidamente fue aceptado por los médicos en Europa, ya que facilitaba las labores de auscultación en todo tipo de pacientes.

Para la auscultación del paciente se le debe de aislar de ruidos ambientales, para poder percibir los sonidos pulmonares, en posición sentada y con el tórax recto, en algunas ocasiones se lleva a cabo en posición supina debida a la condición precaria del paciente. En la auscultación el paciente puede ser instruido para respirar en forma normal, realizar respiraciones profundas, y otras maniobras como vocalización, provocar tos, espiraciones forzadas y maniobras de capacidad vital [4].

El origen de los sonidos respiratorios no es completamente claro, ya que se involucran múltiples mecanismos. El pulmón no puede generar sonidos sin un flujo de aire, aunque existan diferencias de presión entre las estructuras, o diferencias de volumen en el interior del tórax. Los sonidos respiratorios son generados probablemente por turbulencias de aire en el nivel lobular, bronquial o traqueal [3]. Se ha reportado que los sonidos respiratorios muestran diferencias en intensidad y contenido en frecuencia dependiendo entre otros factores de: (a) el sitio en donde son registrados, es decir en el tórax o en el cuello que corresponden a las vías aéreas superiores (tráquea, laringe); (b) la postura que mantienen los sujetos y, (c) la fase respiratoria (inspiración, espiración), entre otros.

## **SONIDOS RESPIRATORIOS NORMALES Y ANORMALES.**

Los sonidos respiratorios normales están presentes sobre la caja torácica, extendiéndose por la parte superior hasta por encima de la clavícula y por la inferior

hasta el diafragma. Cuando se auscultan los pulmones se pueden presentar varias categorías de sonidos: sonidos respiratorios normales, sonidos respiratorios disminuidos ó aumentados, y sonidos respiratorios anormales [5]. Los sonidos respiratorios ausentes o disminuidos son aquellos que no se perciben con el estetoscopio (son inaudibles) o que se escuchan con intensidad reducida. Esta categoría de sonidos refleja que hay una disminución del flujo de aire a una parte de los pulmones, tal como sucede con un enfisema, la presencia de aire o líquido alrededor de los pulmones, o un incremento del grosor de la pared torácica.

En relación a los sonidos respiratorios anormales existen varios tipos; los más comunes son los estertores, ronquidos y silibancias. Algunas veces se pueden escuchar las silibancias sin ayuda del estetoscopio debido a su magnitud. Los estertores son pequeños sonidos burbujeantes o crepitantes que se escuchan sobre un área pulmonar bien localizada y traduce que el aire entró y distendió el alveolo parcialmente colapsado, movilizandose secreciones (moco, líquido, etc.). Los estertores reciben diversos calificativos: húmedos, secos, silibantes, agudos, finos, entre otros.

Los ronquidos son sonidos más audibles y graves. También se pueden describir como musicales, graves, groseros. Estos sonidos se producen cuando hay colapso parcial ó total de vía aérea superior.

Las silibancias son sonidos musicales agudos que se producen con la espiración cuando hay constricción (estrechamiento) de las vías respiratorias. Las causas comunes que provocan estos tipos de sonidos respiratorios anormales son:

- Tumores pulmonares.
- Obstrucción de las vías respiratorias por un cuerpo extraño.
- Tapones de moco en las vías respiratorias.
- Enfisema (distensión excesiva de los alvéolos).
- Asma. (inflamación del árbol bronquial).
- Obesidad (engrosamiento de la pared torácica).
- Personas muy musculosas (pared torácica gruesa).
- Síndrome de enfermedad respiratoria aguda del adulto (daño alveolar difuso).

- Bronquiectasia. (dilataciones irreversibles de los bronquios mayores).
- Bronquitis crónica (producción de esputo en exceso).
- Fibrosis intersticial (obstrucción del sistema bronquial).
- Absceso pulmonar (infección necrosante del parénquima pulmonar).
- Neumonía. (inflamación del parénquima pulmonar).
- Edema pulmonar (aumento de la filtración de líquido a nivel capilar).
- Tuberculosis pulmonar. (enfermedad causada por la presencia de *mycobacterium tuberculosis*).

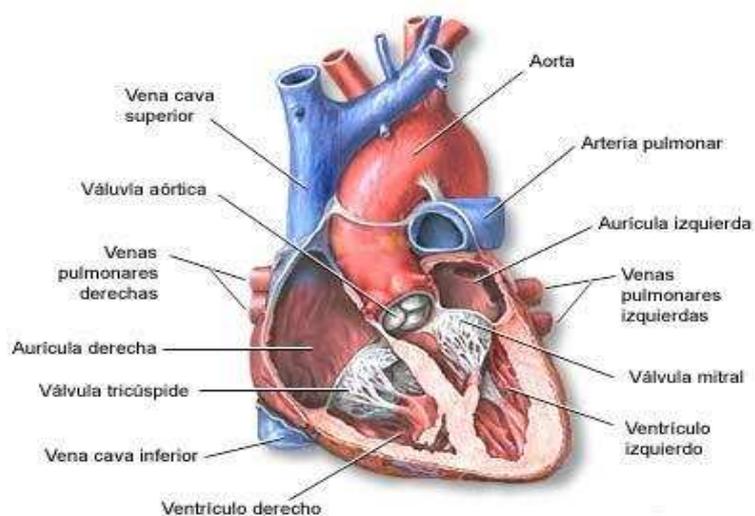
Los sonidos respiratorios anormales o adventicios pueden tener otras causas, como son: enfermedades sistémicas con afección pulmonar, reacción secundaria a medicamentos, la edad y el género que predispone a cierto tipo de sonidos anormales, las condiciones que lo agudizan y enfermedades asociadas.

## 1.2 El Corazón y los Ruidos Cardiacos.

### FISIOLOGÍA DEL MÚSCULO CARDIACO.

El corazón que se muestra en la Figura 1.6 está formado por dos bombas separadas, un corazón derecho que bombea sangre a los pulmones y un corazón izquierdo que bombea sangre a los órganos periféricos. A su vez, cada uno de estos corazones es una bomba pulsátil de dos cavidades compuesta por una aurícula y un ventrículo, la aurícula funciona principalmente como una débil bomba cebadora del ventrículo, que ayuda a mover la sangre a su interior.

El ventrículo a su vez proporciona la principal fuerza que impulsa sangre a través de los pulmones o por la circulación periférica. En el corazón ciertos mecanismos especiales determinan el ritmo y transmiten los potenciales de acción por todo el músculo cardíaco, para causar el latido rítmico del corazón.



**Figura 1.6** Anatomía del corazón

### **EL CICLO CARDIACO.**

Los hechos que ocurren desde el comienzo de un latido hasta el comienzo del siguiente se conocen como ciclo cardiaco. El ciclo cardiaco consta de un período de relajación, denominado diástole, durante el cual el corazón se llena de sangre, seguido de un período de contracción llamado sístole.

### **LOS RUIDOS CARDIACOS.**

#### **DESCRIPCIÓN DE LOS RUIDOS S1 Y S2.**

Cuando se ausculta el corazón con un estetoscopio, no se escucha la apertura de las válvulas debido a que es un proceso relativamente lento, que no hace ruido. Sin embargo cuando cierran las válvulas, los bordes de las válvulas vibran debido a las diferencias de presión que se crean, produciendo ruidos que se transmiten en todas direcciones por el tórax. Cuando los ventrículos se contraen, se escucha el primer ruido S1 causado por el cierre de las válvulas A-V, la vibración es de tono bajo y relativamente prolongada. Cuando las válvulas aórtica y pulmonar se cierran al final de la sístole, se ausculta un ruido relativamente rápido, debido a que esta válvula vibra en un período relativamente corto, este sonido se conoce como segundo ruido cardiaco S2 [4].

#### **DESCRIPCIÓN DE LOS RUIDOS S3 Y S4**

El ruido S3 es un sonido de baja frecuencia que tiene lugar en la diástole durante el periodo de llenado rápido ventricular, después de la apertura de las válvulas auriculo-ventriculares, coincidiendo con la máxima expansión del ápex, marca el llenado máximo ventricular. Puede ser normal (S3 fisiológico) o ser un signo de insuficiencia ventricular izquierda y derecha (galope diastólico o ventricular) o de la pericarditis constrictiva (de más alta frecuencia, acentuado y precoz).

Con respecto a S4, éste consiste en un sonido de baja frecuencia, presistólico, que coincide con la contracción auricular. A diferencia del S3, S4 es siempre patológico excepto en los niños. Es un sonido de llenado, producido por una contracción auricular acentuada en la fase de llenado ventricular activo. Existe un aumento de la presión diastólica final del ventrículo correspondiente.

Los ruidos cardiacos se registran en los siguientes lugares sobre la pared torácica:

Aórtica: Segundo espacio intercostal izquierdo

Pulmonar: Segundo espacio intercostal derecho

Mitral: Quinto espacio intercostal derecho hacia la línea axilar

Tricúspide: Quinto espacio intercostal izquierdo hacia el esternón

El llenado y vaciado de las cámaras del miocardio, el movimiento de sangre, apertura y cierre de válvulas, producen turbulencia, provocando vibraciones en el interior del corazón, transmitiéndose por las paredes y por los tejidos aledaños [6].

Es importante indicar que esta tesis se enfoca a reducir la presencia del primer y segundo ruido cardiaco, dado a su presencia relevante en los sonidos respiratorios adquiridos en sujetos sanos y en enfermos.

## **CAPÍTULO 2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y ANTECEDENTES**

### **2.1 ¿Porqué los Ruidos Cardiacos Representan una Interferencia para el Análisis de los Sonidos Respiratorios?.**

La auscultación pulmonar presenta ventajas como procedimiento de diagnóstico clínico, ya que por su facilidad de realización y ausencia de riesgos es factible de practicar, independiente de la edad del paciente y de su estado de salud. Sin embargo, en la práctica clínica, la descripción de los hallazgos durante la auscultación depende en gran medida de la experiencia del médico, lo que complica el seguimiento de la evolución de los pacientes, debido al carácter subjetivo de las descripciones. Para eliminar la subjetividad del método clínico actual, se ha planteado el uso de sistemas de análisis computarizado que permitan una evaluación cuantitativa de los sonidos respiratorios[3].

Estos esfuerzos generarían una herramienta de tipo no invasiva para el diagnóstico de enfermedades pulmonares desde un punto de vista funcional. Hay que considerar que los sonidos respiratorios registrados en la superficie torácica no sólo representan los sonidos generados en las vías áreas, también representan el efecto que el parénquima pulmonar tiene sobre el viaje de las ondas acústicas y las características del sistema de adquisición, lo cual incluye al sensor. Sin embargo, para la caracterización cuantitativa se requiere eliminar las señales de interferencia que se añaden a la señal adquirida como son: los ruidos cardiacos, los ruidos producidos por la contracción muscular, el ruido ambiental, los ruidos provocados por el contacto entre la piel y el micrófono, entre otros [7].

De las interferencias, la más evidente es la provocada por los ruidos cardiacos los cuales son producidos por diferentes eventos dinámicos valvulares y por el flujo sanguíneo [4]. Las vibraciones producidas por dichos eventos, viajan a través de los tejidos adyacentes hasta la pared torácica, percibiéndose con el estetoscopio en diferentes puntos en la superficie torácica. Por lo tanto, los ruidos cardiacos se encuentran inmersos en los sonidos respiratorios, lo que implica un traslape en tiempo de las informaciones acústicas Figura 2.1. En particular, los ruidos cardiacos

comprenden componentes espectrales que pueden estar en el rango de los 10 hasta los 400 Hz [6] y sus características presentan cambios debido a:

- La distancia entre la posición del miocardio y el micrófono de adquisición de la señal acústica.
- Sitio de adquisición en el tórax.
- Cambios por las diferencias anatómicas entre sujetos.

Se cuenta con un cierto conocimiento de las características de los ruidos cardiacos en los dominios del tiempo y la frecuencia así como sus cambios morfológicos cuando se adquieren en diversos puntos sobre el tórax humano. En [8], por ejemplo, se realiza un análisis tiempo-frecuencia del primer ruido cardiaco en apnea espiratoria en 27 puntos diferentes del tórax humano principalmente considerando la región definida por el hemitórax izquierdo. El objetivo es la caracterización del primer ruido cardiaco así como el proponer una herramienta diferente de análisis. Las observaciones en este trabajo indican que a pesar de que los puntos de adquisición no estuvieron separados por más de 6 cm, se advierte un importante cambio morfológico en el primer ruido, con relación a su amplitud y contenido en frecuencia. Los autores indican que diferentes regiones en el tórax poseen diferentes *ventanas de observación* del corazón y por lo tanto, no es descabellado pensar que el contenido en frecuencia del primer ruido cardiaco sea diferente de acuerdo al sitio de registro.

En [9] se efectúa un análisis de la morfología de los ruidos cardiacos en dos posiciones distales, válvula aórtica y antebrazo, y se concluye que existen variaciones reflejadas sobre todo, en el segundo ruido cardiaco, debido a la zona de adquisición sobre el tórax. En [10] se realizan representaciones tiempo-frecuencia de los ruidos cardiacos durante diferentes condiciones respiratorias, es decir, en respiración normal, con inspiración sostenida y con espiración sostenida. Los ruidos cardiacos adquiridos, en condiciones de apnea y respiración, fueron filtrados entre 10 y 750 Hz y posteriormente, se aplicó la transformada *wavelet* para obtener su representación tiempo-frecuencia. En condiciones de apnea, y para sujetos sanos, se observa que la

morfología temporal de los ruidos cardiacos se modifica de sujeto a sujeto y estos cambios se observan más claramente en las representaciones T-F. Posteriormente, se muestran las representaciones T-F para un paciente, con la válvula aórtica con problemas de estenosis, para tres ciclos cardiacos consecutivos en apnea y respiración. Se observa que durante la apnea las características de los ruidos cardiacos no se ven modificadas relevantemente, pero no así en respiración. Comparando las representaciones tiempo-frecuencia de los ruidos cardiacos en estas diferentes maniobras, los autores observan que en conjunto proveen información extra del comportamiento de los ruidos cardiacos que puede no ser obvia en registros en respiración normal.

En el dominio de la frecuencia los sonidos respiratorios abarcan componentes espectrales que van desde las frecuencias bajas hasta los 2000 Hz, en el caso de los sonidos anormales. La densidad de potencia espectral de los sonidos respiratorios es de banda ancha con una potencia que decrece con la frecuencia[3]. Además, la intensidad del sonido respiratorio varía con el flujo respiratorio, con el sitio de adquisición en el tórax y con la complejidad del sujeto. Varios investigadores han realizado estudios para determinar como varía la morfología del sonido respiratorio con el flujo, mostrando que existe una correlación entre la potencia de la señal de sonido respiratorio y el flujo y entre la media de la amplitud de la señal de sonido respiratorio y flujo [11]. Por otra parte, para los sonidos en tráquea y caja torácica, no se ha encontrado correlación entre el espectro de frecuencias y el flujo respiratorio para la fase de espiración, pero si una gran correlación sobre todo para bajas frecuencias, en la fase de inspiración [12]. Por lo tanto, los sonidos inspiratorios difieren de los espiratorios en magnitud y contenido en frecuencia.

Hay que puntualizar que el traslape en frecuencia entre los ruidos cardiacos y los sonidos respiratorios en el rango espectral de las frecuencias bajas ha impedido detectar con precisión el límite espectral inferior de los sonidos respiratorios. Así también se debe señalar que ambas señales acústicas, las respiratorias y las cardiacas, deben de considerarse señales no-estacionarias para efectos del procesamiento adecuado [8].



estándares para la investigación y práctica médica en el campo del análisis de los sonidos respiratorios [16].

Últimamente ha existido un interés en los sistemas multicanales para el análisis del sonido respiratorio en distintos puntos de la pared torácica o para visualizar las diferentes señales acústicas por medio de imágenes de superficie utilizando funciones de interpolación para obtener imágenes con mejor resolución espacial de la información acústicas. El propósito de la imagenología acústica es evaluar la distribución del sonido respiratorio, el contenido en frecuencia y la ventilación en sujetos sanos y sujetos enfermos. En estos esfuerzos, la eliminación de los ruidos cardiacos adquiere mayor relevancia para un análisis de los sonidos respiratorios *puros* [17].

## **2.2 Otros Intentos en la Reducción de la Interferencia Acústica Cardíaca**

Los ruidos cardiacos representan una señal de interferencia evidente durante la adquisición de los sonidos respiratorios, la reducción de la señal de interferencia podría mejorar el análisis de los sonidos respiratorios con propósitos de extracción de información cuantitativa y posterior clasificación, determinación de fuentes sonoras, etc.

Los intentos por reducir la presencia de los ruidos cardiacos se pueden dividir en determinísticos y estocásticos. Por ejemplo, se ha aplicado el filtrado determinístico pasa-altas del tipo no recursivo en el dominio o escala de tiempo original de la señal, con frecuencias de corte de 75 ó 100 Hz, con la desventaja de perder información valiosa en bajas frecuencias del sonido respiratorio, dado el traslape espectral que ya se ha mencionado.

En el intento estocástico se ha utilizado el filtrado adaptativo en el dominio original de la señal y vía la combinación de diversas técnicas de representación tiempo-frecuencia con filtrado adaptativo, entre otros. Los algoritmos utilizados para la actualización de los pesos del filtro adaptativo incluyen el least mean squares (LMS) (ver apéndice A.2), el recursive least squares (RLS) y el fast transversal filter (FTF).

mientras que el esquema utilizado es el de eliminación de interferencias (ver apéndice A.2).

Una ventaja importante del filtrado adaptativo es que éste no requiere información *a priori* de las señales involucradas. Sin embargo, se requiere construir una señal de referencia y alinear la señal de referencia con la señal de interferencia a procesar, siendo la etapa de alineación complicada de llevar a cabo dado la relación señal a ruido entre la señal de interferencia y el sonido respiratorio en el dominio original. En [18] se construyó una señal de referencia que contenía información temporal para procesar el primer y segundo ruido cardiaco de la señal de interferencia a partir del complejo QRS de la señal electrocardiográfica. El tiempo entre complejos se consideró constante, sin embargo este intento no proporcionó resultados adecuados ya que existen variaciones de tiempo entre el primer y segundo ruido cardiaco de interferencia, así como alteraciones en la frecuencia cardiaca. Además de que la teoría de filtros adaptables requiere que la señal de interferencia y la de referencia sean altamente correlacionadas, estas señales deberían ser del mismo tipo, en el caso de esta tesis, ambas señales son acústicas.

Para evitar la adquisición de señales adicionales, como el ECG, en [19] se elaboró un esquema para construir la señal de referencia por medio de la combinación de filtros determinísticos pasa-bajas de la señal adquirida y la detección de los inicios y finales de los *ruidos cardiacos filtrados* obtenidos de esta forma. La señal de referencia incluyó los segmentos de información cardiaca filtrada entre los inicios y finales detectados y el resto se consideró cero. Sin embargo, se obtuvo una baja a moderada eliminación del ruido cardiaco quizás debido a que las *señales cardiacas filtradas* a partir de la señal adquirida, el cual, requiere de la selección adecuada de la frecuencia de corte para no incluir componentes respiratorios, lo cual depende a su vez del sitio de adquisición.

Por otra parte, para evitar la alineación entre señales de referencia e interferencia, se propuso utilizar el filtro Kalman, y un modelo autorregresivo para la señal de interferencia cardiaca. Los coeficientes del modelo AR se obtienen de un segmento de información cardiaca seleccionado de la etapa de apnea del registro

acústico. Se establecen las ecuaciones necesarias para el filtro Kalman considerando al sonido respiratorio como un ruido aditivo de color y al ruido cardiaco como la señal de interés. El algoritmo se aplica a señales simuladas con diferentes relaciones señal cardiaca a ruido (sonido respiratorio) [20]. La desventaja de utilizar esta propuesta es la necesidad de contar con información estadística *a priori* de las señales acústicas cardiacas para estimar los coeficientes del modelo AR, además de que el algoritmo de Kalman es computacionalmente complejo.

En la referencia [21] se emplea la transformada *wavelet* para procesar las señales involucradas, y se explora el desempeño del algoritmo propuesto tanto en señales simuladas como en señales adquiridas. Es de hacer notar que este trabajo es uno de los artículos que forman parte de los antecedentes directos de esta tesis. La metodología propuesta estima los retrasos entre la señal de interferencia y la señal de referencia en cada sub-banda de la descomposición *wavelet* utilizando dos mecanismos para minimizar el error cuadrático entre las señales. Para actualizar el valor de los retrasos (o alineación requerida) se usa un algoritmo de optimización no lineal llamado Levenberg-Marquard, mientras que otro algoritmo adaptativo, con base en el *block fast transversal filter*, actualiza los coeficientes de un filtro adaptativo para eliminación de la interferencia cardiaca. La metodología posee ciertas ventajas como incorporar múltiple información complementaria en diferentes sub-bandas y es robusto en presencia de ruido. Sin embargo, la aplicación de la transformada *wavelet* implica la descomposición de la señal en sub-bandas, por lo que se debe determinar la mejor *wavelet*, así como determinar hasta qué nivel de descomposición es necesario realizar para cada señal de interés.

Otro esfuerzo siguió con la propuesta de aplicar filtros adaptativos, donde se obtienen señales acústicas de la parte anterior derecha del tórax para tres diferentes flujos (bajo, medio y alto) de seis sujetos sanos. Para eliminar la señal de ruido cardiaco se utiliza un filtrado adaptativo bajo el algoritmo RLS y con el esquema de eliminación de interferencias. Nuevamente la selección de la señal de referencia se dificulta y en este trabajo, se obtuvo la señal a partir de filtrar la señal adquirida de forma pasabanda entre 20 y 300 Hz. Se compararon las potencias obtenidas en cuatro diferentes bandas entre 20 y 300Hz entre la señal filtrada y la señal sin filtrar. Al parecer los resultados son prometedores a flujos bajos [19].

## CAPÍTULO 3 JUSTIFICACIÓN DE LA METODOLOGÍA PROPUESTA Y OBJETIVOS

### 3.1 Justificación de la Metodología Propuesta.

Dadas las condiciones de las señales involucradas en esta tesis, es decir, del ruido cardiaco (RC) y del sonido respiratorio (SR), y de la instrumentación empleada, a saber:

- Traslape temporal y espectral de señales no estacionarias: RC y SR.
- Variación del SNR, para el RC, en los diferentes sitios de adquisición en el tórax en sistemas de adquisición multicanales.
- Posibles cambios morfológicos del RC con la respiración.
- La no adquisición de señales adicionales a las acústicas.

Se requiere:

- El uso de filtrado adaptativo para contender con el traslape espectral y temporal.
- El uso de técnicas de descomposición de señales no estacionarias para mejorar la SNR para el RC y para estimar la posición de la interferencia cardiaca en el dominio de la descomposición. En particular la técnica de empirical mode decomposition (EMD) es un algoritmo que está diseñado para contender con señales no-estacionarias y no lineales y que tiene el gran atractivo de ser una técnica adaptable. Además, otro elemento interesante es que se conoce que el desempeño del algoritmo de adaptación de los pesos para un filtro adaptativo mejora en el dominio de la descomposición.
- El uso de técnicas no lineales que permitan contender con los posibles cambios morfológicos de RC. En esta tesis surge el problema de que a pesar de que las señales registran un mismo fenómeno, no conservan la misma morfología. En particular, en las señales acústicas cardíacas se observan cambios de morfología entre la etapa de apnea y la de respiración, provocados posiblemente por la influencia de la respiración. Esto hace que las señales de interferencia y referencia cardiaca posiblemente no se relacionen linealmente. Una de las

técnicas usadas para realizar la alineación de dos señales es la llamada técnica de Time Warping.

### **3.2 Hipótesis.**

Una metodología de procesamiento basada en la descomposición de modos empíricos en conjunto con el filtrado adaptativo, en el dominio de la descomposición, reducirá en un porcentaje significativo la presencia de los ruidos cardiacos en la señales multicanales adquiridas para el análisis posterior de los sonidos respiratorios.

### **3.3 Objetivo General.**

Proponer y evaluar una metodología alternativa, basada en el EMD y filtrado adaptativo, para la reducción de interferencias acústicas cardiacas con mínimos efectos para el contenido en frecuencia de los sonidos respiratorios que permita su análisis posterior.

### **3.4 Objetivos Particulares.**

- Analizar cualitativamente la distribución de información espacio-temporal de los ruidos cardiacos y sonidos respiratorios en la pared torácica.
- Determinar de forma cualitativa la influencia del flujo respiratorio sobre las características temporales de los sonidos respiratorios y los ruidos cardiacos.
- Validar mediante medidas de desempeño la metodología propuesta en señales acústicas simuladas y adquiridas.
- Determinar las ventajas y desventajas, o limitaciones, de la metodología propuesta.

# CAPÍTULO 4 METODOLOGÍA PROPUESTA

## 4.1 Esquema para la Cancelación de la Interferencia Acústica Cardíaca.

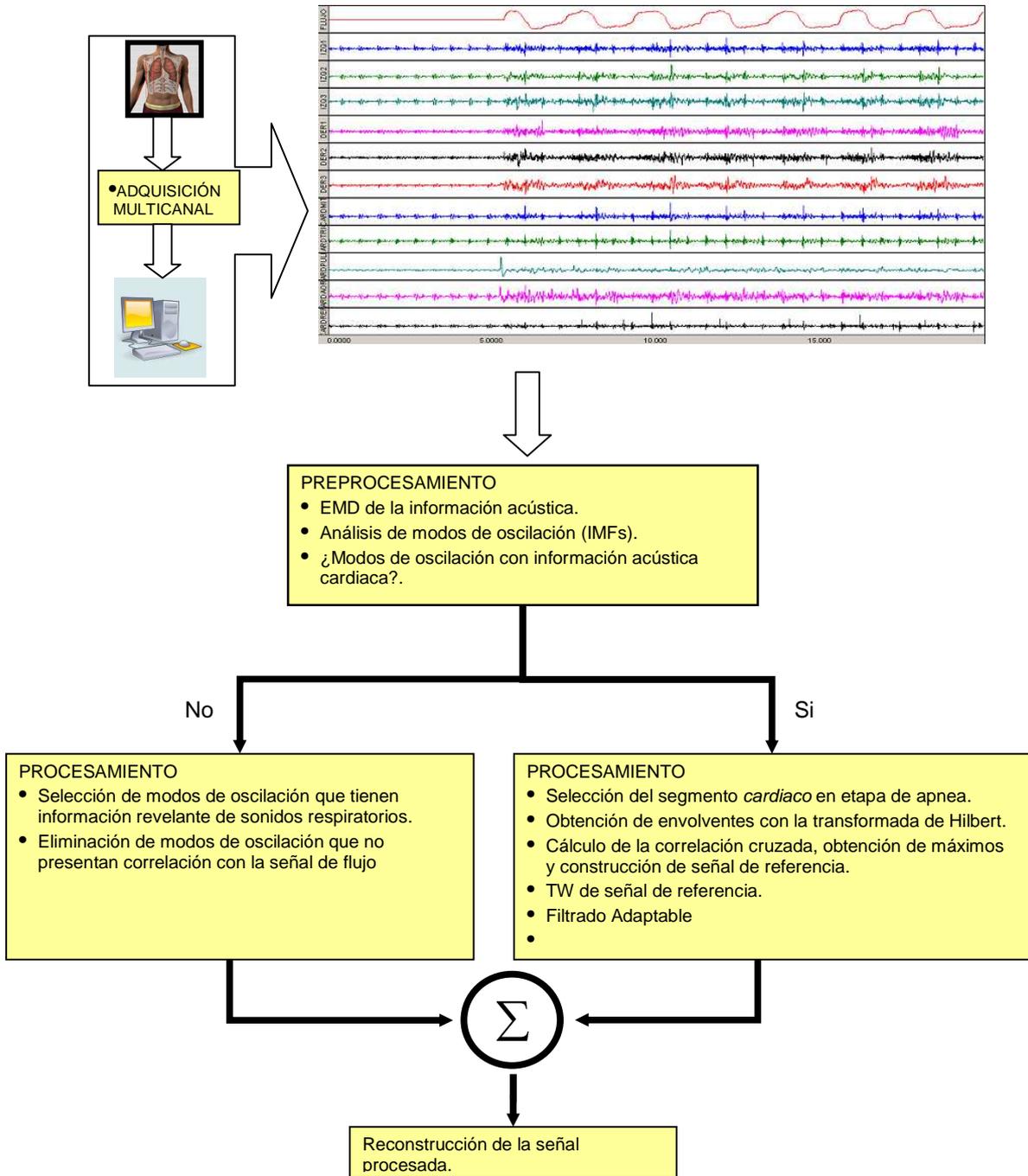


Figura 4.1 Diagrama a bloques de la metodología propuesta.

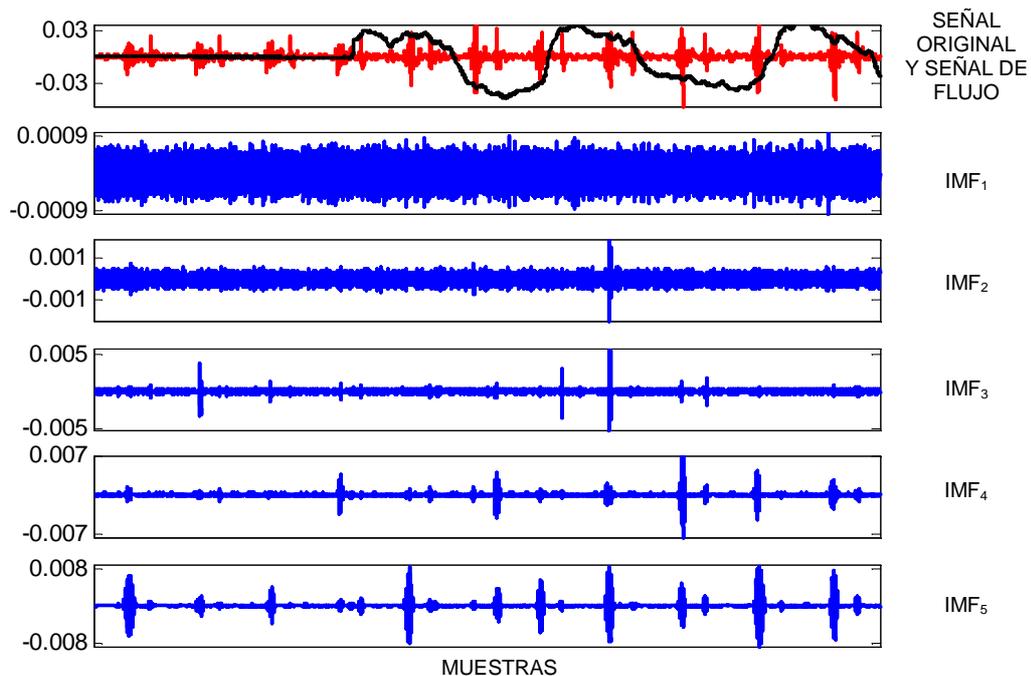
En el diagrama a bloques de la Figura 4.1 se presenta la metodología propuesta que se describe a continuación en forma detallada.

#### 4.1.1 Descomposición de la Señal de Interés en Modos de Oscilación.

Las señales acústicas adquiridas de forma multicanal, se descomponen mediante el algoritmo EMD [22] como se describe en la sección A.2.

#### 4.1.2 Creación de la Señal de Referencia $u(n)$ .

Una vez obtenidos los modos de oscilación de las señales adquiridas, se procesan los datos para minimizar los componentes de los ruidos cardiacos. El procesamiento se compone de los siguientes pasos:

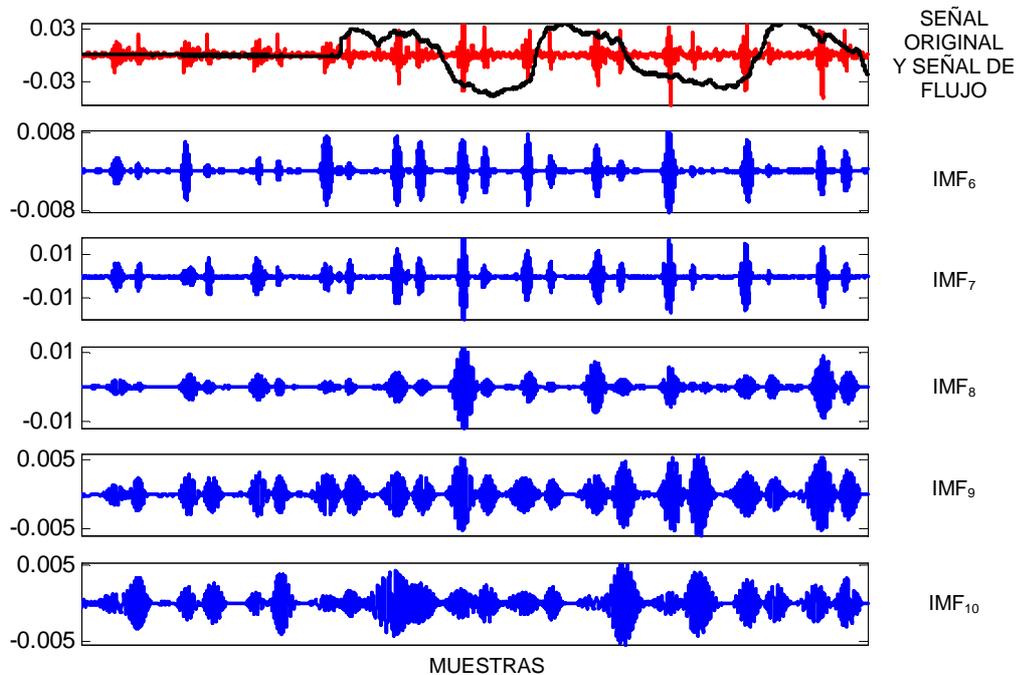


**Figura 4.2** IMFs 1 a 5 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral.

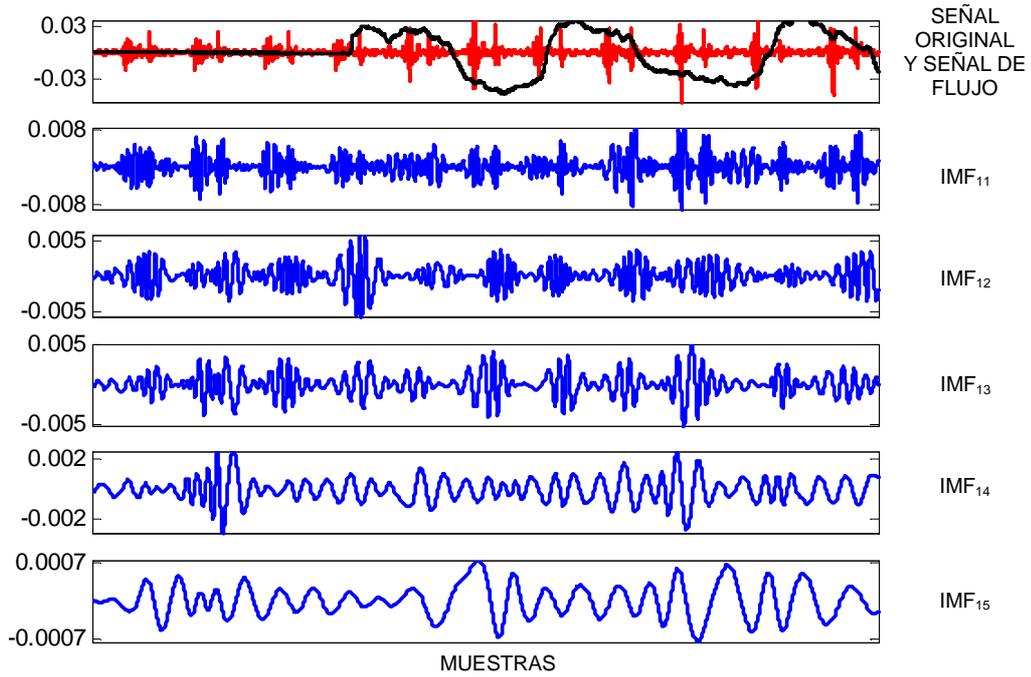
1. Selección de IMFs. De los modos de oscilación obtenidos se eligen aquellos modos donde se visualizan componentes cuasi-periódicos temporalmente coincidentes con los ruidos cardiacos de la señal adquirida en el dominio original. Obsérvese las gráficas de la Figura 4.2 a la 4.4, en donde se muestra la descomposición completa

de una de las señales adquiridas (la señal acústica original y la señal de flujo respiratorio se presentan en la parte superior de cada gráfica). En los primeros modos no aparecen componentes cuasi-periódicos, mientras que en modos posteriores se observan dichos componentes (ver Figura 4.2 y comparar IMF1 versus IMF6).

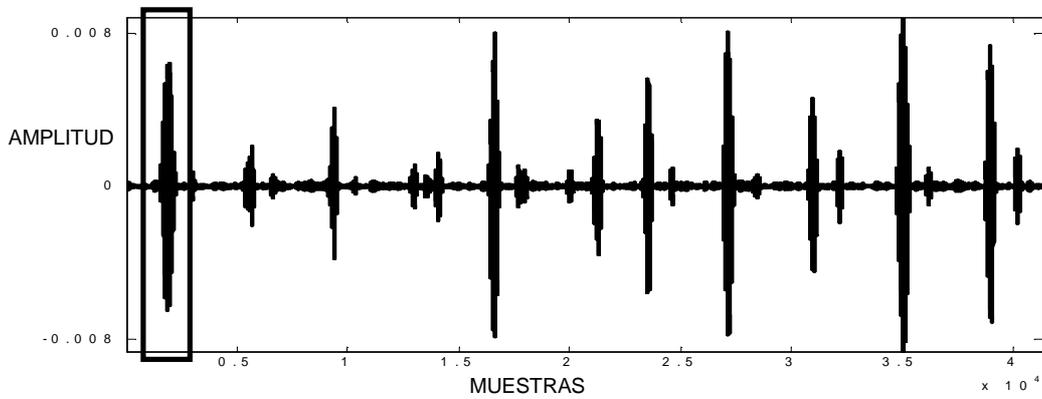
2. Selección del segmento de información cardíaca en la etapa de apnea. Una vez elegido manualmente el segmento cardíaco en la etapa de apnea, éste se utiliza para construir la señal de referencia (observe la Figura 4.5). El criterio de selección para el segmento incluye el que presente una amplitud importante y que sea temporalmente coincidente con los ruidos cardíacos de la señal en el dominio original.



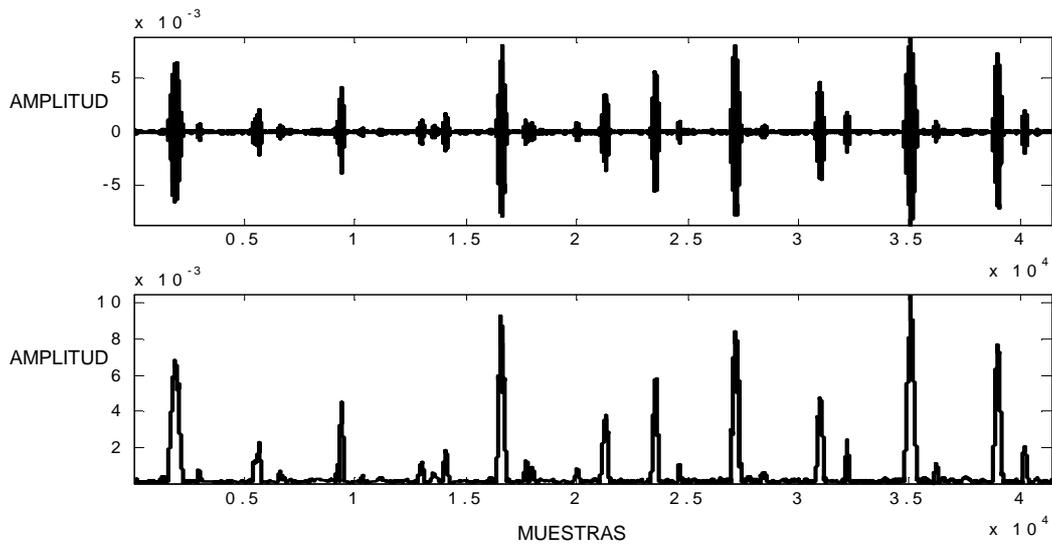
**Figura 4.3** IMFs 6 a 10 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral.



**Figura 4.4** IMFs 11 a 15 de la señal acústica adquirida cerca del corazón que corresponde a la zona de auscultación de la válvula mitral.

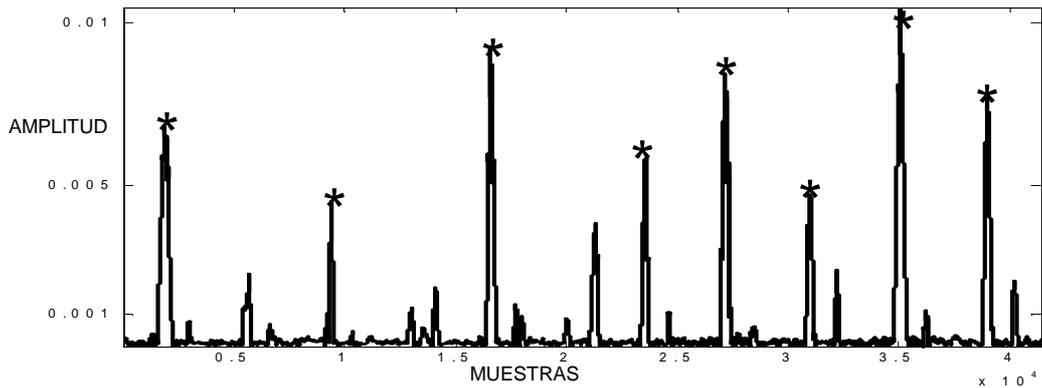


**Figura 4.5** IMF<sub>6</sub> de la Figura 4.2 con componentes cuasi-periódicos pertenecientes a ruidos cardiacos. El recuadro a la izquierda indica el segmento de apnea que se utilizará para generar la señal de referencia.



**Figura 4.6** Modo de oscilación seleccionado con componentes cuasi-periódicos pertenecientes a ruidos cardiacos. La gráfica superior representa el IMF<sub>6</sub> y la inferior su envolvente vía la transformada de Hilbert.

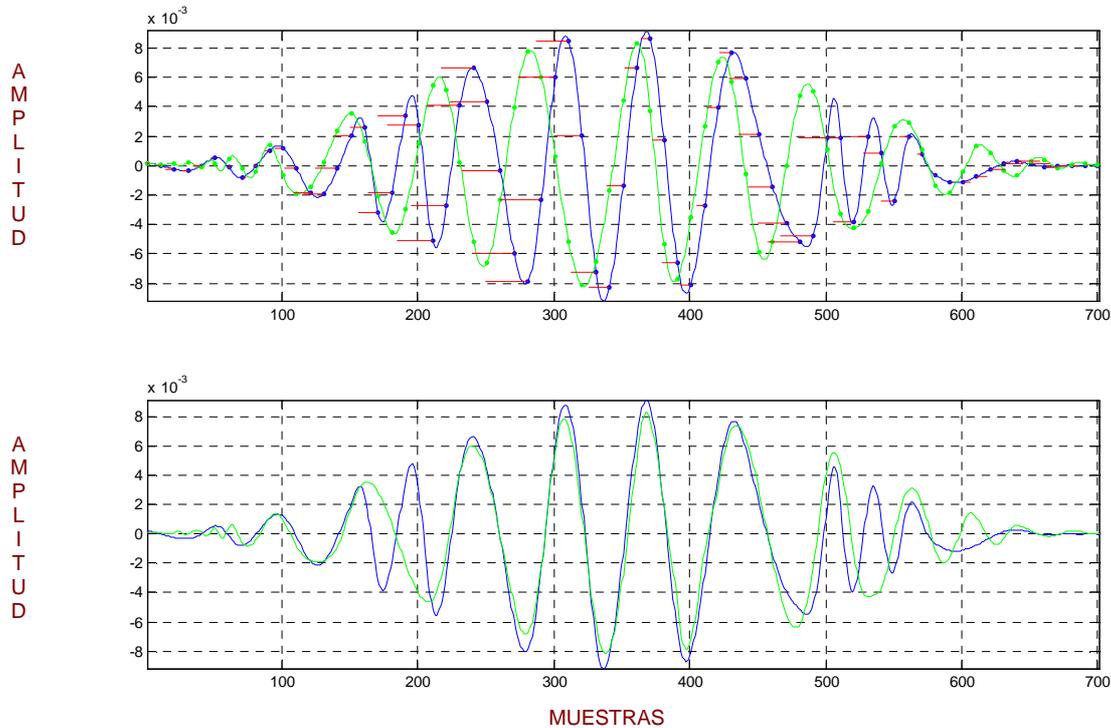
3. Aplicación de la transformada de Hilbert (tH). Se aplica la transformada de Hilbert para obtener la envolvente, vía el valor absoluto de la tH, del segmento seleccionado y del correspondiente modo de oscilación a procesar (Figura 4.6).
4. Se obtiene la correlación cruzada entre la envolvente del segmento seleccionado y la envolvente del resto del IMF para extraer las posiciones en donde la función de correlación es máxima (obsérvese la Figura 4.7).



**Figura 4.7** Se observa la misma envolvente que en la figura inferior 4.6 y con asteriscos se indican los máximos localizados de la función de correlación cruzada.

### 4.1.3 Uso del *Time Warping*, vía el COW.

1. Señal no alineada. Se genera la señal de referencia  $u$  insertando el segmento seleccionado en apnea, en las posiciones indicadas por los valores máximos de la función de correlación, denominada SR1.



**Figura 4.8** En color oscuro se muestra la señal de referencia y en color gris se muestra la señal que es deformada para mejorar la alineación. En la gráfica superior se observan ambas señales antes de aplicar el algoritmo COW mientras que en la inferior se observa ambas señales alineadas.

2. Señal alineada. Se genera la señal de referencia  $u$  colocando el segmento seleccionado en apnea en las posiciones indicadas por los valores máximos de la función de correlación. Sin embargo, en este caso el segmento de apnea se procesa previamente por el algoritmo de TW vía *Correlation Optimized Warping* (COW) [23]. Cuando se aplica TW, el segmento seleccionado es alineado mediante su deformación, acortando o expandiendo el eje de tiempo para hacerlo corresponder con la señal de interferencia (ver Figura 4.8). Con dicho procedimiento se obtiene la señal de referencia denominada SR2.

#### 4.1.4 Esquema de Eliminación de Interferencias por Filtrado Adaptativo.

La aplicación del algoritmo LMS ajusta los coeficientes de la respuesta a impulso del filtro adaptativo, minimizando el error cuadrático medio entre la señal de referencia  $u$  y la señal de interferencia [24]. Las señales de referencia SR1 y SR2 serán filtradas cada caso por separado como se describe a continuación:

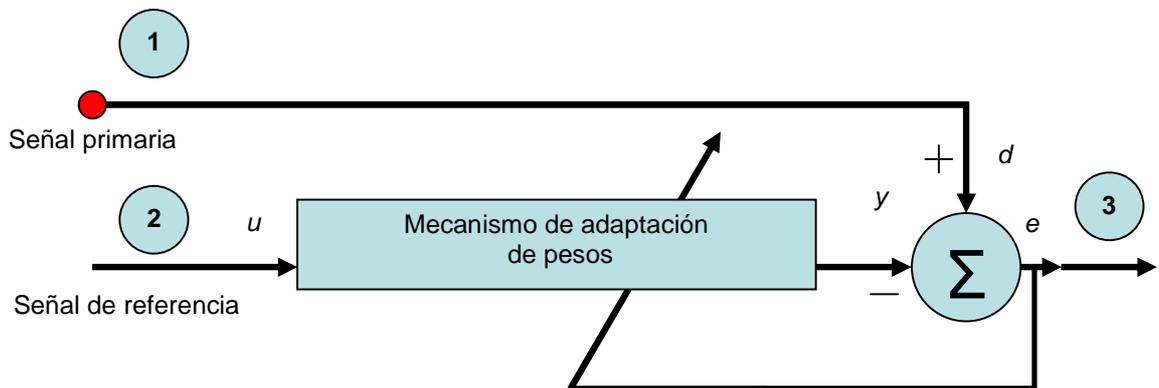


Figura 4.9 Esquema de eliminación de interferencias por filtrado adaptativo.

Obsérvese la Figura 4.9, en la cual se esquematiza el uso del filtrado adaptativo. En el punto 1 donde especifica la señal primaria se introduce el modo de oscilación que contiene la señal de interferencia cardiaca. En el punto 2 se introduce la señal de referencia, SR1 o SR2, mientras que el modo de oscilación filtrado se obtiene del punto número 3 y en la posición denotada por “y” se obtienen los segmentos cuasi-periodicos estimados por el filtro adaptativo.

El filtrado no se aplica a los modos de oscilación en los cuales no se observan componentes cuasi-periódicos, pero en caso de que estos modos contengan información significativa correspondiente al sonido respiratorio serán considerados para la reconstrucción de las señales filtradas.

#### 4.1.5 Reconstrucción de las Señales Filtradas.

Se reconstruyen dos señales filtradas, una de ellas utilizando SR1 como señal de referencia y la segunda, utilizando la señal SR2. El procedimiento es como sigue:

- Se preservan los IMFs correspondientes a escalas cortas de tiempo que presentan una correlación con el flujo respiratorio.
- Se incluyen los IMFs de escalas largas de tiempo que no hayan sido filtrados pero que contiene componentes asociados al SR.

- c) Se eliminan IMFs de escalas largas de tiempo que presentan una amplitud pequeña, que no contengan información significativa.

La señales filtradas se reconstruyen para IMFs cuyas señales de referencia son procesados sin y con TW. Se suman todos los IMFs procesados y los considerados en los casos (a) y (b).

## 4.2 Simulación de Escenarios de Prueba.

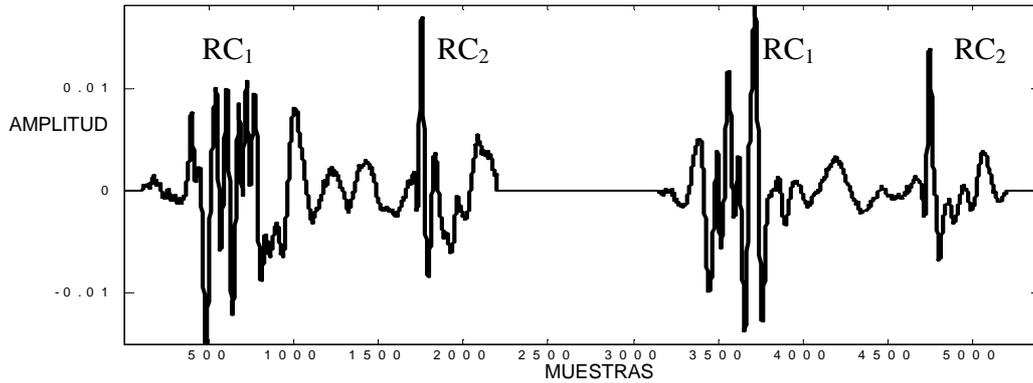
El propósito de simular una señal acústica respiratoria proveniente del tórax es obtener una señal en condiciones controladas para evaluar los alcances y las limitaciones de la metodología propuesta. Las condiciones controladas en esta tesis son: la elección de los ruidos cardiacos a insertar y la selección de su posición; y, la relación señal a ruido, es decir, ruido cardiaco a sonido respiratorio.

De acuerdo al conocimiento de las señales adquiridas reales, se definen las siguientes señales relevantes en la simulación:

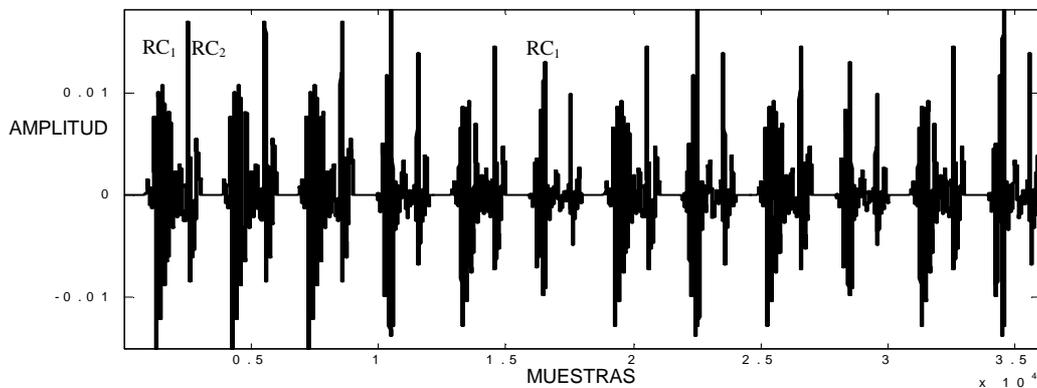
- Ruido de fondo.
- Sonidos respiratorios
- Flujo respiratorio.
- Ruido Cardiaco

Las condiciones para la construcción de la señal son las siguientes:

- Se simula una etapa de apnea y una etapa de respiración.
- Se seleccionan dos primeros ruidos cardiacos de la información acústica adquirida de un sujeto sano y uno de ellos se coloca en posiciones conocidas en etapa de apnea y de respiración variando su amplitud para simular ruidos. Lo anterior se realizó con el propósito de simular un posible cambio morfológico de los ruidos cardiacos con la respiración (Figura 4.10 y Figura 4.11).
- Un segundo ruido cardiaco se inserta en posiciones conocidas en ambas zonas.
- Se construyen dos señales respiratorias simuladas considerando relaciones señal cardiaca a ruido de fondo de 50 y 20 dB, respectivamente.
- Para construir la señal de ruido de fondo se genera una señal de ruido aleatorio (distribución gaussiana,  $\mu = 0$ , y  $\sigma^2 = 1$ ), con una extensión de 36000 muestras (que corresponde a 7.2 segundos).

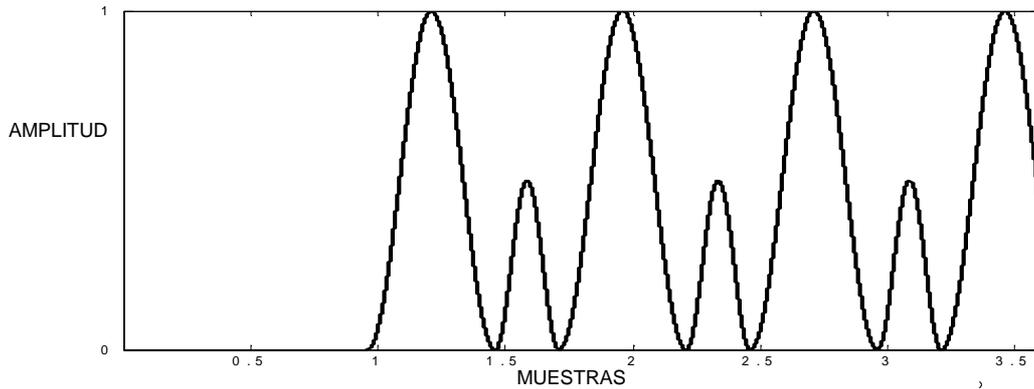


**Figura 4.10** Morfología de los ruidos cardiacos involucrados en la señal simulada.



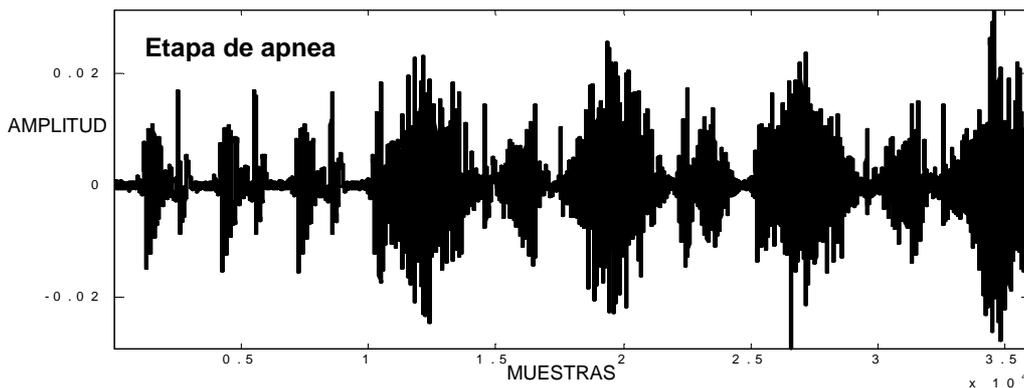
**Figura 4.11** Señal de ruidos cardiacos en posiciones conocidas. Nótese el cambio de morfología de los primeros ruidos cardiacos a lo largo de la señal.

- Para la construcción de la señal de sonido respiratorio, se contempla dos etapas, una etapa de apnea y una etapa de respiración. La etapa de apnea se simula considerando únicamente el ruido de fondo y los ruidos cardiacos en posiciones diferentes mientras que la etapa de respiración se simula con una señal aleatoria (distribución gaussiana  $\mu = 0$ , y  $\sigma^2 = 1$ ) que se procesa con un filtro FIR pasa bajas de orden 201 y frecuencia de corte de 300 Hz. Para simular la variación en amplitud del sonido respiratorio con el flujo respiratorio, se multiplica la señal filtrada anterior por una señal construida con ventanas intercaladas tipo Hamming, de dos diferentes amplitudes [20]. El sonido inspiratorio requiere de una ventana con mayor amplitud que la correspondiente al sonido espiratorio si se requiere simular una señal adquirida a nivel de la superficie torácica (Figura 4.12).



**Figura 4.12** Ventanas de Hamming para definir las fases de inspiración y espiración de la señal simulada.

- Una vez construida cada una de las señales anteriormente descritas, todas las señales se suman para obtener una señal resultante (Figura 4.13).



**Figura 4.13** Señal respiratoria simulada incluyendo ruidos cardiacos, ruido de fondo y sonido respiratorio con tres ciclos respiratorios completos y una etapa de apnea inicial.

Finalmente, la ecuación matemática que describe la señal simulada se expresa como:

$$z(n) = \sum_{i=1}^{M_1} s_1(n - \Delta_{1i}) + \sum_{i=1}^{M_2} s_2(n - \Delta_{2i}) + \sum_{i=1}^{M_1} s_1^{bs}(n - \Delta_{1i}^{bs}) + \sum_{i=1}^4 v(n - \Delta_{bi}) + w(n)$$

donde  $z(n)$  representa la señal respiratoria adquirida en un canal determinado,  $s_1$  y  $s_2$  indican el primer y segundo ruido cardiaco respectivamente, en posiciones temporales  $\Delta_{1i}$  y  $\Delta_{2i}$ , simulando una frecuencia cardiaca de 100 L/seg. La señal  $s_1^{bs}$  corresponde al primer ruido cardiaco, modificado por la respiración, resultado de la convolución  $s_1^{bs}(n) = h_{1ir} * s_1(n)$ , donde  $h_{1ir}$  es igual

a la respuesta al impulso desconocida representando la correlación entre la referencia y la interferencia. El sonido respiratorio es representada por  $v(n)$  y  $w(n)$  es ruido aditivo de fondo [25].

### 4.3 Adquisición Multicanal de Información Acústica en Sujetos Sanos.

La adquisición multicanal simultánea es una técnica recientemente impulsada para el estudio de los sonidos respiratorios ya que permite la adquisición de señales acústicas en diferentes puntos de la superficie del tórax obteniendo información relevante del estado de los pulmones desde los ápex hasta las bases [26].

La adquisición de la información acústica del tórax en esta tesis se realizó con transductores acústicos modelo BT-1834, insertados en una campana de dimensiones conocidas [13], conectados a un sistema de adquisición de datos por medio de una tarjeta de conversión A/D comercial, a una frecuencia de muestreo de 5000 Hz. Los puntos de adquisición se esquematizan en la Figura 4.14 y son:

IZQ1 corresponde a la línea media axilar izquierda, porción superior.

IZQ2 corresponde a la línea media axilar izquierda, porción media.

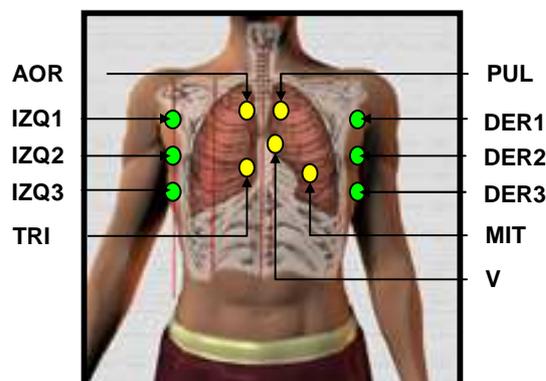
IZQ3 corresponde a la línea media axilar izquierda, porción inferior.

DER1 corresponde a la línea media axilar derecha, porción superior.

DER2 corresponde a la línea media axilar derecha, porción media.

DER3 corresponde a la línea media axilar derecha, porción inferior.

PUL corresponde a la zona donde se ausculta por convención el sonido proveniente de la válvula pulmonar.



**Figura 4.14** Posición de micrófonos para la adquisición de señales acústicas reales.

AOR corresponde a la zona donde se ausculta por convención el sonido proveniente de la válvula aórtica.

MIT corresponde a la zona donde se ausculta por convención el sonido proveniente de la válvula mitral.

TRI corresponde a la zona donde se ausculta por convención el sonido proveniente de la válvula tricúspide

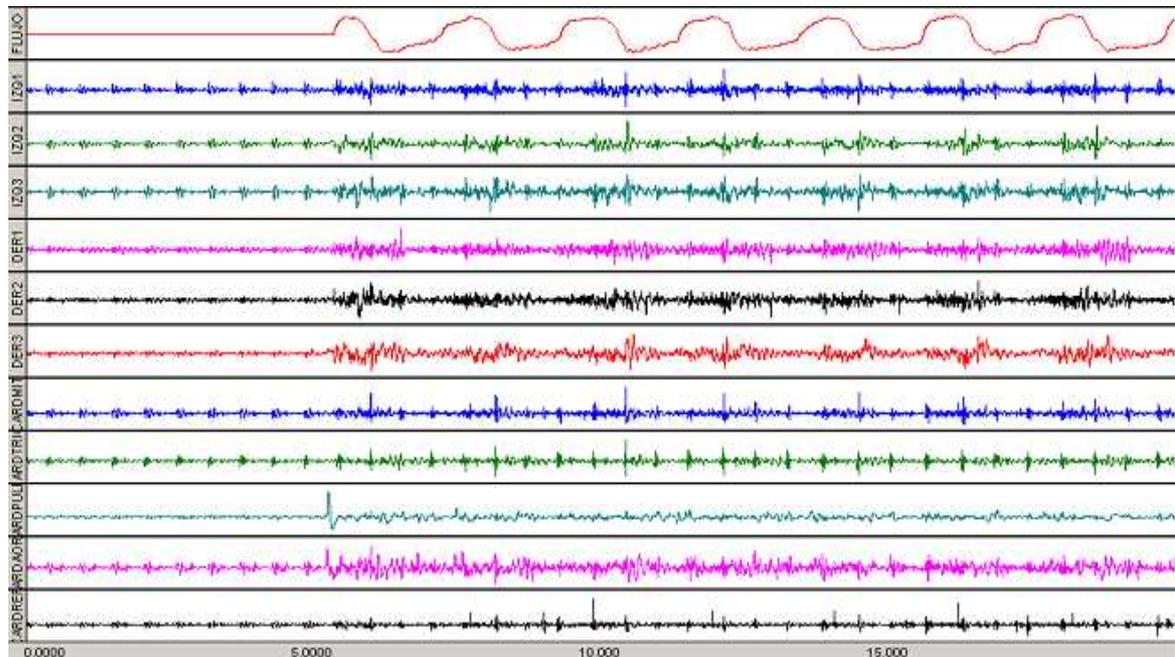
V corresponde a un canal que captura información proveniente de las cuatro válvulas cardiacas y por tanto se denomina *promedio* precordial. La idea es capturar información equivalente en magnitud de todos los puntos específicos de captura de los ruidos cardiacos.

Los puntos de adquisición anteriores se seleccionaron con el propósito de hacer variar la influencia del sonido respiratorio y los ruidos cardiacos en términos de su relación de amplitud. En los puntos donde se auscultan los ruidos de las diferentes válvulas cardiacas su intensidad es relevante, y en puntos alejados al corazón, la intensidad de los sonidos respiratorios normalmente se incrementa.

Se adquirieron señales en 11 sujetos masculinos sanos, de complexión delgada y robusta, de edades entre 24 y 46 años, 3 en las instalaciones de la Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Iztapalapa, y 8 en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias en donde fue posible adquirir también la señal de ECG derivación II por medio de un electrocardiógrafo marca Burdick modelo Eclipse. El diagnóstico para definir si un sujeto es sano o no, se determinó con la ayuda de un médico especialista. La Figura 4.15 muestra un ejemplo de las señales adquiridas.

Se calibró la escala de un osciloscopio, por medio de un flujómetro, a flujos de 0.5, 1.0, 1.5 y 2.0 L/seg, y se indicó al sujeto el flujo respiratorio que debe realizar en cada maniobra. Nuevamente, el variar el flujo respiratorio permite manejar la relación de amplitudes, y por lo tanto el SNR, entre el sonido respiratorio y el ruido cardiaco. Una vez colocados los transductores acústicos en el tórax del sujeto, se realizaron maniobras de respiración con 5 segundos iniciales de apnea y un tiempo de 10

segundos para la etapa de respiración, obteniéndose 15 segundos en total por cada flujo respiratorio.



**Figura 4.15** (Aquí se reproduce la Figura 2.1). Señales acústicas adquiridas. En la parte superior se muestra el flujo respiratorio (2L/seg), IZQ1 a IZQ3 corresponden a las señales de la línea axilar izquierda, DER1 a DER 3 corresponden a las señales de la línea derecha axilar, y las cinco últimas corresponden a puntos próximos al corazón.

#### 4.4 Medidas de Desempeño del Esquema Propuesto.

Para estimar el desempeño de la metodología propuesta se calcularon valores de potencia espectral con base en el espectrograma por transformada de Fourier de tiempo corto. Los elementos importantes a evaluar correspondieron a:

- a) En el caso de señales simuladas:
  1. Potencia de la señal de interferencia estimada, ruido cardiaco, por el esquema propuesto en el dominio original de la señal simulada, involucrando y sin involucrar TW. Las bandas de interés son de 0 a 300 Hz, de 300 a 600 Hz y de 600 a 1200 Hz
  2. Efecto de la relación señal (ruido cardiaco) a ruido (sonido respiratorio) y señal (ruido cardiaco) a ruido de fondo sobre la estimación de la posición del ruido cardiaco y su reducción posterior.
  3. Potencia del sonido respiratorio simulado “limpio” en comparación con la potencia del sonido respiratorio filtrado por el esquema propuesto.

4. Posibles alteraciones del contenido en frecuencia de los sonidos respiratorios.
- b) En el caso de las señales reales:
1. Se calculan las potencias en las posiciones en donde se detectó un ruido cardiaco de interferencia, antes y después del filtrado, y en las mismas bandas de frecuencia antes mencionadas.
  2. Para evaluar el desempeño de la metodología, se consideró como una medida de referencia la potencia del ruido cardiaco en apnea para comparar con la potencia del ruido cardiaco en interferencia estimado. Además, se calculó el índice siguiente para todos los sujetos en la base de datos, puntos de adquisición, y flujos.

$$x = \frac{P_{RCE}}{P_{RCApnea}} \times 100\% \quad (4.1)$$

donde  $P_{RCE}$  es la potencia de los ruidos cardiacos de interferencia estimado y  $P_{RCApnea}$  es la potencia de los ruidos cardiacos localizados en etapa de apnea.

El procedimiento de evaluación incluye:

- Determinación de intervalos de tiempo del ruido cardiaco de interferencia en la señal simulada.  
Las potencias de los ruidos cardiacos son obtenidas con los intervalos conocidos que corresponden, como punto de inicio, a las posiciones en donde se insertaron los ruidos cardiacos, y como punto final, a la suma de la posición de inicio y el ancho del ruido cardiaco.
- Determinación de los intervalos de tiempo en señales reales.  
Para calcular las potencias de los ruidos cardiacos de interferencia estimados en el dominio original, se utiliza, en el dominio de la descomposición, los máximos de la correlación cruzada entre el segmento seleccionado en apnea y el modo de oscilación correspondiente, estableciendo los intervalos como se muestra en la Tabla 4.1

CANAL	MODO DE OSCILACIÓN	INTERVALO DEL SEGMENTO DE REFERENCIA		MÁXIMOS					
8	5	6818	7229	539.89	6817	12851	24551	29890	0
8	6	6719	7412	542.33	6718.3	12724	18772	24424	29736
8	7	6604	7557	412.49	6603.6	12722	18629	24308	29643
8	8	6369	8341	6369.7	12435	18477	24166	29328	0
8	9	114	3715	0	0	0	0	0	0

**Tabla 4.1 Selección de la señal de referencia en los intervalos indicados y sus máximos correspondientes por modo de oscilación en la señal de sonido respiratorio.**

1. Se calculan los intervalos para cada IMF procesado. Para explicar el procedimiento se hará referencia a los datos de la tabla 4.1:  
La primera y segunda columna de la tabla 4.1, indica el canal adquirido y el modo de oscilación que fueron procesados por la metodología propuesta, respectivamente. Las dos siguientes columnas corresponden al intervalo, en muestras, del segmento de información cardiaca en apnea seleccionado en cada IMF. En las columnas siguientes se encuentran los máximos obtenidos de la correlación cruzada entre el segmento seleccionado y el resto del IMF. Las celdas con valores cero indican que no fue localizado algún ruido cardiaco de interferencia, sin embargo, el IMF que se intentó procesar debe de adicionarse para la reconstrucción de la señal resultante, ya que presenta información relevante. Es de hacer notar en la tabla 4.1, los máximos de la función de correlación se encuentran cercanos en valor en los diferentes modos de oscilación. La cuestión es utilizar ahora esta información redundante de posición para establecer los intervalos de tiempo en donde se detectaron los ruidos cardiacos de interferencia en cada IMF procesado para calcular la potencia espectral en el dominio original de la señal.
2. Se ordenan los máximos de la función de correlación por canal en forma ascendente, como se muestra en la tabla 4.2
3. Para la obtención de los intervalos de tiempo del ruido cardiaco de interferencia detectado, se utiliza el siguiente procedimiento:
  - a. Se inicia con el primer elemento del arreglo, es decir, el elemento de menor valor, el número 412.49 en la tabla 4.2.

	NÚMERO MÁXIMO										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
POSICIÓN CORRESPONDIENTE	412.9	539.9	542.3	6369.7	6603.6	6718.3	6817	12435	12722	12724	12851
	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
POSICIÓN CORRESPONDIENTE	18477	18629	18772	24166	24308	24424	24551	29328	29643	29736	29890

**Tabla 4.2 Ejemplo de la posición correspondiente al máximo de la función de autocorrelación por canal.**

- b. Se calcula el extremo superior con la longitud del segmento de la señal de referencia respectiva, es decir, el intervalo correspondiente es (6604, 7557). El extremo superior se obtiene con la ecuación  $412.49 + 7557 - 6604$ , y por lo tanto el intervalo para el cálculo de la potencia del ruido cardiaco de interferencia detectado es (412,49, 1365.49).
1. Si el siguiente máximo, el número 539.89, se encuentra en el intervalo anteriormente estimado, se calcula nuevamente el extremo superior utilizando el intervalo del segmento de referencia que corresponde al número y se elige el valor mayor.
  2. Si el siguiente máximo, 6369.7, no se encuentra en el intervalo anteriormente estimado, éste se selecciona como el próximo extremo inferior de un nuevo intervalo y se sigue el paso b hasta terminar con todos los máximos.

## **CAPÍTULO 5 RESULTADOS**

### **5.1 Información Acústica Presente en las Señales Multicanal Adquiridas.**

Esta sección se compone de resultados en señales simuladas y señales adquiridas reales. Sin embargo, en favor de la claridad en la exposición, en el caso de datos adquiridos se presentará un número limitado de gráficas y datos estimados, en condiciones de bajo y alto flujo respiratorio, dado que se adquirieron las señales de 11 sujetos. En un apéndice se proporcionan los resultados de todos los datos adquiridos.

La Figura 4.15 es un ejemplo de las señales multicanal adquiridas a un flujo de 2 L/seg. La etapa de apnea contiene varios ruidos cardiacos y en la etapa de respiración se observa un incremento del sonido respiratorio con la fase inspiratoria y espiratoria, indicadas por ondas positivas y negativas en el flujo respiratorio, respectivamente. En la etapa de apnea, los ruidos cardiacos presentan diferentes amplitudes dependiendo de la cercanía o lejanía del corazón. Así, la de mayor amplitud es la señal correspondiente a la posición en donde se ausculta normalmente el ruido producido por la válvula mitral. También se observa que la morfología de los ruidos cardiacos en esta etapa no presenta cambios aparentes, tal y como lo indican los esfuerzos en la referencia 19. En contraste, en la etapa de respiración se observa un cambio en la morfología de los ruidos cardiacos. En las posiciones de registro más alejadas del corazón, la presencia de los ruidos cardiacos se ve completamente disminuida.

### **5.2 Modos de Oscilación (IMFs) en Señales Simuladas y Adquiridas Reales.**

#### **5.2.1 Señales Simuladas.**

##### **5.2.1.1 Señales Acústicas Simuladas con Diferente Nivel de Ruido de Fondo.**

En la Figura 5.1 se presenta la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB. Mientras que la Figura 5.2 se presenta la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB. El cambio en la SNR de la señal simulada, en particular de la señal cardiaca, con respecto al ruido de fondo se observa en la línea de base en la etapa de apnea al hacerse ésta más gruesa. También obsérvese la morfología de la señal respiratoria simulada. Ésta se advierte muy cercana

a la morfología de la señal que se puede adquirir en alguna zona en la superficie torácica, es decir información de la fase inspiratoria de mayor magnitud que la información de la fase espiratoria. Su comportamiento en el dominio tiempo-frecuencia se observa en la Figura 5.49 y 5.50.

### **5.2.1.2 IMFS de las Señales Simuladas.**

De la Figura 5.3 a la Figura 5.5 se presenta la descomposición en IMFs de la señal simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20 dB y de la Figura 5.6 a la Figura 5.8 se presenta la descomposición en IMFs de la señal simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50 dB. El EMD proporcionó de 14 a 15 IMFs, con los primeros IMFs representando escalas de tiempo cortas, esto es, valores altos de frecuencias instantáneas. En ambos casos, 20 y 50 dB, a partir del IMF3 o IMF4, y hasta el IMF10, aparecen elementos cuasi-periodicos en los modos de oscilación que coinciden temporalmente con los ruidos cardiacos insertados. También se puede observar que el ruido cardiaco y el sonido respiratorio comparten varias escalas de tiempo, impidiendo eliminar simplemente los IMFs correspondientes a ruido cardiaco, de ahí la importancia del filtro adaptativo. A partir del IMF<sub>9</sub> en adelante se presentan las escalas de tiempo largas, correspondientes a frecuencias instantáneas bajas.

### **5.2.2 Señales Reales.**

Un ejemplo de las señales adquiridas en un sujeto sano se presenta en la Figura 5.9. Las señales acústicas se obtuvieron en zonas donde se auscultan normalmente los ruidos cardiacos a un flujo de 0.5 L/seg. Las señales acústicas corresponden a la válvula mitral, tricúspide, pulmonar, aórtica y finalmente una señal “promedio” precordial, respectivamente. En la Figura 5.10, se presentan las señales acústicas de la línea media axilar izquierda y en la Figura 5.11, las señales correspondientes a la línea media axilar derecha para el mismo sujeto. De la Figura 5.12 a la Figura 5.14 se presentan señales acústicas correspondientes a flujo de 2.0 L/seg.

#### **5.2.2.1 EMD de Señales Acústicas en Posiciones Cercanas al Corazón.**

De la Figura 5.15 a la 5.17 se presenta la descomposición en IMFs de una señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona donde se ausculta la válvula tricúspide a

un flujo de 0.5 L/seg. El EMD proporcionó 15 IMFs, con los primeros IMFs representando escalas de tiempo cortos, esto es, valores altos de frecuencias instantáneas. Dado que no se observa ninguna correlación temporal de las magnitudes de  $IMF_1$  al  $IMF_3$  con el flujo respiratorio, estos modos se pueden eliminar ya que corresponden a ruido de fondo. Para las señales adquiridas en posiciones más cercanas al corazón, y a un flujo respiratorio bajo, los elementos cuasi-periódicos relacionados con los ruidos cardiacos son más evidentes en todos los modos de oscilación restantes. Conforme el flujo respiratorio se incrementa, aparecen más IMFs con las escalas de tiempo asociadas a sonido respiratorio.

#### **5.2.2.2 EMD de Señales Acústicas en Posiciones Alejadas del Corazón.**

En las Figura 5.18 a la 5.20 se presenta la descomposición en IMFs de una señal adquirida en una posición lejana al corazón, en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg. En las Figura 5.21 a la 5.23 se presenta la descomposición en IMFs de una de señal adquirida en una posición lejana al corazón en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg. En la Figura 5.24 a la 5.26 se presenta la descomposición en IMFs de una señal adquirida en una posición lejana al corazón en la línea axilar izquierda basal a un flujo de 2L/seg.

#### **5.2.2.3 Señales Simuladas Filtradas con TW y sin TW.**

En las Figura 5.27 a la 5.28 se presentan las señales resultantes después de ser procesadas con la metodología anteriormente descrita. Se muestra la señal original, la señal filtrada sin utilizar algoritmo de alineación y utilizando algoritmo de alineación para señales simuladas con 20dB y 50dB.

#### **5.2.2.4 Señales Reales Filtradas con TW y sin TW.**

En las Figura 5.29 a la 5.49 se presenta las señales resultantes después de ser procesadas con la metodología anteriormente descrita. Se muestra la señal original, la señal filtrada sin utilizar algoritmo de alineación y utilizando algoritmo de alineación para todos los casos señales cercanas al corazón, de la línea axilar izquierda y de la línea axilar derecha para un flujos de 0.5L/seg y 2L/seg. En algunas gráficas se incluyen

flechas que indican posiciones de ruidos cardiacos antes y después de aplicar la metodología propuesta para observar el efecto obtenido.

### 5.3 Medidas de Desempeño en Escenarios de Prueba.

En la Tabla 5. 1 y Tabla 5. 2 se presentan las potencias espectrales calculadas para las señales simuladas de 20 dB y 50 dB respectivamente, en las bandas de frecuencias de 0 a 300, de 300 a 600 y de 600 a 1200 Hz para tres primeros ruidos cardiacos insertados en la etapa de apnea y 9 insertados en la etapa de respiración. Las tablas presentan los datos siguientes:

- Número de ruido cardiaco insertado en la etapa de apnea o de respiración.
- Relación señal (ruido cardiaco) a ruido (sonido respiratorio) para cada ruido cardiaco insertado.
- Potencias de ruidos cardiacos insertados en el dominio original de la señal.
- Potencias de ruidos cardiacos más ruido de fondo.
- Potencias de ruido cardiaco de interferencia estimado por la metodología sin aplicar TW (Obtenida a partir de la suma total de la señal de salida y del filtro adaptativo, de cada uno de los IMFs procesados).
- Potencias de ruido cardiaco de interferencia estimado por la metodología con TW.
- Potencias del sonido respiratorio simulado “limpio”.
- Potencias del sonido respiratorio más ruido de fondo.
- Potencias del sonido respiratorio más ruido de fondo y ruidos cardiacos.
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado sin TW (Obtenida a partir de la suma total de la señal de error del filtro adaptativo, de cada uno de los IMFs procesados).
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado sin TW más los primeros IMFs.
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado con TW.
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado con TW más los primeros IMFs

### 5.4 Medidas de Desempeño en Datos Reales.

En las tablas Tabla 5. 3.a a la Tabla 5. 3.k se presentan las potencias calculadas para las señales reales adquiridas en diferentes puntos del tórax de un sujeto a un flujo de 0.5 L/seg. En las Tabla 5. 4.a a Tabla 5. 4.k se presentan las potencias calculadas

para las señales reales obtenidas en diferentes puntos del tórax de un sujeto a un flujo de 1.0 L/seg. En las tablas Tabla 5. 5.a a la Tabla 5. 5.k se presentan las potencias calculadas para las señales reales obtenidas en diferentes puntos del tórax de un sujeto a un flujo de 1.5 L/seg. En las tablas Tabla 5. 6.a a la Tabla 5. 6.k se presentan las potencias calculadas para las señales reales obtenidas en diferentes puntos del tórax de un sujeto a un flujo de 2.0 L/seg.

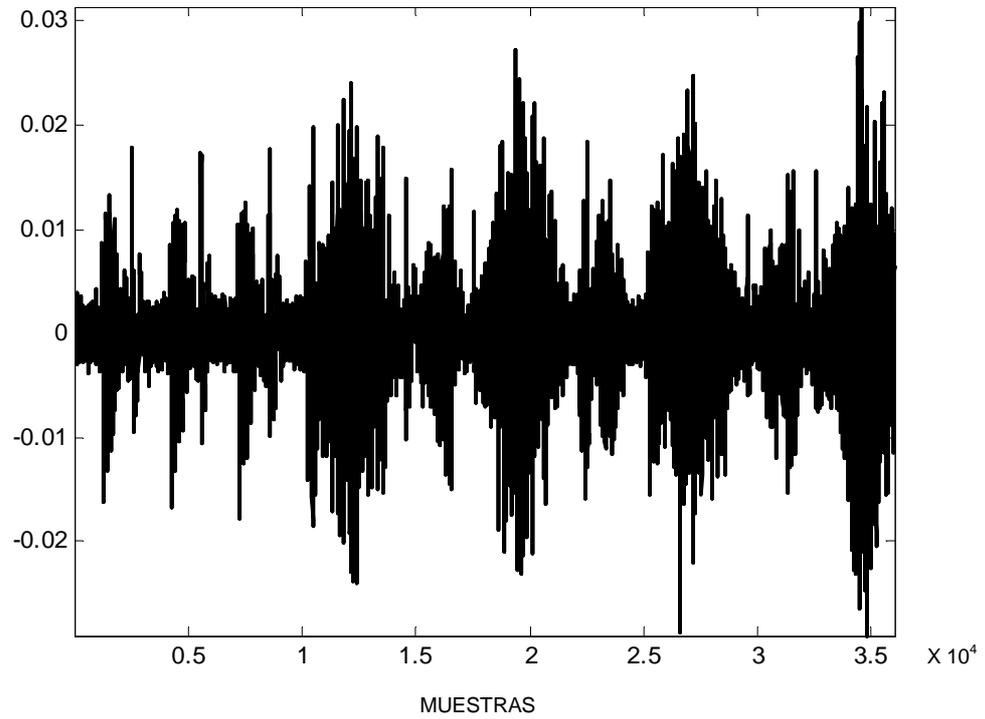
Las letras de las tablas corresponden a las señales que se indican:

- a. Línea axilar izquierda, región apical
- b. Línea axilar izquierda, región media
- c. Línea axilar izquierda, región basal
- d. Línea axilar derecha, región apical
- e. Línea axilar derecha, región media
- f. Línea axilar derecha, región basal
- g. Zona de auscultación para válvula mitral
- h. Zona de auscultación para válvula tricúspide
- i. Zona de auscultación para válvula pulmonar
- j. Zona de auscultación para válvula aórtico
- k. Posición precordial promedio

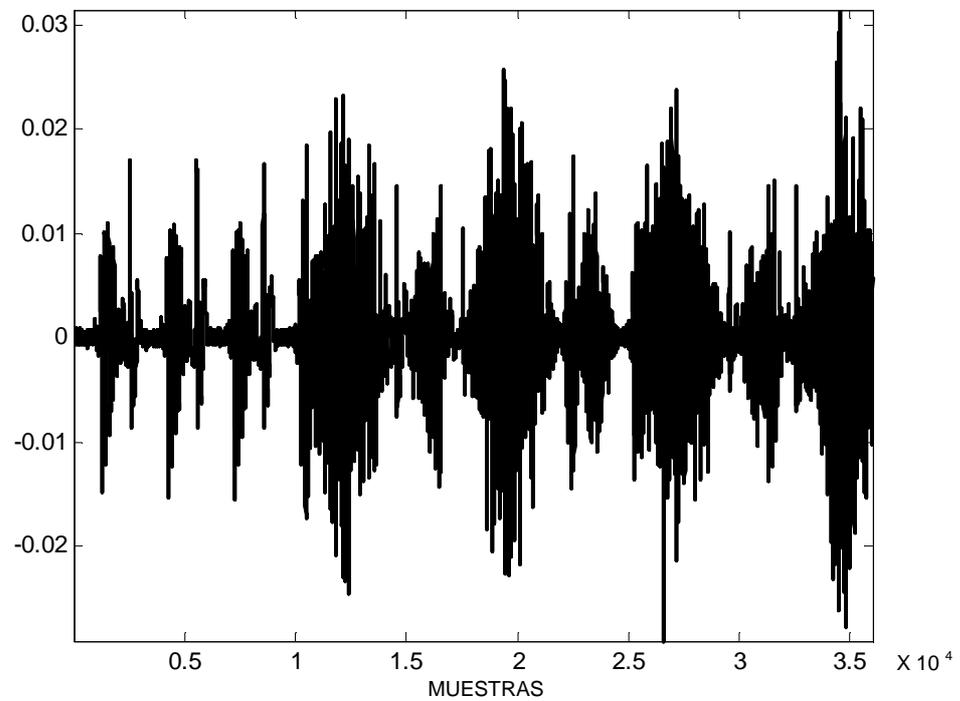
En las tablas se proporcionan la posición inicial y final estimada para cada ruido cardiaco detectado en la zona de apnea y en la de respiración. Además, se proporcionan las potencias espectrales siguientes:

- Potencia de la señal real adquirida en el dominio original.
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado sin TW.
- Potencias de la señal de sonido respiratorio filtrado con TW.
- Potencias de ruido cardiaco de interferencia estimado sin TW.
- Potencias de ruido cardiaco de interferencia estimado con TW.

Se grafican los resultados obtenidos de la ecuación 4.1. Las gráficas 5.51 a la 5.54, se presentan los promedios de las potencias calculadas por flujo, en las zonas donde se adquieren las señales acústicas en el protocolo propuesto por esta tesis, por ancho de banda que va de 0-300, 300-600 y de 600 a 1200Hz. De igual forma se grafica y se calcula la varianza por flujo, por canal, para todos los sujetos, en diferentes anchos de banda. Por último se calcula el promedio del promedio de las potencias.



**Figura 5.1** Señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB



**Figura 5.2** Señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50 dB

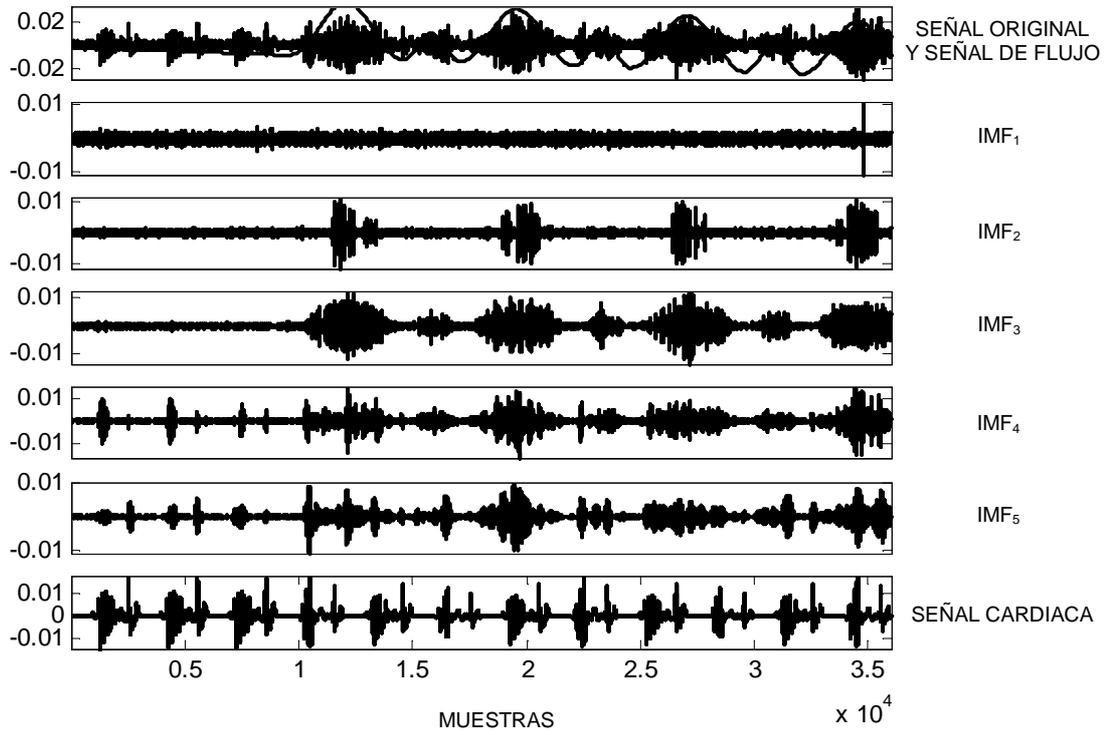


Figura 5.3 IMFs 1 al 5 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB.

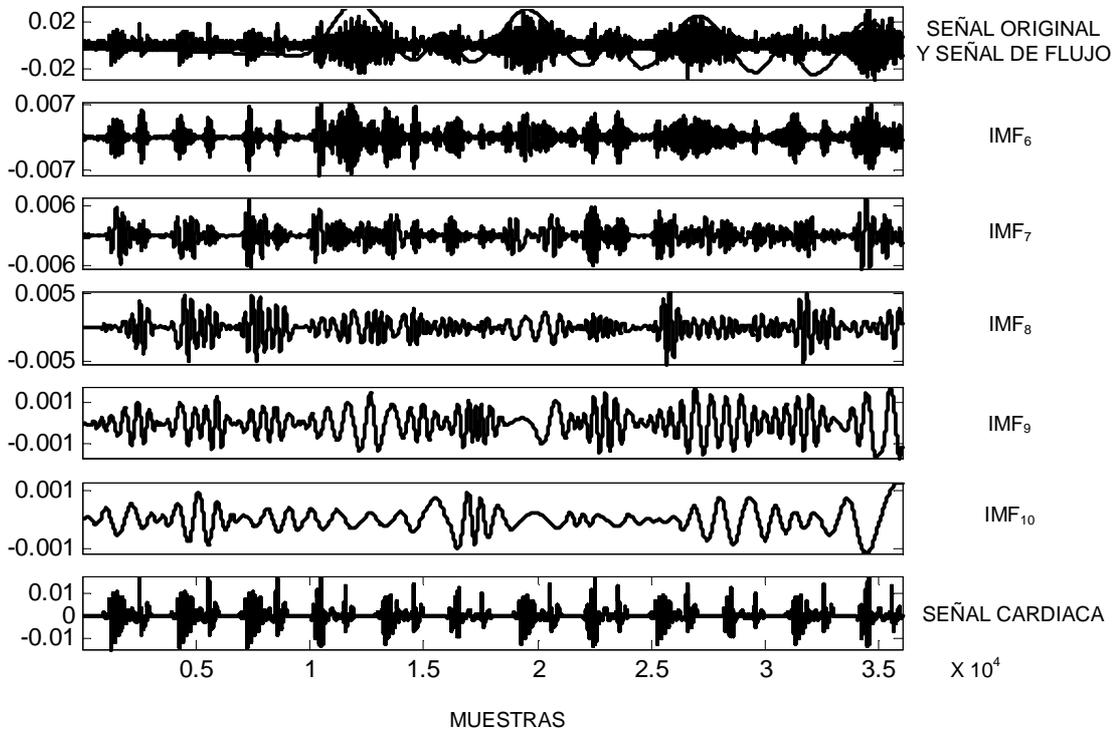


Figura 5.4 IMFs 6 al 10 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB.

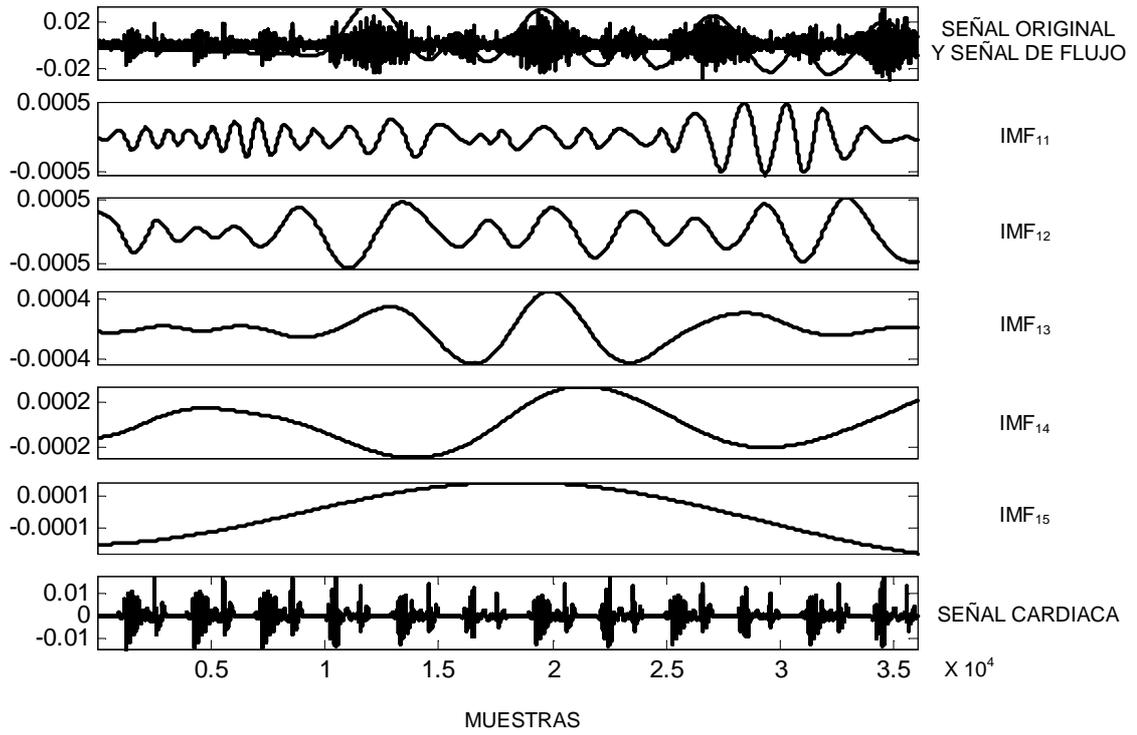


Figura 5.5 IMFs 11 al 15 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB.

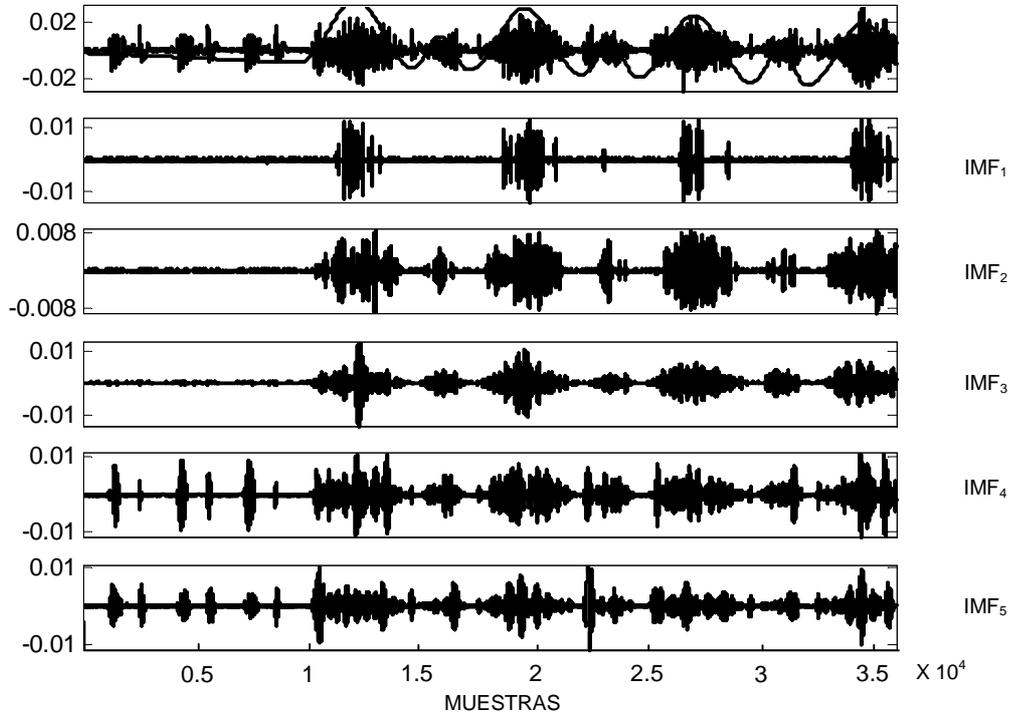


Figura 5.6 IMFs 1 al 5 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50db.

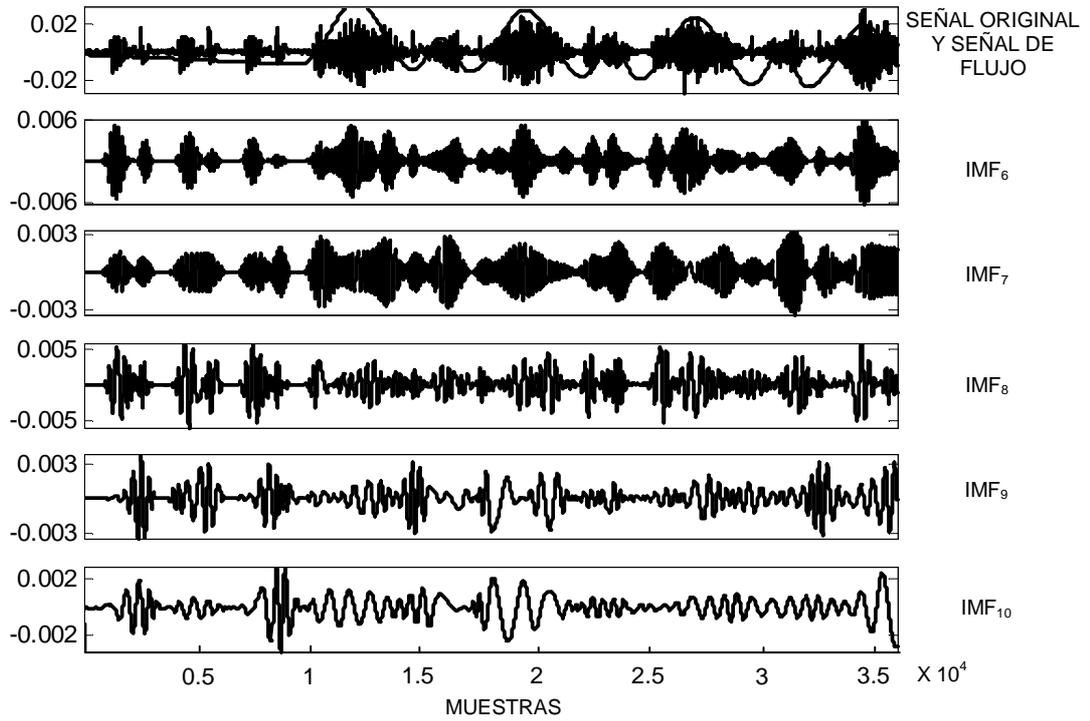


Figura 5.7 IMFs 6 al 10 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB.

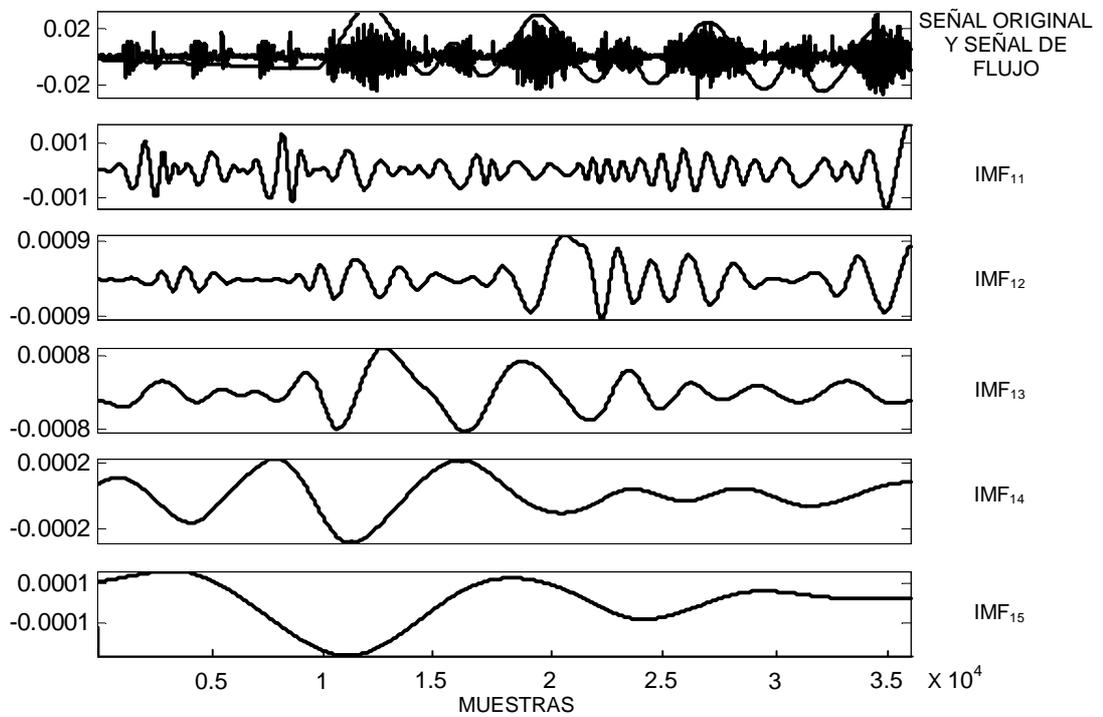
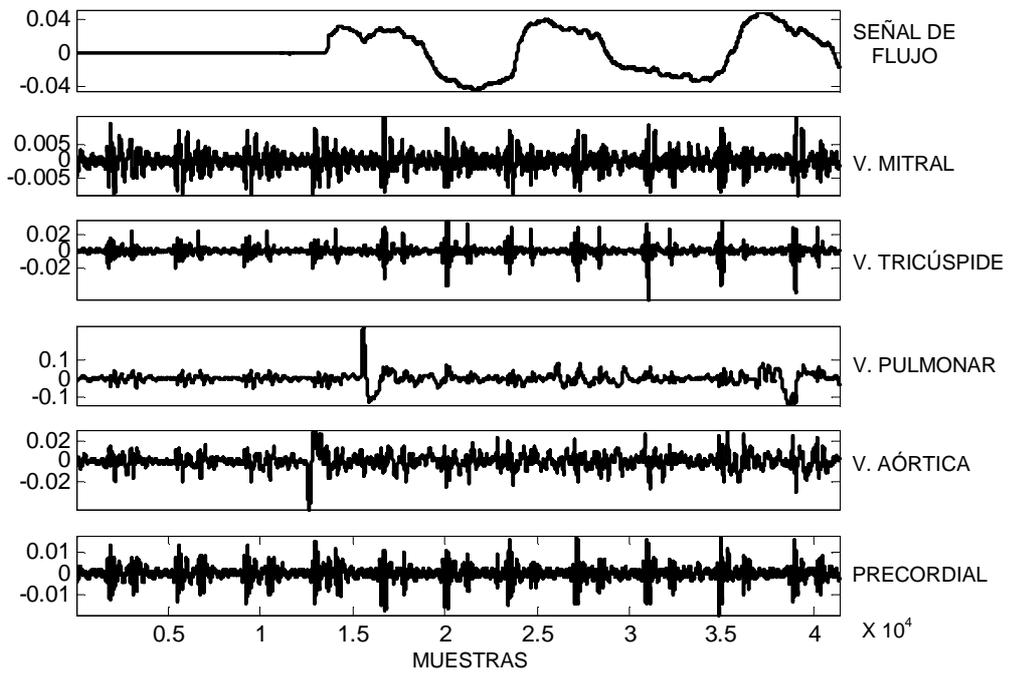
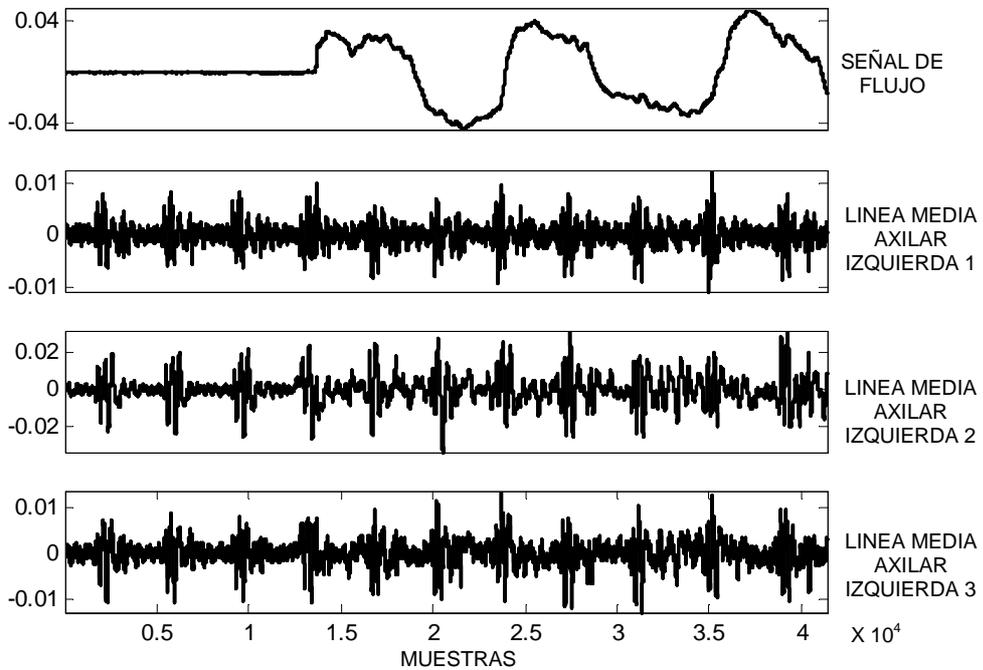


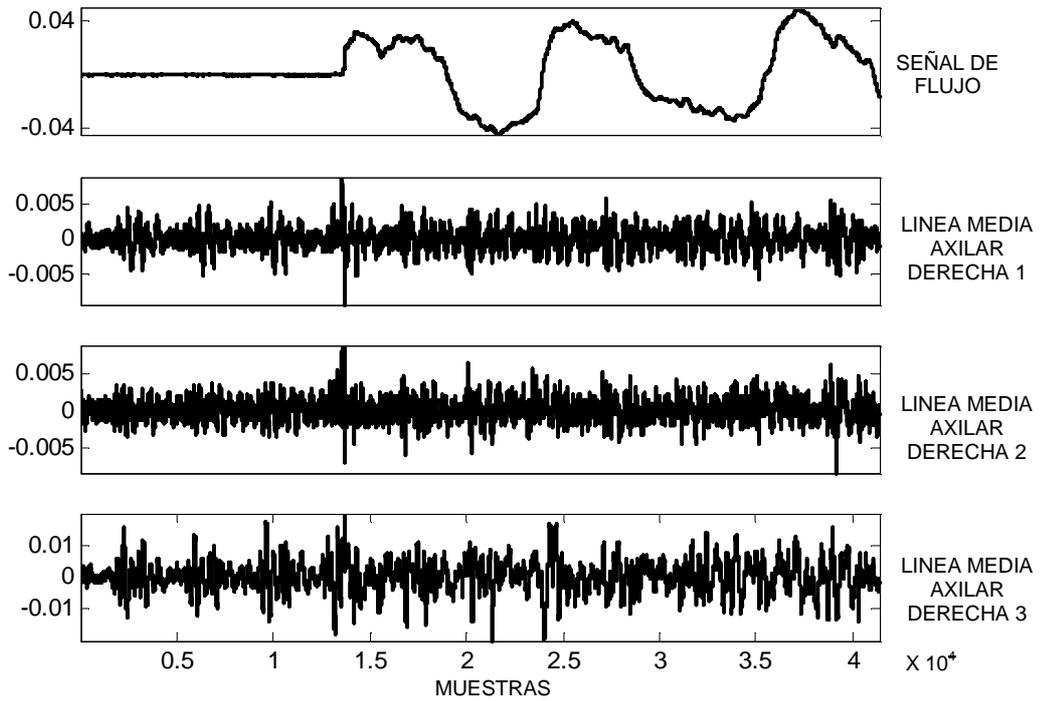
Figura 5.8 IMFs 11 al 15 de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB.



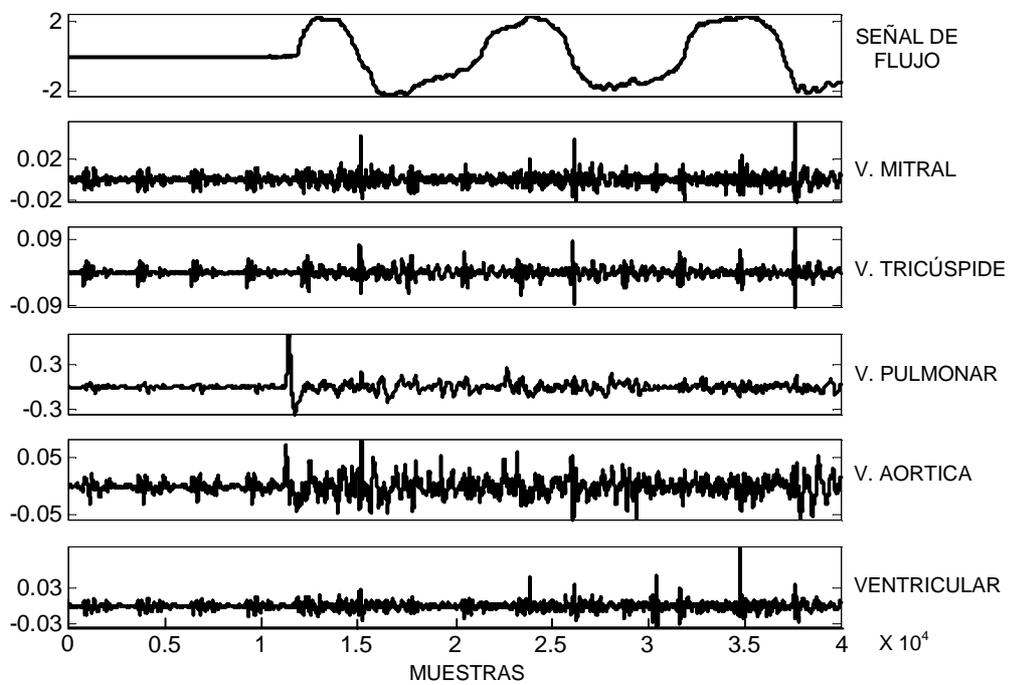
**Figura 5.9** Señales acústicas obtenidas de las zonas de auscultación de las válvulas cardiacas a flujo de 0.5 L/seg.



**Figura 5.10** Señales acústicas de la línea media axilar izquierda a flujo de 0.5 L/seg.



**Figura 5.11** Señales acústicas de la línea media axilar derecha a flujo de 0.5 L/seg.



**Figura 5.12** Señales acústicas obtenidas de las zonas de auscultación de las válvulas cardiacas a flujo de 2.0 L/seg.

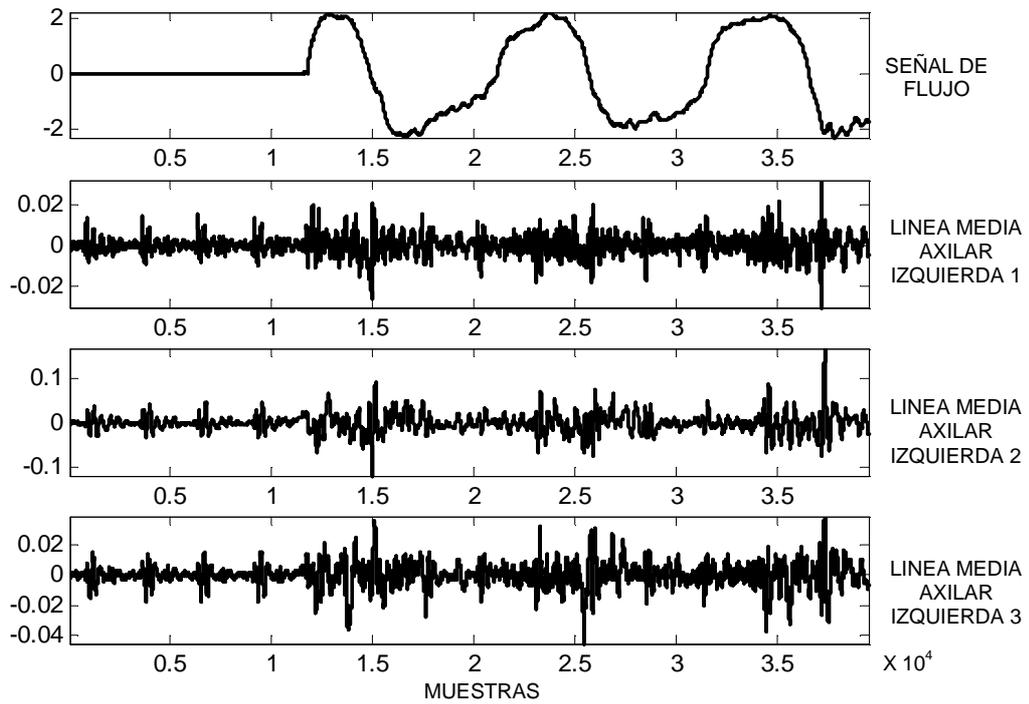


Figura 5.13 Señales acústicas de la línea media axilar izquierda a flujo 2.0 L/seg.

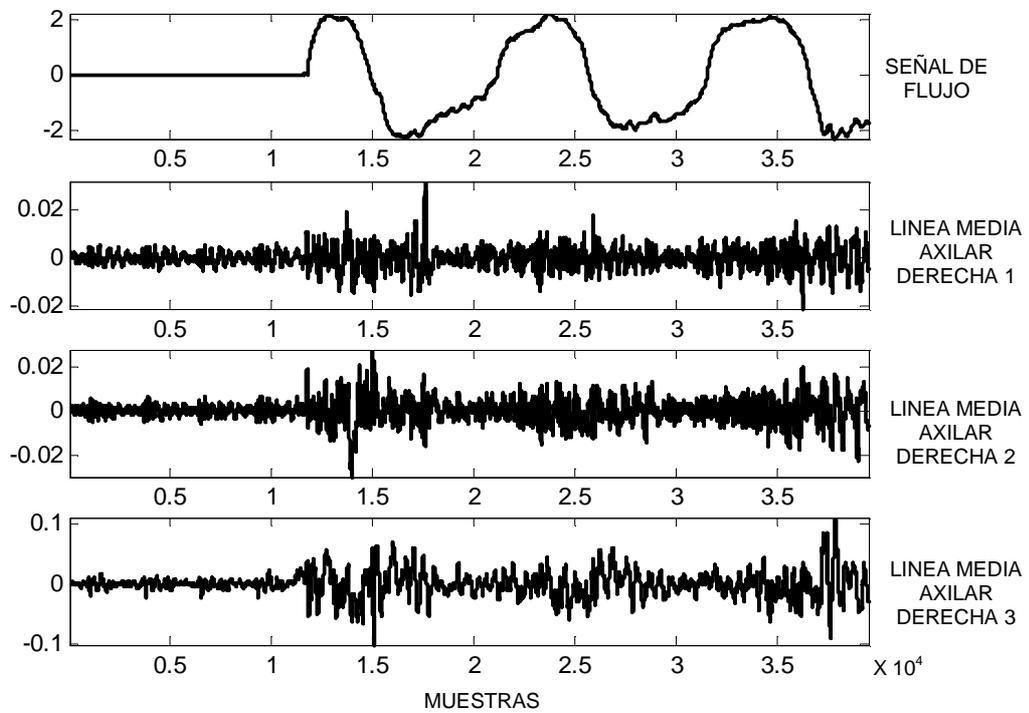
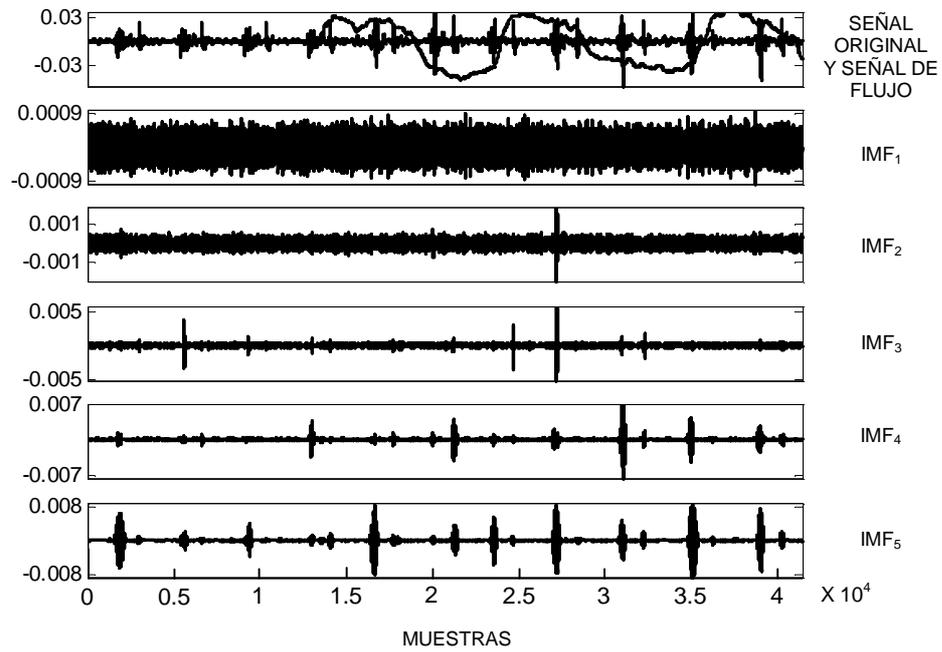
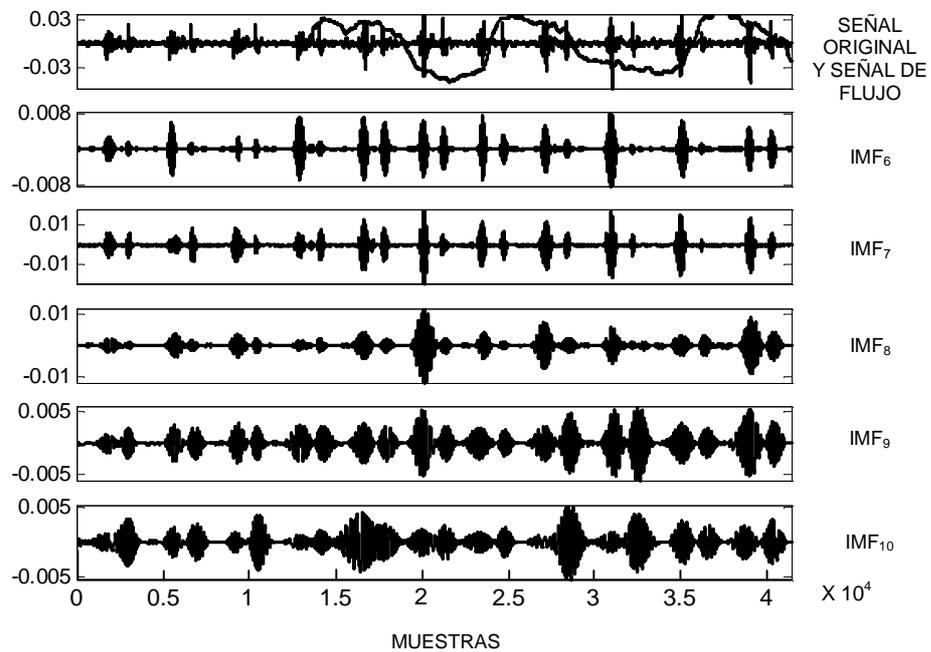


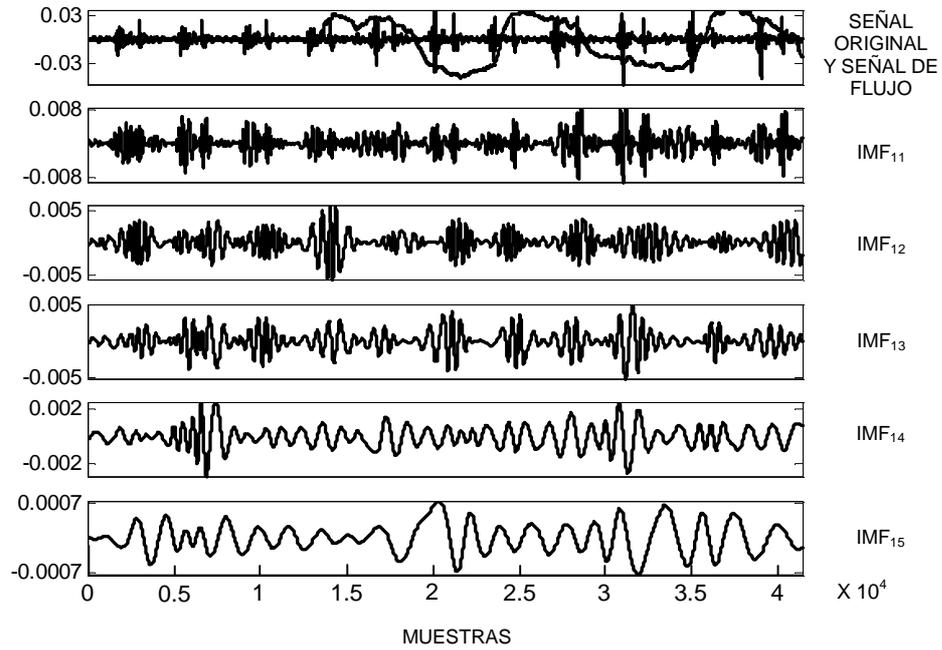
Figura 5.14 Señales acústicas de la línea media axilar derecha a flujo de 2.0 L/seg.



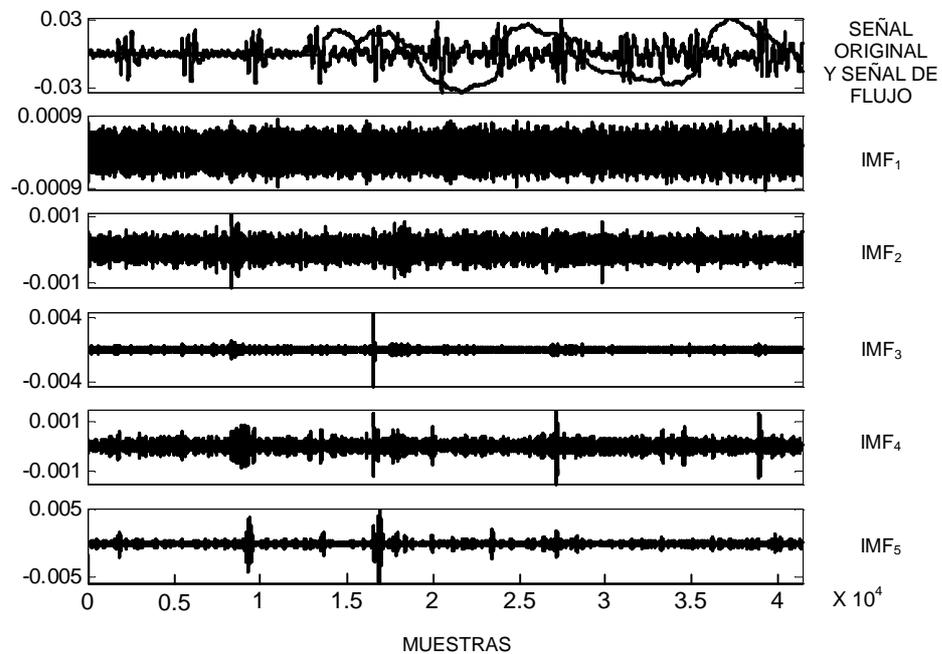
**Figura 5.15** IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg.



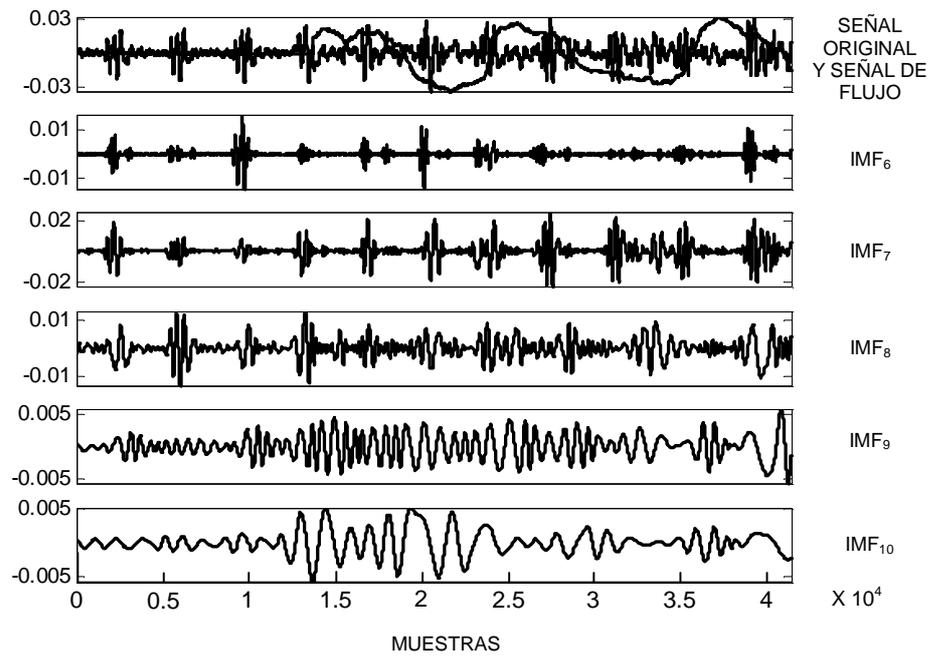
**Figura 5.16** IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg.



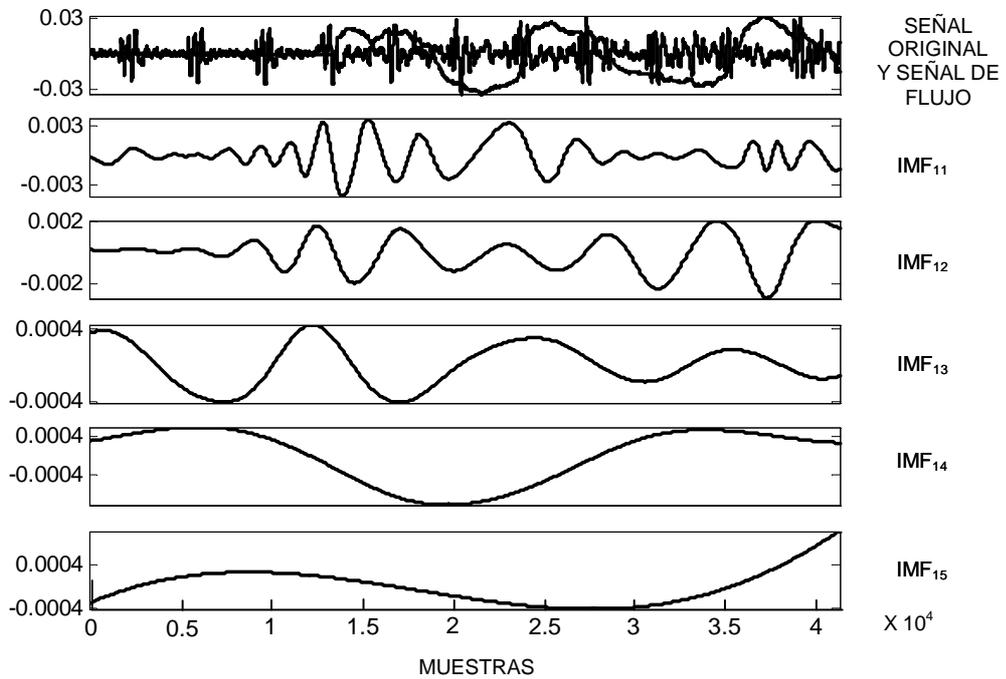
**Figura 5.17** IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la zona de auscultación que corresponde a la válvula tricúspide a flujo de 0.5L/seg.



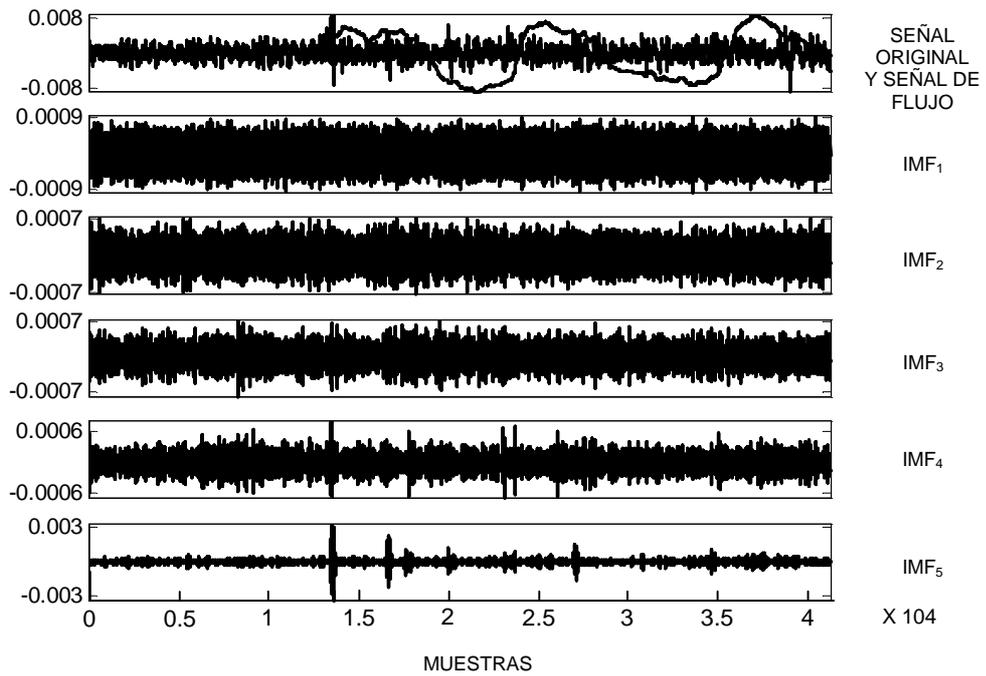
**Figura 5.18** IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg.



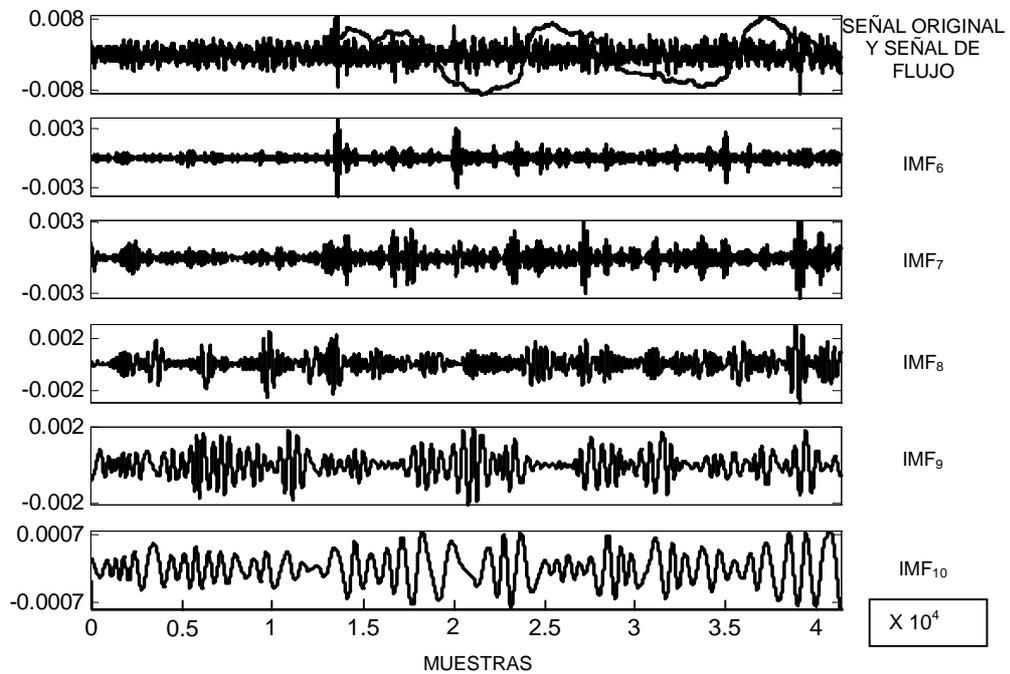
**Figura 5.19** IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg.



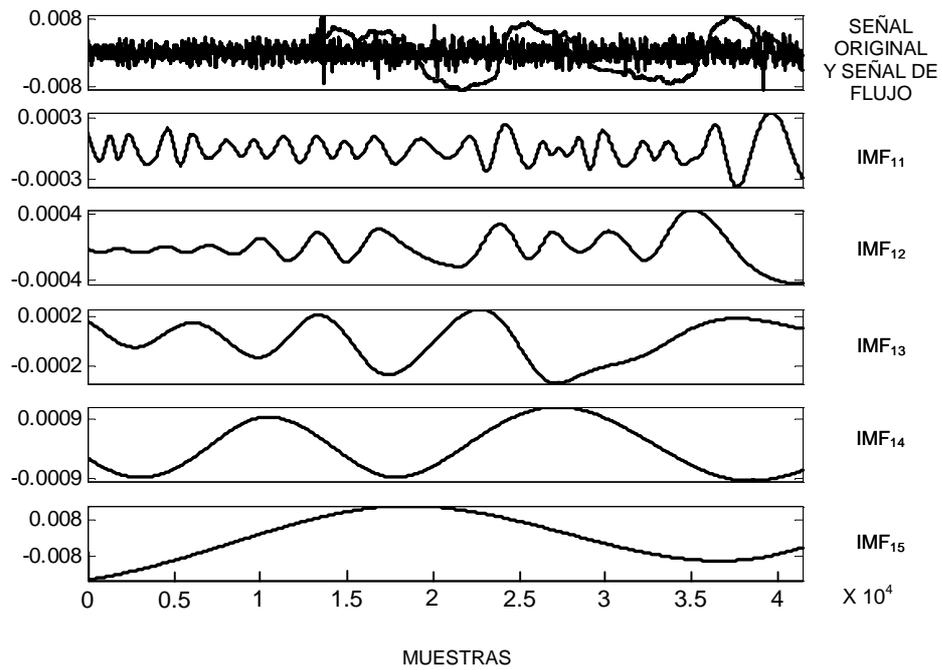
**Figura 5.20** IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda media a flujo de 0.5L/seg.



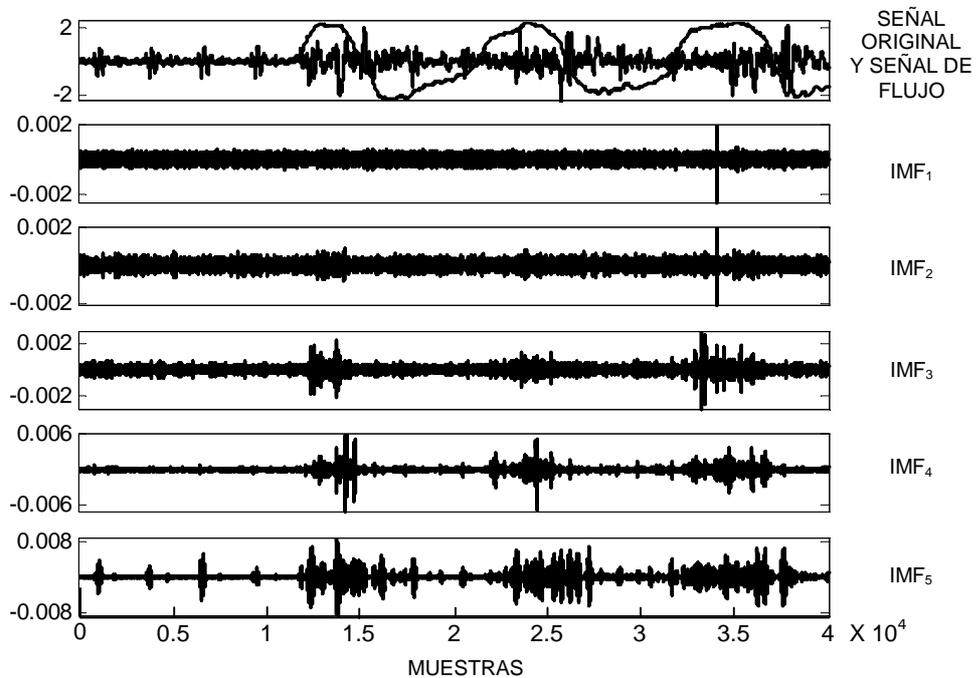
**Figura 5.21** IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg.



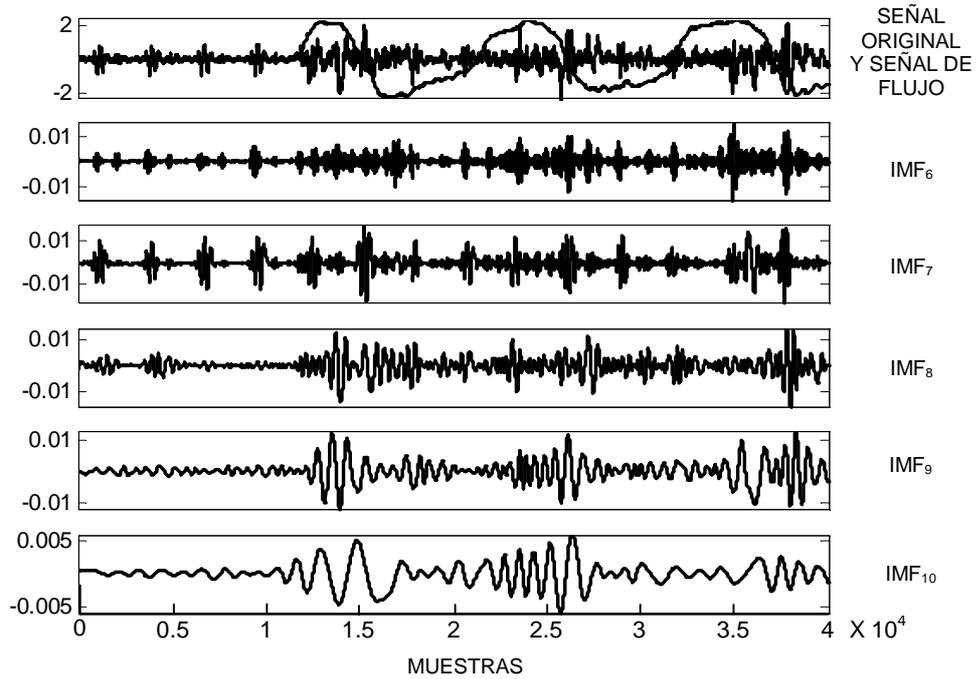
**Figura 5.22** IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg.



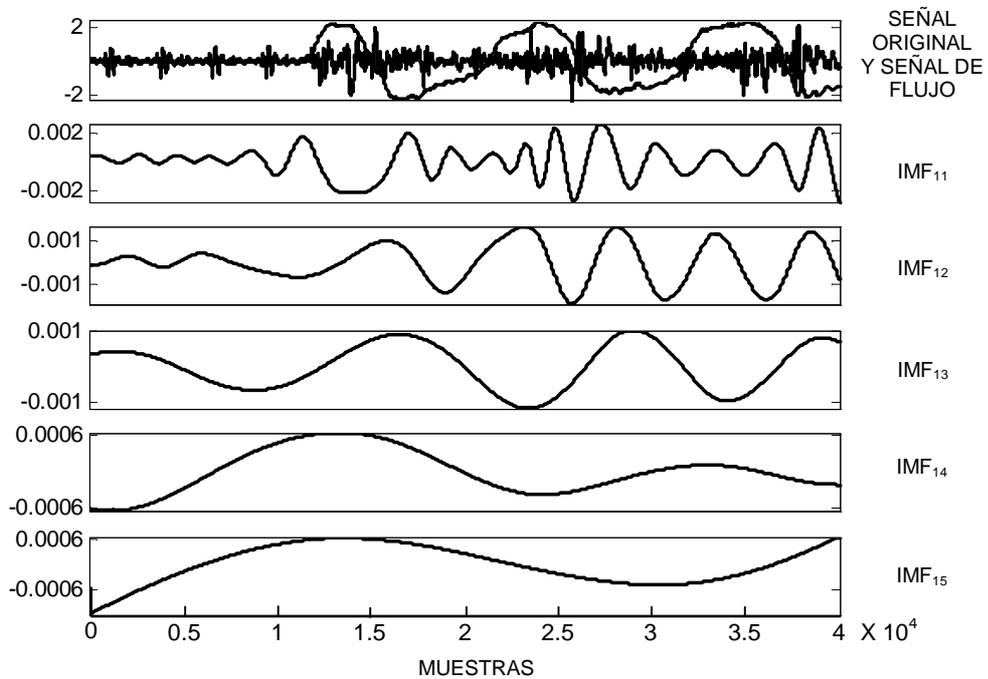
**Figura 5.23** IMFs 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar derecha media a flujo de 0.5L/seg.



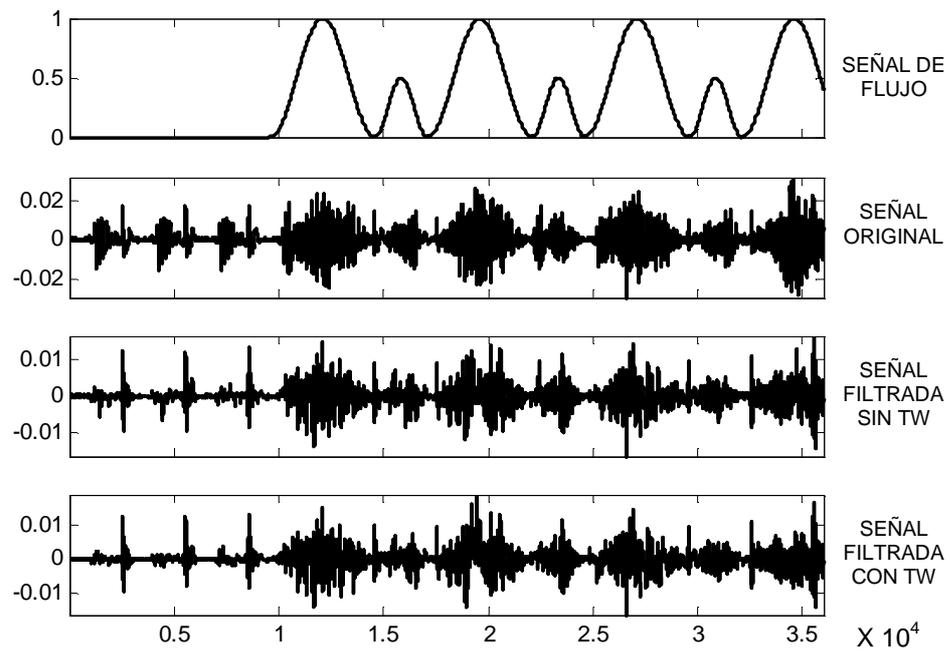
**Figura 5.24** IMFs 1 al 5 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg.



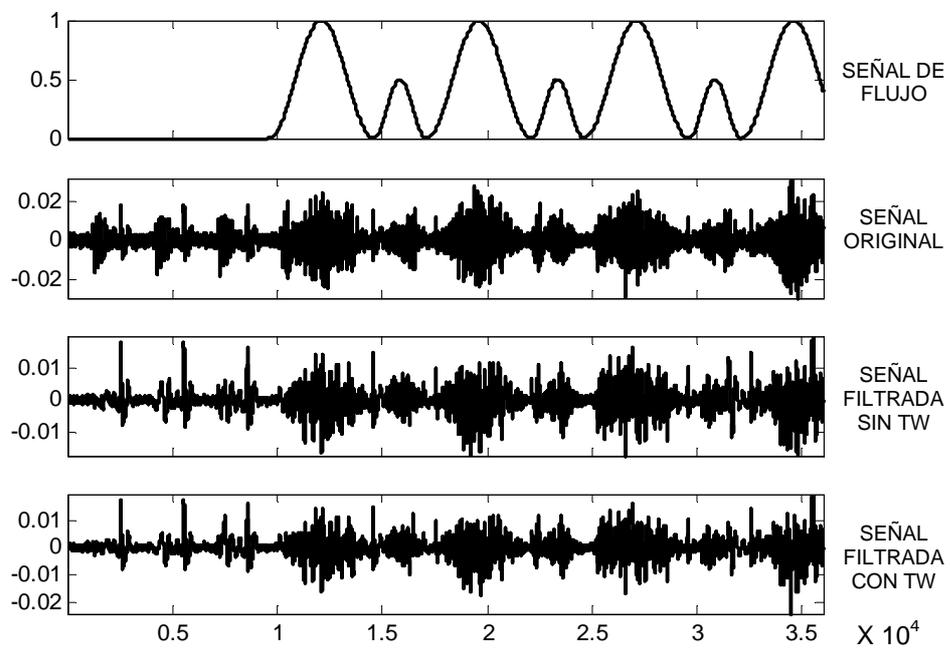
**Figura 5.25** IMFs 6 al 10 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg.



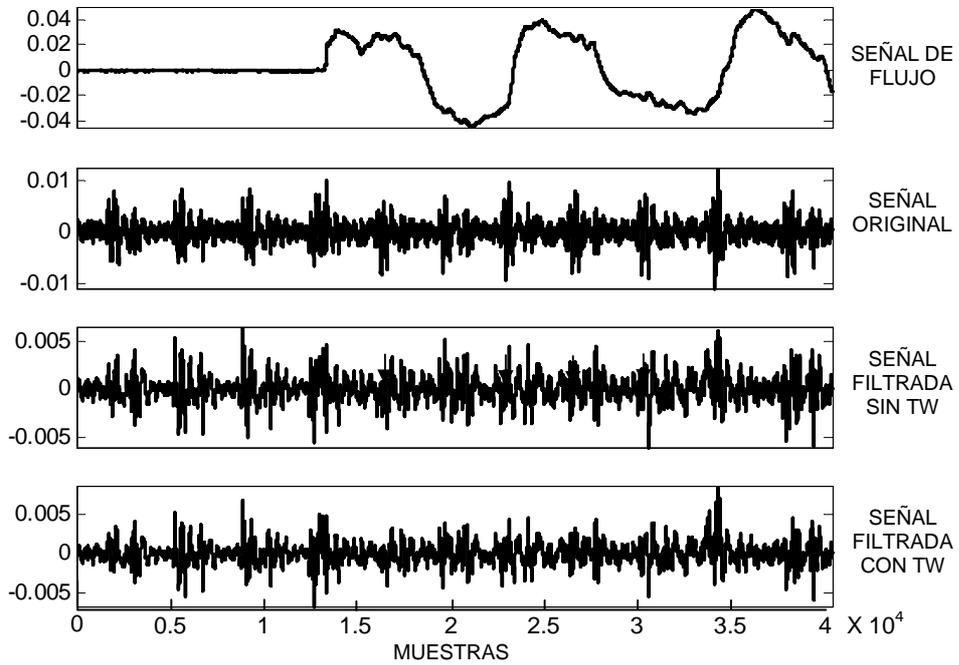
**Figura 5.26** IMF's 11 al 15 de la señal acústica obtenida de un sujeto sano en la línea axilar izquierda basal a flujo de 2L/seg.



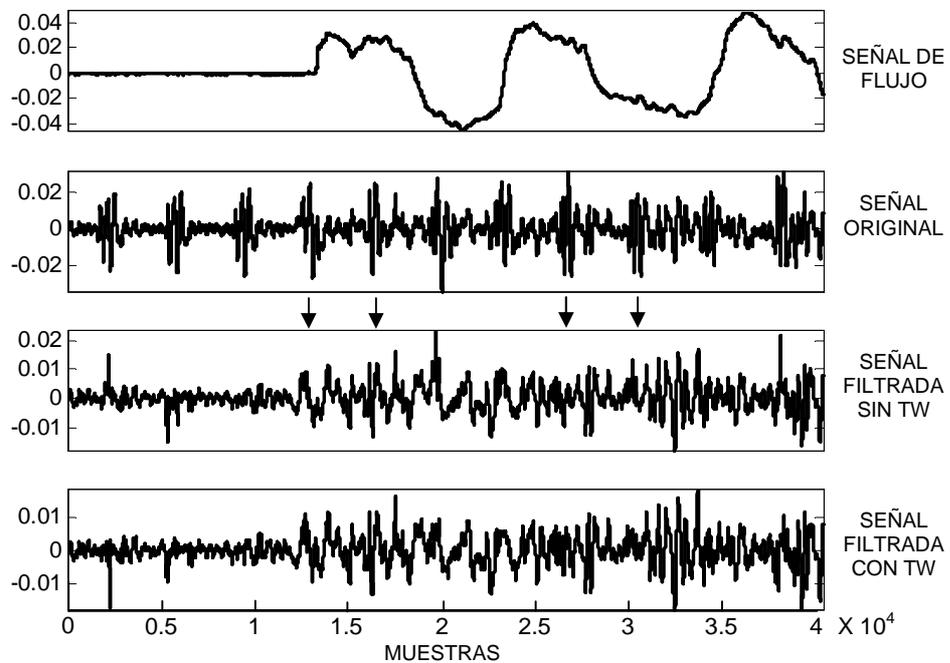
**Figura 5.27** Señal simulada con una relación señal respiratoria-ruido cardiaco de 50dB y sus señales filtradas.



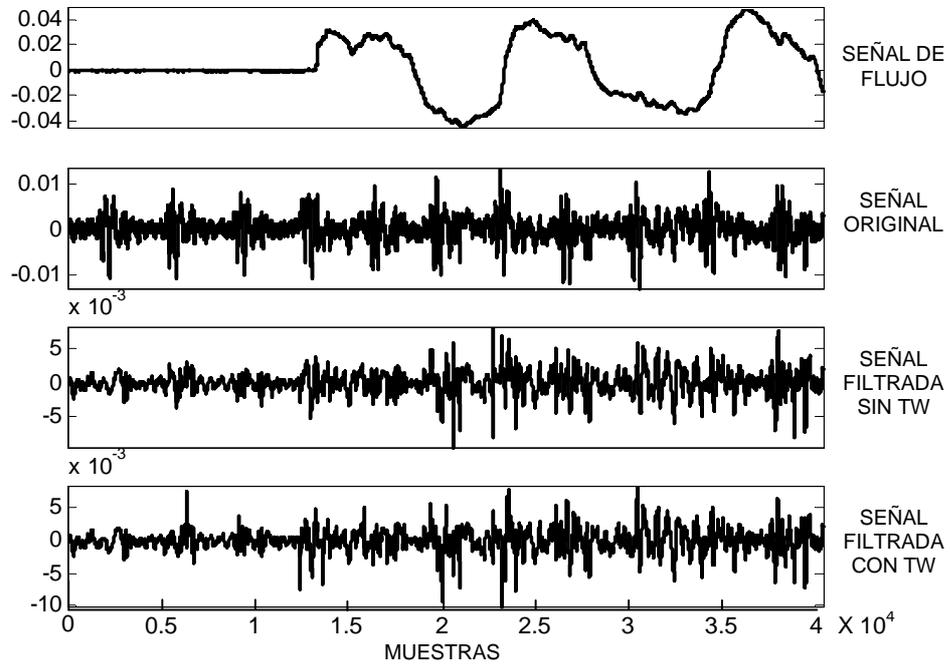
**Figura 5.28** Señal simulada con una relación señal respiratoria-ruido cardiaco de 20dB y sus señales filtradas.



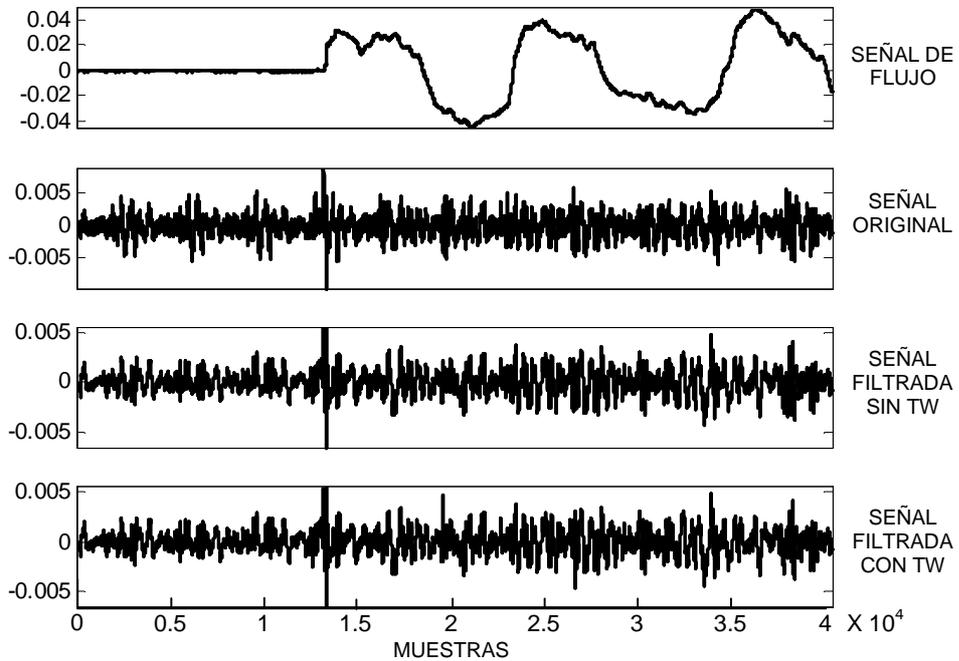
**Figura 5.29** Señal obtenida de la línea axilar izquierda apical y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg.



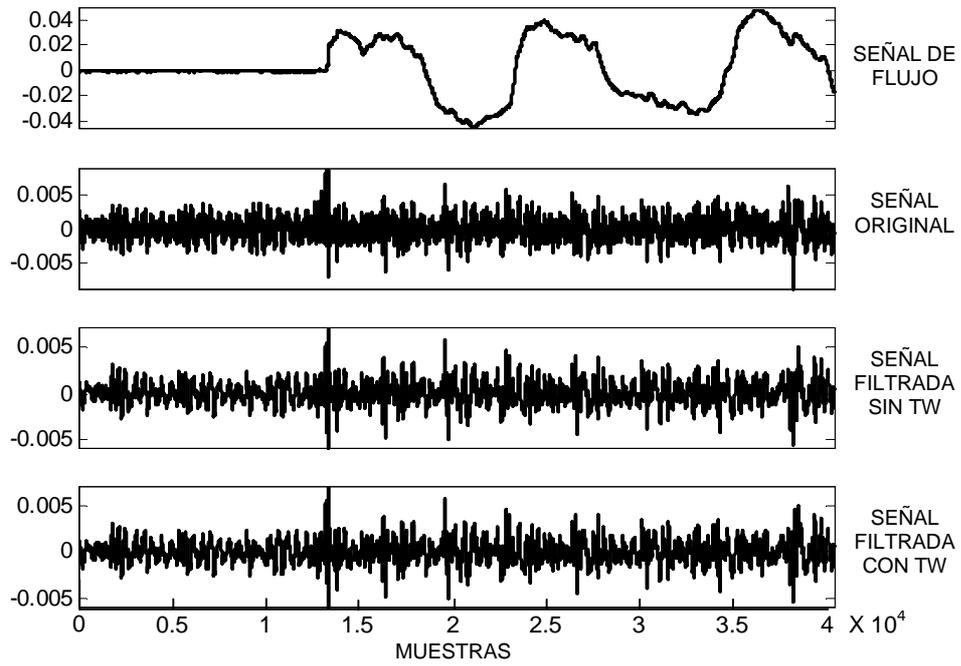
**Figura 5.30** Señal obtenida de la línea axilar izquierda media y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



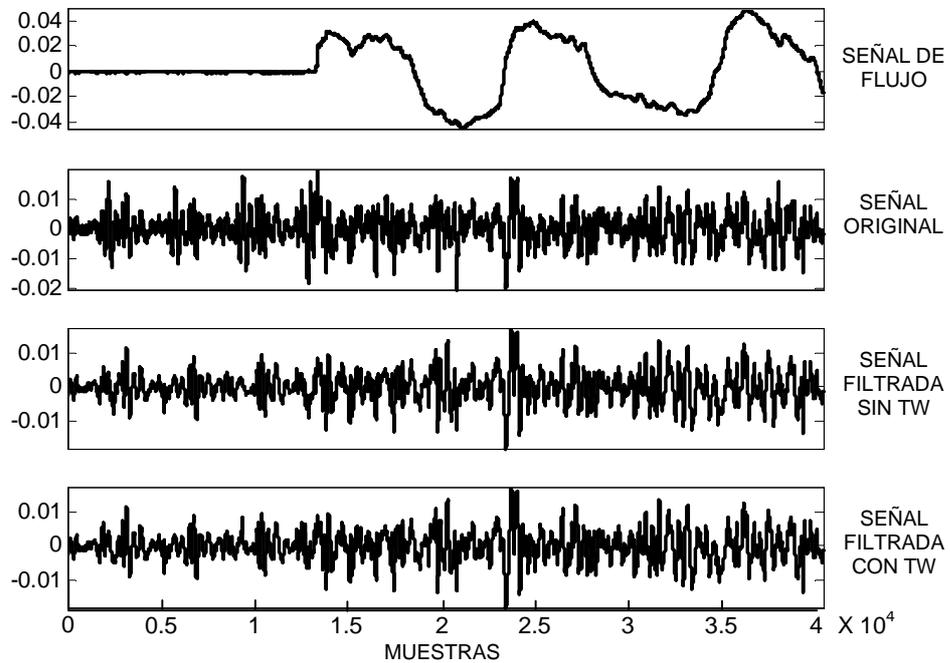
**Figura 5.31** Señal obtenida de la línea axilar izquierda basal y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



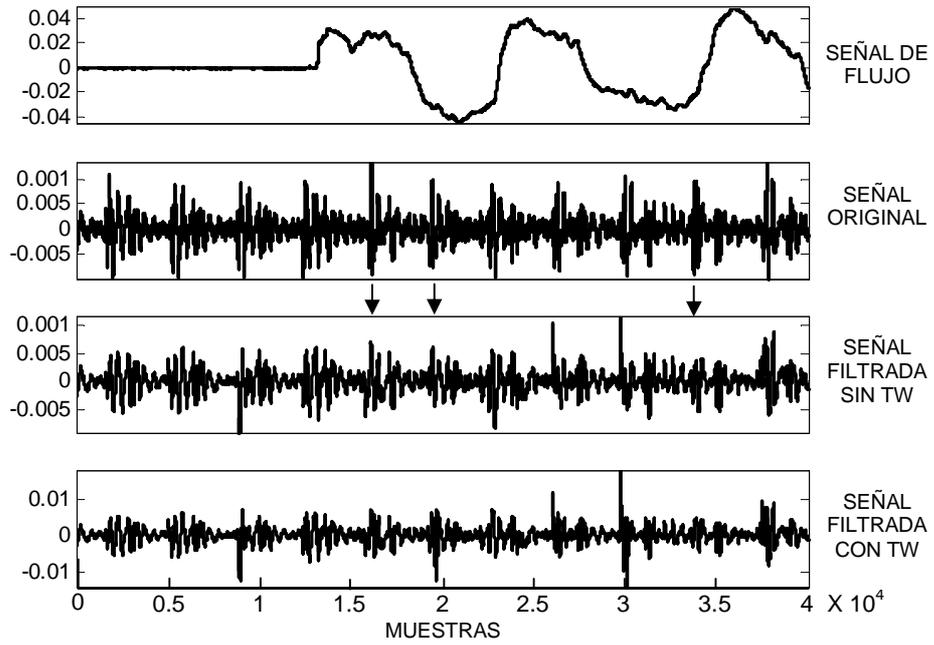
**Figura 5.32** Señal obtenida de la línea axilar derecha apical y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



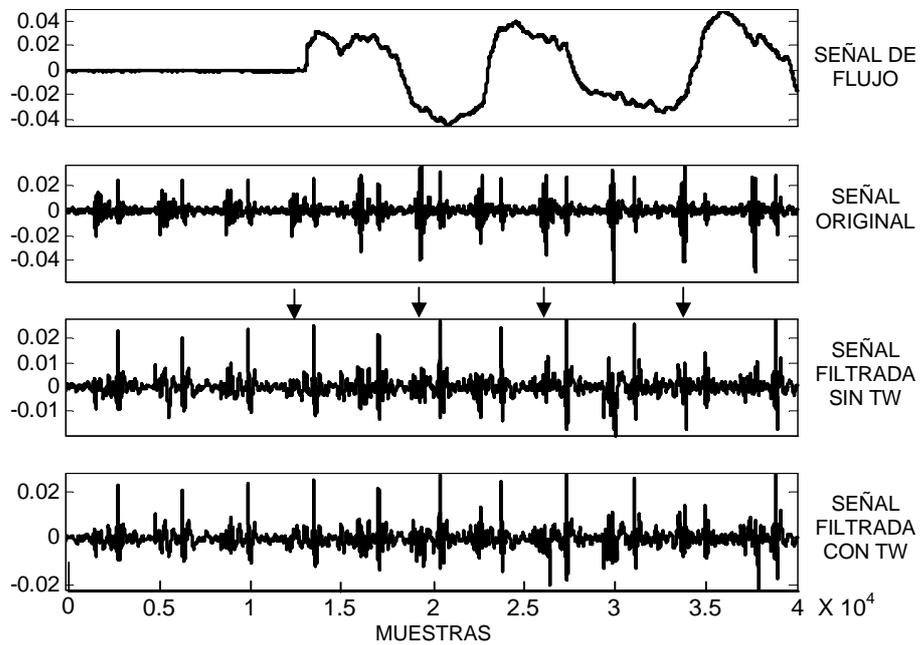
**Figura 5.33** Señal obtenida de la línea axilar derecha media y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



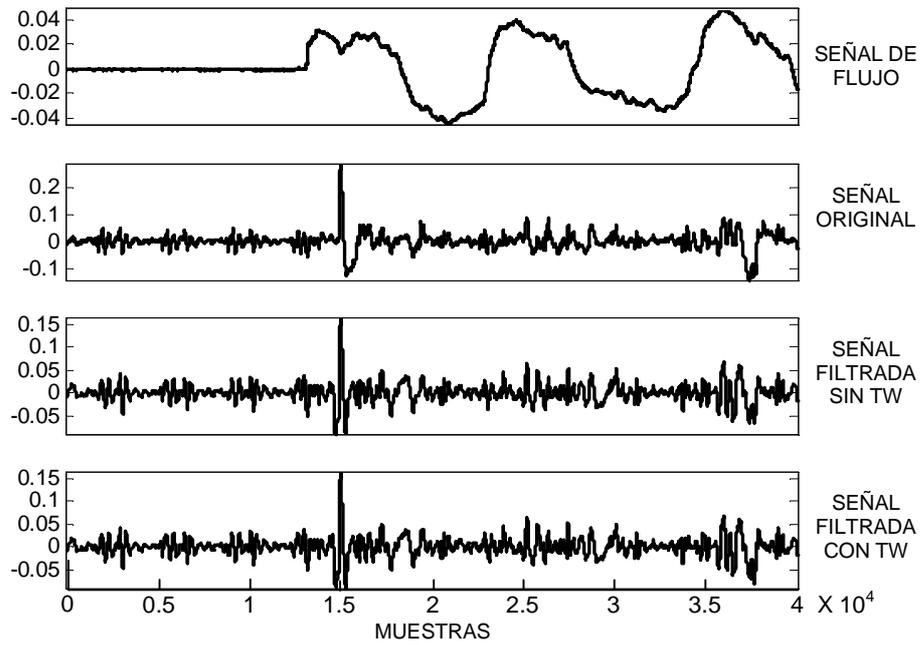
**Figura 5.34** Señal obtenida de la línea axilar derecha basal y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



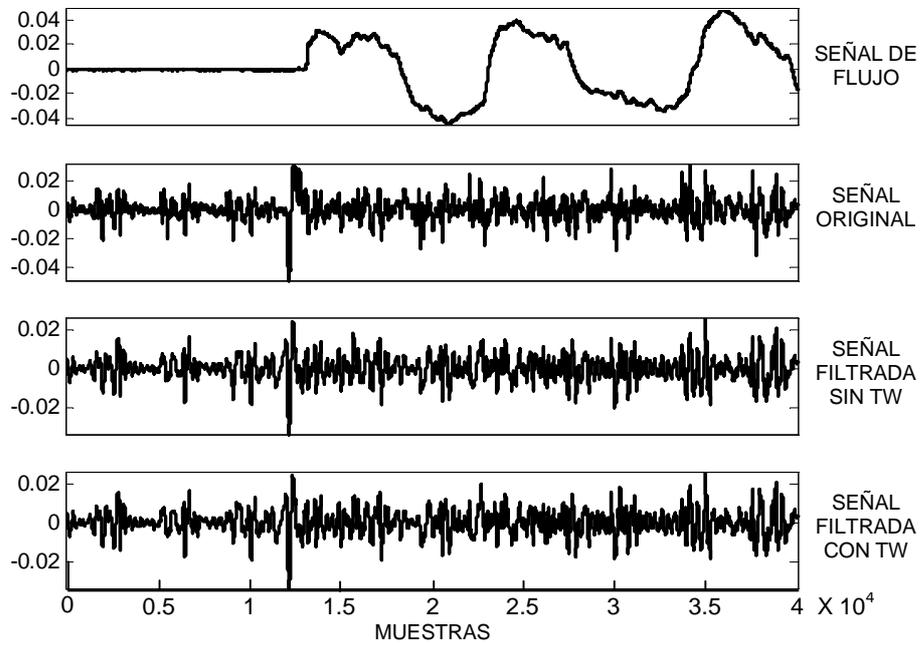
**Figura 5.35** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula mitral y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg.



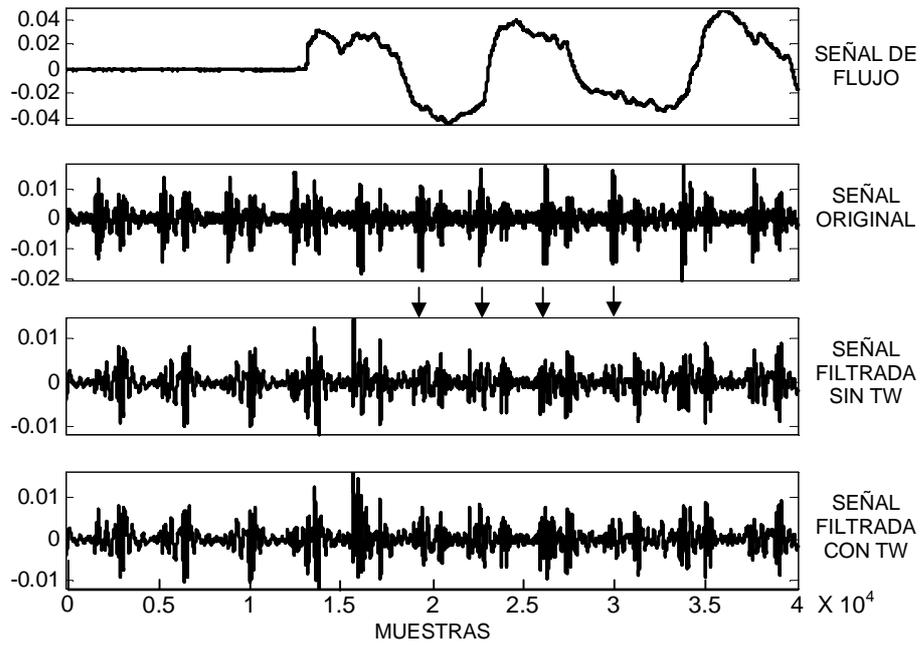
**Figura 5.36** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula tricúspide y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg.



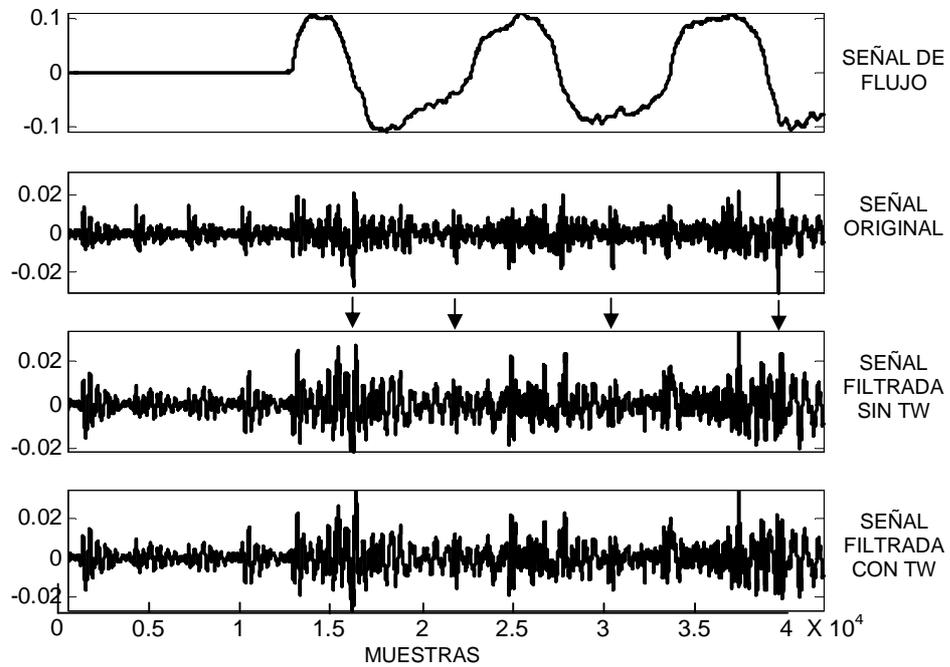
**Figura 5.37** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar y sus señales filtradas a flujo de 0.5 L/seg.



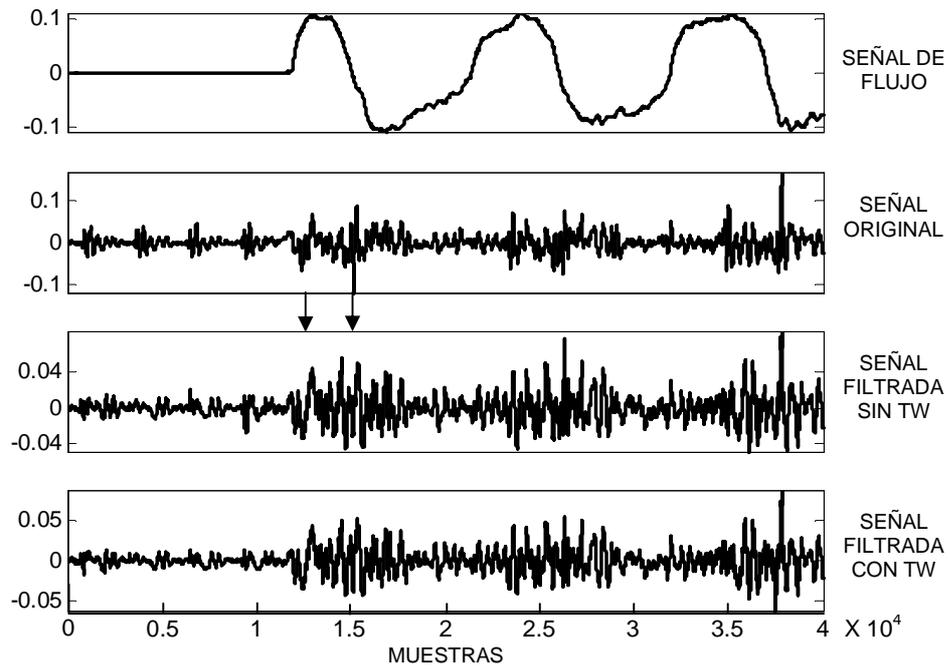
**Figura 5.38** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica y sus señales filtradas a flujo de 0.5L/seg.



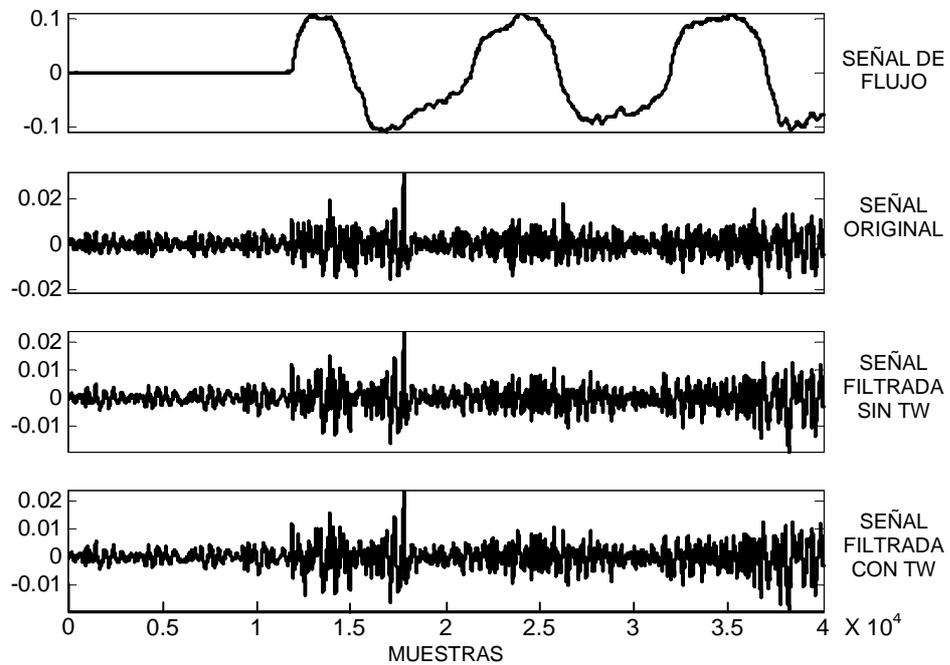
**Figura 5.39** Señal obtenida de la zona de auscultación precordial promedio y sus señales filtradas a 0.5 L/seg.



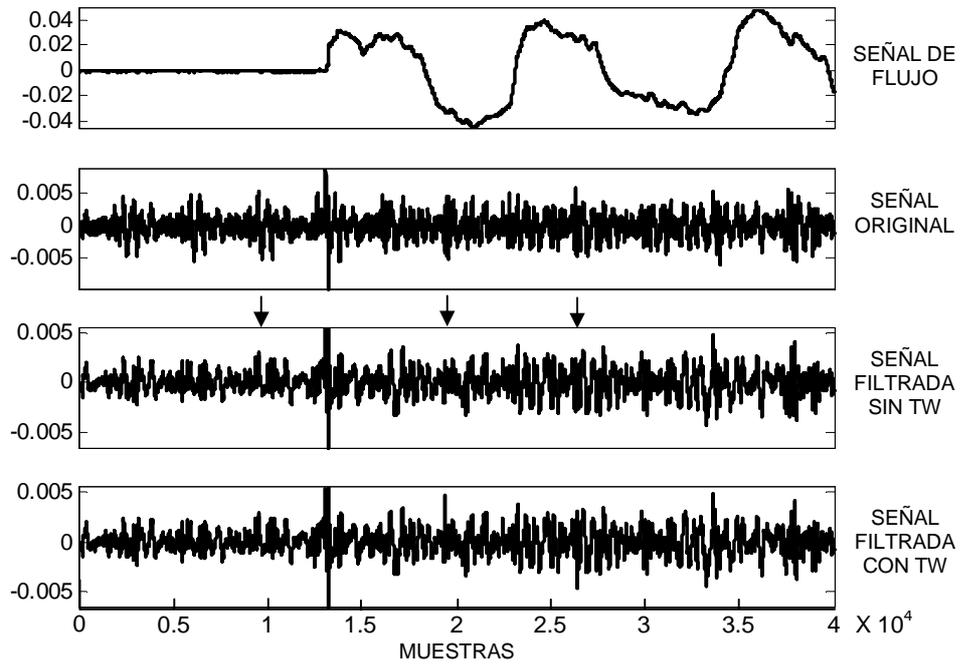
**Figura 5.40** Señal obtenida de la línea axilar izquierda apical y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.



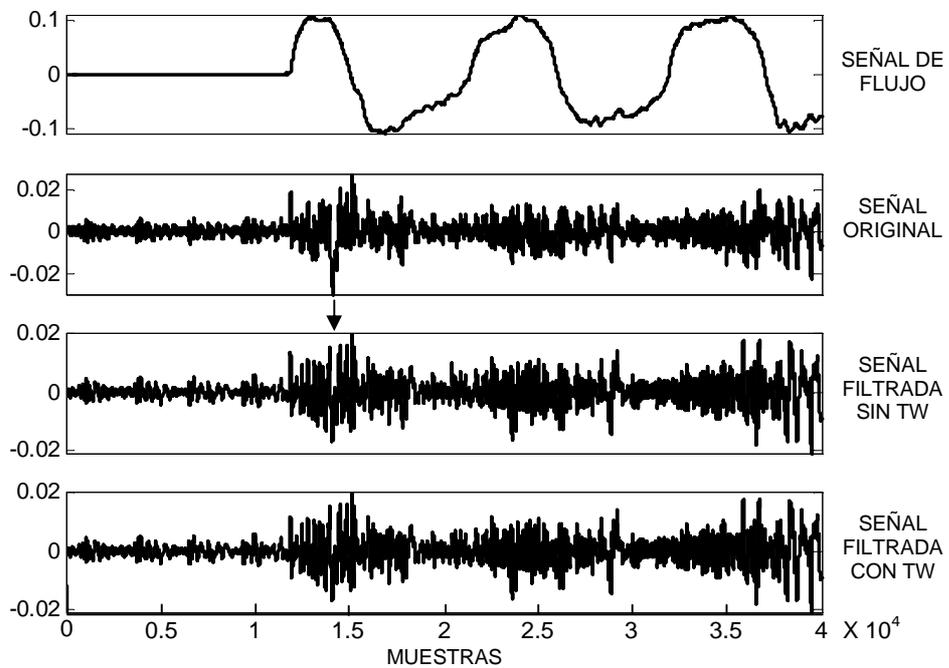
**Figura 5.41** Señal obtenida de la línea axilar izquierda media y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg.



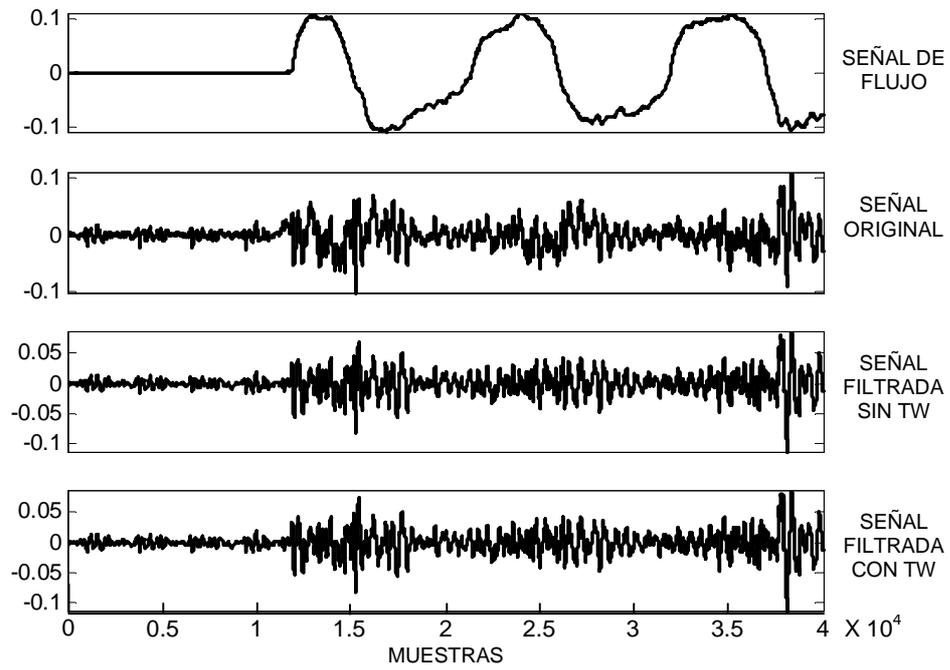
**Figura 5.42** Señal obtenida de la línea axilar izquierda basal y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg.



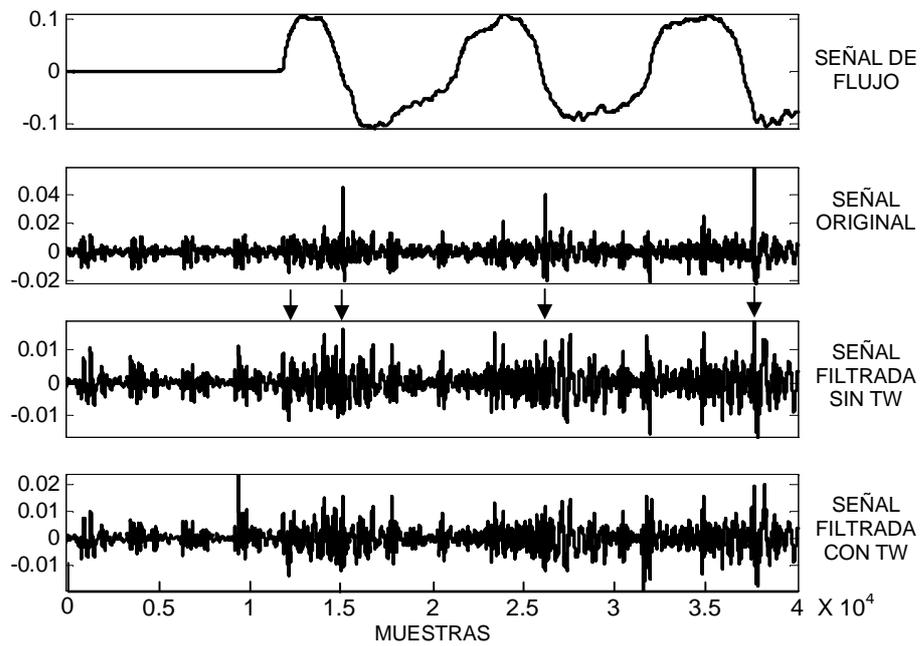
**Figura 5.43** Señal obtenida de la línea axilar derecha apical y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.



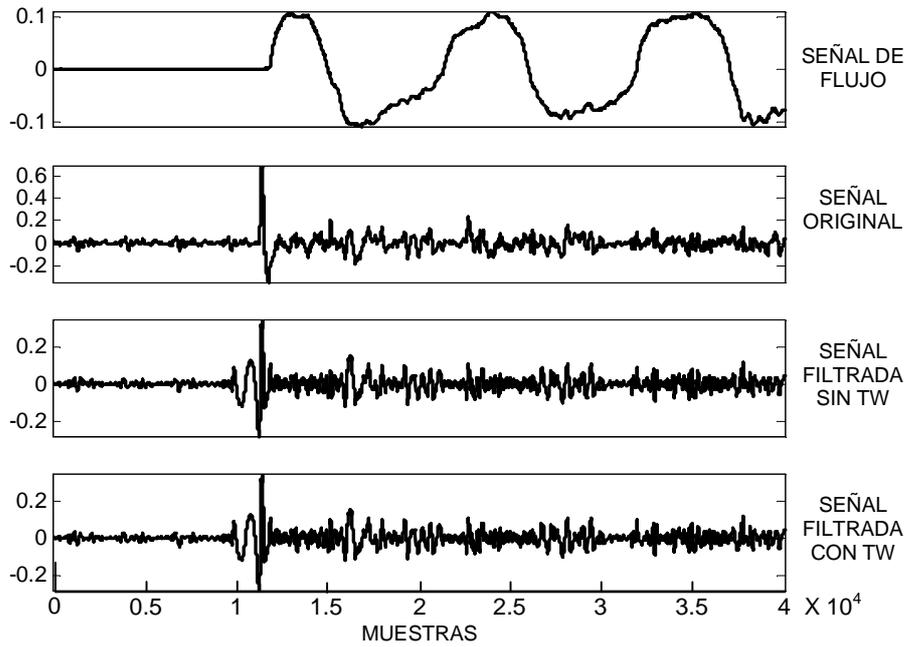
**Figura 5.44** Señal obtenida de la línea axilar derecha media y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.



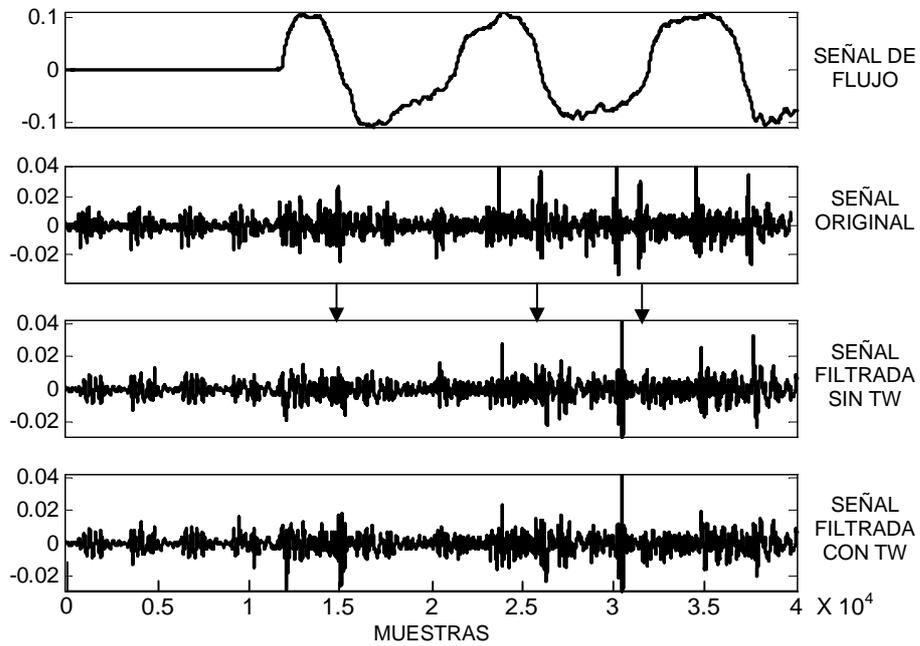
**Figura 5.45** Señal obtenida de la línea axilar derecha basal y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.



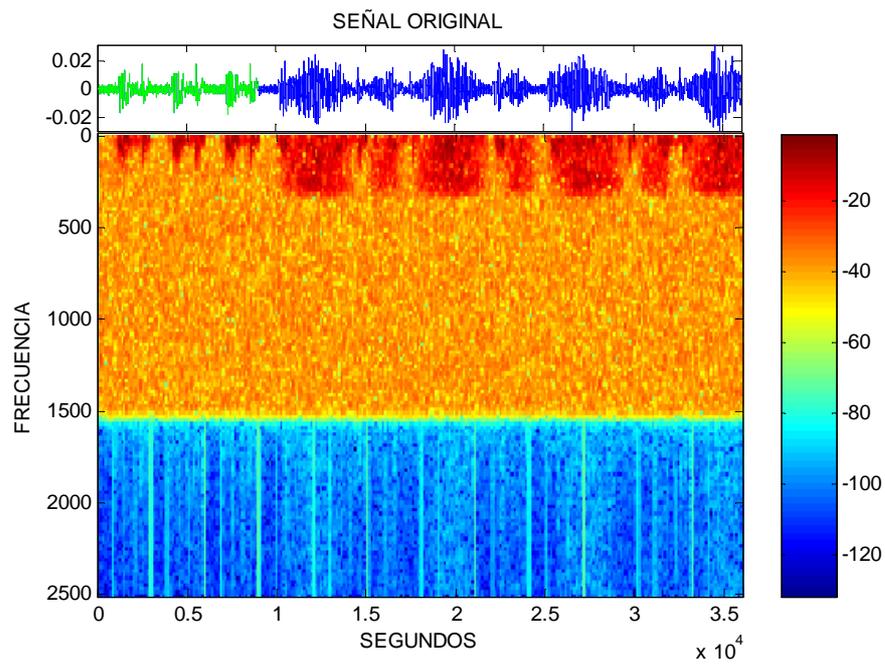
**Figura 5.46** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvulas mitral y sus señales filtradas a flujo de 2.0L/seg.



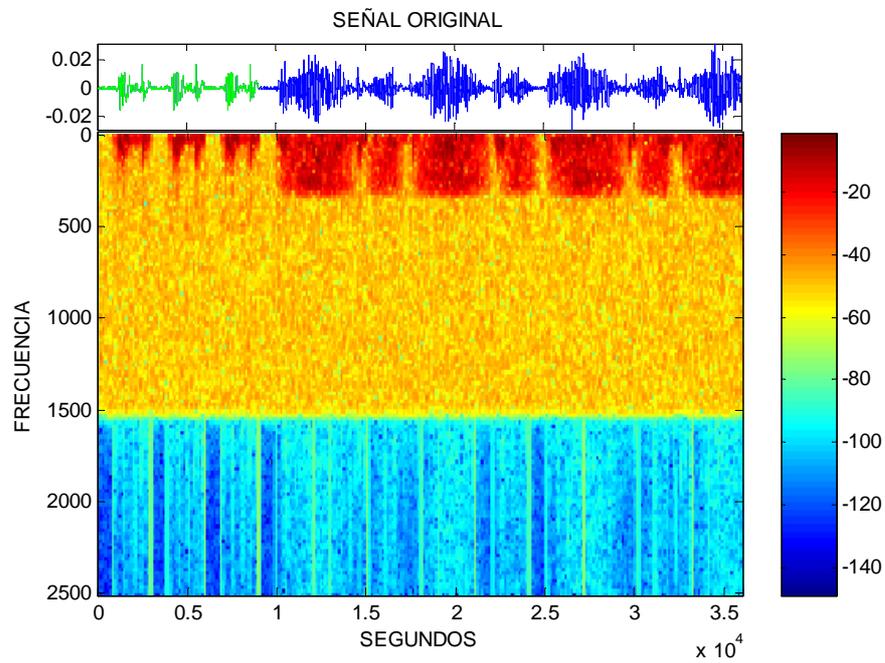
**Figura 5.47** Señal obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar y sus señales filtradas a flujo de 2.0 L/seg.



**Figura 5.48** Señal obtenida de la zona de auscultación precordial promedio y sus señales filtradas a 2.0L/seg.



**Figura 5.49** Representación tiempo-frecuencia de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 20dB.



**Figura 5.50** Representación tiempo-frecuencia de la señal acústica simulada con una relación señal-ruido de fondo de 50dB.

RUIDO CARDIACOS												
ZONA DE APNEA			ZONA DE RESPIRACION									
1er	2o	3er	4o	5o	6o	7o	8o	9o	10o	11o	12o	
SNR (dB)	46.707	47.017	46.574	9.6671	0.87475	4.6944	-13.445	19.16	2.2803	-3.8554	9.0986	-11.13
<b>POTENCIAS DE RUIDOS CARDIACOS INSERTADOS</b>												
0-300	709.34	1083.4	907.19	577.17	732.64	495.17	865.02	649.94	831.52	546.7	889.35	745.23
300-600	33.386	43.93	37.768	28.481	28.207	22.588	30.511	28.392	29.322	22.755	33.688	30.804
600-1200	12.463	12.489	12.799	8.7555	8.8049	6.8559	9.8289	9.244	7.6754	7.1706	8.5358	8.6933
<b>POTENCIAS DE RUIDOS CARDIACOS MAS RUIDO DE FONDO</b>												
0-300	724.9	1093.2	915.65	588.89	746.94	514.58	878.44	658.41	845.17	556.58	900.45	754.56
300-600	57.52	70.671	69.248	45.756	56.762	46.309	59.693	40.746	54.052	47.189	68.627	52.247
600-1200	142.59	152.41	158.79	112.08	133.83	125.97	154.55	105.32	141.54	122.39	168.4	110.46
<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW</b>												
0-300	686.47	954.58	931.58	690.56	873.74	436.41	1035.6	718.44	931.31	522.73	979.22	1331.5
300-600	15.63	15.703	16.709	20.566	46.652	20.306	59.166	36.772	34.164	33.492	31.423	70.722
600-1200	3.8911	5.0768	4.1753	8.1697	16.02	12.822	20.354	10.366	13.25	12.695	14.123	22.166
<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW</b>												
0-300	672.61	927.84	912.8	734.7	898.6	461.51	1153.8	712.79	954.05	547.93	1023.7	1358.7
300-600	14.37	33.533	24.35	60.226	76.619	57.633	193.77	68.492	39.594	51.432	91.342	142.05
600-1200	6.0973	14.303	11.732	19.85	39.788	49.648	60.57	37.722	35.639	27.232	34.746	68.829
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO</b>												
0-300	0	0	0	986.47	775.53	455.93	3104.1	471.81	1297.1	1047	575.81	2656
300-600	0	0	0	18.416	11.606	8.5064	63.179	6.7259	23.774	20.399	13.553	33.183
600-1200	0	0	0	0.49568	0.37503	0.2103	1.4741	0.23415	0.58275	0.48234	0.2937	1.1126
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO MAS RUIDO DE FONDO</b>												
0-300	55.379	52.875	57.195	987.23	775.89	467.79	3102.5	475.18	1297.4	1046	594.55	2650.8
300-600	46.514	55.459	55.129	49.853	53.99	44.647	102.63	41.288	64.888	56.166	66.03	65.39
600-1200	142.66	150.81	157.6	112.22	133.11	124.65	153.93	104.1	140.39	122.4	168.91	109.33
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO MAS RUIDO DE FONDO MAS RUIDO CARDIACO</b>												
0-300	724.9	1093.2	915.65	1299.5	1242.3	781.46	3511.7	1036.4	1892.1	1163.4	1279.5	2877.1
300-600	57.52	70.671	69.248	58.329	64.098	50.527	109.54	45.392	71.665	63.53	79.007	74.671
600-1200	142.59	152.41	158.79	112.02	133.83	125.97	154.51	105.32	141.48	122.33	168.42	110.4
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW</b>												
0-300	215.58	444.37	243.83	573.41	497.48	443.74	1159.2	503.51	699.68	474.13	367.51	765.59
300-600	29.652	27.27	27.702	26.276	52.836	25.651	60.247	38.193	35.578	40.396	36.161	69.787
600-1200	5.2874	6.4287	5.9015	8.4886	16.662	13.13	20.453	10.472	13.57	12.949	14.261	22.261
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW MAS LOS PRIMERO IMFS</b>												
0-300	225.4	452.64	249.9	929.6	775.43	572.43	3069.3	650.26	1297.6	901.53	588.77	2152.9
300-600	61.65	69.452	69.703	63.026	90.768	54.704	138.74	62.626	80.911	75.548	90.984	110.45
600-1200	142.56	152.33	158.82	112.5	136.11	127.62	155.99	106.33	140.99	123.36	169.63	116.41
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW</b>												
0-300	154.2	366.74	227.04	553.88	583.37	486.88	1396.1	424.98	710.83	557.11	389.59	831.69
300-600	28.181	36.575	34.737	63.609	81.18	62.394	195.16	70.035	39.385	57.619	95.664	141.67
600-1200	7.5214	15.128	12.632	19.978	40.253	49.908	60.662	37.996	35.786	27.57	34.772	68.961
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW MAS LOS PRIMERO IMFS</b>												
0-300	161.48	368.23	230.12	911.45	869.38	624.46	3321	568.99	1296	950.47	572.68	2087
300-600	58.454	73.838	70.779	91.501	115.15	84.544	245.7	82.782	88.551	94.088	132.85	167.15
600-1200	143.31	153.91	160.06	116.77	147.84	148.34	170.67	116.66	150.01	124.36	176.67	139.32

Tabla 5. 1

Potencias obtenidas de señal simulada con una relación ruido cardiaco a ruido de fondo de 50 dB.

RUIDO CARDIACOS												
ZONA DE APNEA			ZONA DE RESPIRACION									
1er	2o	3er	4o	5o	6o	7o	8o	9o	10o	11o	12o	
SNR (db)	46.707	47.017	46.574	9.6671	0.87475	4.6944	-13.445	19.16	2.2803	-3.8554	9.0986	-11.13
<b>POTENCIAS DE RUIDOS CARDIACOS INSERTADOS</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	709.34	1083.4	907.19	577.17	732.64	495.17	865.02	649.94	831.52	546.7	889.35	745.23
300-600	33.386	43.93	37.768	28.481	28.207	22.588	30.511	28.392	29.322	22.755	33.688	30.804
600-1200	12.463	12.489	12.799	8.7555	8.8049	6.8559	9.8289	9.244	7.6754	7.1706	8.5358	8.6933
<b>POTENCIAS DE RUIDOS CARDIACOS MAS RUIDO DE FONDO</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	826.46	1179.8	1002.1	667.07	845.09	605.8	994.41	728.98	932.77	622.72	996.3	823.09
300-600	187.75	222.65	227.24	147.37	188.2	163.26	200.79	146.1	185.7	160.22	224.84	163.3
600-1200	569.41	603.89	630.8	447.87	532.73	499.55	615.93	417.02	562.52	489.36	674.58	437.92
<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	678.36	680.08	713.84	725.91	600.55	399.18	1455.9	657.08	444.77	0	825.92	1460.8
300-600	24.922	16.017	21.418	21.409	25.598	9.1174	139.12	18.855	15.021	0	18.986	164.96
600-1200	11.915	8.379	10.429	14.26	32.053	8.8471	87.261	10.637	4.4532	0	10.236	107.1
<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	687.38	665.43	761.81	747.73	626.76	441.77	1420	644.38	405.4	0	817.72	1542.4
300-600	39.472	19.015	37.355	29.182	78.563	23.85	263.4	53.038	10.052	0	28.358	224.97
600-1200	9.6046	6.4972	5.9412	11.583	8.0645	3.4858	51.262	4.922	5.0266	0	5.6038	81.405
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	0	0	0	986.47	775.53	455.93	3104.1	471.81	1297.1	1047	575.81	2656
300-600	0	0	0	18.416	11.606	8.5064	63.179	6.7259	23.774	20.399	13.553	33.183
600-1200	0	0	0	0.49568	0.37503	0.2103	1.4741	0.23415	0.58275	0.48234	0.2937	1.1126
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO MAS RUIDO DE FONDO</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	221.51	211.5	228.78	1000.5	811.07	526.89	3106.5	512.47	1311.7	1059.6	682.21	2639.9
300-600	186.06	221.84	220.52	152.74	189.37	161.59	234	151.48	198.47	169.44	227.73	173.08
600-1200	570.63	603.23	630.39	449.09	532.45	498.61	615.82	416.39	561.77	489.77	675.6	437.51
<b>POTENCIAS DE SONIDO RESPIRATORIO MAS RUIDO DE FONDO MAS RUIDO CARDIACOS</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	826.46	1179.8	1002.1	1325.6	1262.5	834.43	3522.8	1055.3	1910.4	1166.3	1343.5	2868.2
300-600	187.75	222.65	227.24	154.56	193.06	164.2	236.91	148.72	198.36	173.16	233.8	177.61
600-1200	569.41	603.89	630.8	447.81	532.73	499.54	615.89	417.02	562.45	489.3	674.6	437.85
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	346.44	779.79	656.73	599.33	758.32	467.24	1731	667.4	1504.6	872.59	858.7	1334.2
300-600	39.775	41.808	40.028	27.105	35.189	33.811	142.1	29.499	41.239	28.897	36.027	164.8
600-1200	11.091	8.1618	7.5493	11.691	9.1755	5.1151	51.397	6.0043	8.409	3.7829	7.6655	81.441
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW MAS LOS PRIMERO IMFS</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	364.92	799.75	669.45	939.17	1021	574.08	3141.9	804.62	1841.4	1167	1036.7	2319.3
300-600	193.51	222.73	225.38	153.06	192.46	164.05	301.36	150.8	197.65	173.16	239.23	262.77
600-1200	570.05	603.78	629.88	449.17	532.8	499.51	625.08	417.49	562.33	489.3	674.66	450.21
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	338.86	765.3	713.76	565.07	782.34	569.99	1618.4	648.67	1512.2	872.59	761.76	1398.8
300-600	48.345	42.552	54.39	36.757	84.877	46.613	264.04	59.784	38.759	28.897	42.681	223.64
600-1200	13.323	9.8189	11.477	14.224	32.452	10.251	87.398	11.089	7.7686	3.7829	11.718	107.1
<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW MAS LOS PRIMERO IMFS</b>												
BANDAS DE FRECUENCIA												
0-300	359.76	780.82	732.79	928.73	1024	671.93	2938.2	784.15	1852.7	1167	927.74	2257.9
300-600	198.48	223.05	231.33	156.89	210	166	378.69	173.81	197.7	173.16	232.43	304.68
600-1200	570.25	603.56	629.36	449.11	530.95	500.2	636.05	419.11	561.93	489.3	675.02	462.05

Tabla 5. 2

Potencias obtenidas de señal simulada con una relación señal respiratoria-ruido cardiaco de 20 dB.

**Tabla 5. 3** Tablas de Potencias calculadas en el dominio original en los diferentes puntos de adquisición para un flujo de 0.5 L/seg.

		CANAL IZQ1										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1463	5346	9114	12766	16176	19916	22922	26681	30444	34406	38862
		2971	5999	10327	14140	17266	21163	24244	27894	31534	35496	39638
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		709.32	380.15	559.46	733.86	522.06	568.4	656.33	665.26	556.5	707.96	563.5
300-600		91.577	37.595	92.688	84.551	55.28	77.201	69.915	88.042	53.964	68.186	44.896
600-1200		226.67	102.36	188.31	205.18	161.34	181.67	188.81	189.88	162.92	179.77	111.23
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		417.47	277.74	390.37	544.85	299.86	432.05	359.86	332.33	301.92	476.1	363.79
300-600		18.562	6.2656	11.117	19.9	14.963	14.546	22.331	18.181	18.995	34.375	17.327
600-1200		8.4954	2.3833	5.0016	10.049	10.857	7.0853	15.806	14.664	7.0078	19.623	11.664
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		428.58	289.89	379.78	601.22	269.43	430.68	383.03	328.2	296.9	550.82	345.75
300-600		26.647	12.43	15.231	29.994	24.641	17.395	41.956	27.045	21.592	59.819	41.393
600-1200		10.676	5.6549	9.1794	14.28	15.499	12.516	23.024	23.896	11.845	40.303	26.284
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		533.36	261.66	397.76	442.6	469.94	426.54	669.1	566.06	399.76	704.27	501.98
300-600		16.079	5.9387	10.569	19.436	14.826	14.647	22.224	18.339	18.612	34.619	17.482
600-1200		8.248	2.3796	4.9361	9.9469	10.838	7.0241	15.832	14.621	6.995	19.581	11.637
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		524.93	270.46	407.28	436.16	458.32	417.55	640.8	589.26	425.62	711.32	499.42
300-600		24.035	11.884	14.879	28.958	24.411	17.359	41.667	27.361	21.534	60.363	41.459
600-1200		10.438	5.63	9.0932	14.209	15.497	12.496	23.027	23.873	11.836	40.222	26.282

**Tabla 5. 3.a.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar izquierda apical a un flujo de 0.5 L/seg.

		CANAL IZQ2										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1497	4996	8875	12230	16261	19427	22921	26729	30616	34529	38647
		3495	6994	10873	14228	17581	21425	24919	28049	31936	35849	40645
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		2130.6	2141	2185.3	2434	1836.8	2595.3	2506.9	2207.7	1995.8	1955.8	3316.3
300-600		113.02	113.67	134.96	115.83	102.87	105.62	106.62	99.292	70.773	65.354	107.03
600-1200		255.42	264.62	258.63	258.76	169.25	254.28	267.7	171.84	166.73	169.01	257.15
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		889.26	959.86	690.44	1559.1	1051.9	1400.7	1516.5	836.68	801.86	967.08	1944.2
300-600		20.305	30.861	18.059	33.753	16.072	41.149	47.199	29.216	41.857	56.658	91.32
600-1200		4.4995	6.4141	8.3434	13.53	8.216	15.88	30.531	15.427	16.688	30.924	45.486
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		900.94	777.62	687.86	1553.3	1111.3	1159.6	1374.6	899	749.77	1024.1	1886.6
300-600		35.332	25.543	26.159	46.525	33.739	47.894	52.446	70.627	72.226	110.57	140.71
600-1200		11.234	10.429	14.793	20.97	18.876	25.062	38.685	40.095	34.732	57.928	69.046
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1976.2	1972.7	2010.9	2054.6	1407.9	2651.3	2243.8	1979.6	1880.4	1785.3	3250.2
300-600		17.783	27.115	16.835	31.749	15.181	39.212	46.151	29.102	40.452	55.222	89.33
600-1200		4.2096	6.1271	8.2339	13.348	8.1097	15.818	30.396	15.407	16.45	30.826	45.259
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		2097.6	1895	2035	2068.4	1437.8	2619	2227.3	2060	1926.3	1824.6	3281.4
300-600		34.02	21.682	24.435	44.761	33.397	46.113	51.379	71.071	72.039	110.48	140.27
600-1200		11.099	10.158	14.701	20.911	18.898	24.904	38.58	40.145	34.697	57.919	68.983

**Tabla 5. 3.b.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar izquierda media a un flujo de 0.5 L/seg.

CANAL IZQ3												
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	1439	5041	8679	12155	16286	19746	23244	26770	30583	34669	38594	
	4194	7796	11434	14910	19266	21141	24551	28007	31820	35906	39831	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1042.6	1047.4	1030.8	1132.3	1134.5	799.76	966.83	748.67	802.36	822.3	794.82
	300-600	163.78	163.45	177.03	153.22	211.83	84.477	64.708	82.016	76.734	74.569	65.527
	600-1200	403.78	400.37	403.48	399.86	466.12	193.88	210.82	201.21	192.43	198.43	187.6
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	363.53	489.42	460.42	618.2	570.7	557.14	533.35	428.66	424.38	393.74	519.84
	300-600	3.9957	21.619	9.3275	29.759	24.58	120.44	105.82	54.508	24.053	33.802	31.683
	600-1200	1.6686	9.006	3.1663	13.663	9.605	54.431	47.676	25.638	9.8597	16.2	13.499
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	365.32	515.47	443.64	658.45	570.62	551.37	668.45	477.02	451.99	402.37	498.38
	300-600	6.2424	44.394	10.9	93.448	54.649	88.818	139.18	112.29	36.685	47.938	39.049
	600-1200	2.1559	23.944	4.2871	48.503	17.869	33.213	48.945	35.762	15.206	21.415	17.858
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	806.97	872.97	815.25	811.8	863.36	936.5	815.4	602.85	669.64	755.78	741.3
	300-600	3.6964	21.477	9.0917	29.627	24.415	120.43	105.86	54.573	24.03	33.825	31.664
	600-1200	1.6541	8.9921	3.1566	13.669	9.5758	54.427	47.676	25.642	9.8565	16.197	13.5
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	812.37	940.65	820.22	880.06	872.49	914.48	968.15	655.15	689.36	743.13	744.63
	300-600	5.9583	44.185	10.739	93.407	54.569	88.826	139.18	112.33	36.647	47.884	39.129
	600-1200	2.1347	23.932	4.2789	48.492	17.871	33.209	48.946	35.757	15.212	21.419	17.854

Tabla 5. 3.c. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar izquierda basal a un flujo de 0.5 L/seg.

DER1												
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	1689	5720	9111	12753	0	19960	0	0	31011	0	38729	
	3991	7654	11362	15028	0	22208	0	0	32945	0	40575	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	585.68	526.68	629.01	805.63	0	685.66	0	0	536.41	0	689.76
	300-600	117.07	96.518	137.24	111.6	0	111.71	0	0	86.556	0	92.902
	600-1200	275.88	238.34	304.74	293.69	0	283.92	0	0	246.73	0	238.93
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	390.31	312.95	409.78	627.52	0	530.44	0	0	409.49	0	491.51
	300-600	9.6003	6.6476	5.8064	9.9611	0	14.423	0	0	8.0617	0	14.056
	600-1200	2.0809	1.0496	1.9931	5.4238	0	6.7432	0	0	5.1456	0	5.8115
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	388.87	312.34	410.18	626.15	0	578.62	0	0	420.62	0	461.47
	300-600	10.266	6.7477	6.0285	15.368	0	15.146	0	0	10.712	0	14.292
	600-1200	2.6458	1.0039	2.3472	7.5909	0	7.6135	0	0	5.7263	0	8.4741
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	422.78	400.94	464.59	544.77	0	518.01	0	0	413.88	0	582.8
	300-600	2.7836	1.5338	2.921	7.7916	0	11.044	0	0	5.7571	0	11.697
	600-1200	1.2873	0.44377	1.6677	5.1357	0	6.3701	0	0	4.8711	0	5.4565
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	425.75	400.29	467.86	544.64	0	551.36	0	0	422.75	0	577.6
	300-600	4.2364	1.4199	3.7995	13.641	0	10.82	0	0	9.1725	0	12.241
	600-1200	1.9804	0.37213	2.1375	7.412	0	7.2622	0	0	5.6286	0	8.297

Tabla 5. 3.d. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar derecha apical a un flujo de 0.5L/seg.

DER2											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	0	5805	9235	12898	0	0	0	26706	0	0	0
	0	7045	10475	14138	0	0	0	27946	0	0	0
SEÑAL ORIGINAL											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	0	294.68	359.68	540.12	0	0	0	372.18	0	0	0
300-600	0	74.072	91.755	74.148	0	0	0	73.746	0	0	0
600-1200	0	184.78	203.81	191.02	0	0	0	186.97	0	0	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	0	244.22	203.92	442.09	0	0	0	332.07	0	0	0
300-600	0	6.7038	5.5596	6.1383	0	0	0	5.4303	0	0	0
600-1200	0	1.2433	2.6892	2.1892	0	0	0	2.2248	0	0	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	0	244.3	206.74	450.06	0	0	0	334.51	0	0	0
300-600	0	6.607	7.2669	10.583	0	0	0	10.651	0	0	0
600-1200	0	1.222	3.9755	3.8657	0	0	0	4.2674	0	0	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	0	278.13	344.99	518.61	0	0	0	362.29	0	0	0
300-600	0	6.4496	5.6161	6.2088	0	0	0	5.7132	0	0	0
600-1200	0	1.2293	2.7006	2.2709	0	0	0	2.2351	0	0	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	0	277.92	353.48	518.49	0	0	0	362.08	0	0	0
300-600	0	6.422	6.5671	10.761	0	0	0	10.681	0	0	0
600-1200	0	1.2041	3.9701	3.9387	0	0	0	4.2452	0	0	0

Tabla 5. 3.e. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar derecha media a un flujo de 0.5 L/seg.

DER3											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	1804	5312	8956	12349	16565	20281	0	0	0	34940	0
	3027	6535	10771	13949	18165	21881	0	0	0	36163	0
SEÑAL ORIGINAL											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	1191.7	956.11	1687.5	1875.4	1329.2	1208.3	0	0	0	968.26	0
300-600	64.329	67.264	105.06	96.523	100	83.595	0	0	0	70.477	0
600-1200	159.23	150.54	234.62	215.58	202.65	194.48	0	0	0	181.31	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	760.89	430.5	714.96	992.69	887.85	1137.6	0	0	0	800.95	0
300-600	18.022	6.4892	9.7712	26.256	10.381	18.657	0	0	0	13.911	0
600-1200	5.2037	2.2718	4.2339	10.846	4.2992	5.8171	0	0	0	5.7853	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	758.58	436.8	779.98	1058	908.27	1158.8	0	0	0	767.53	0
300-600	25.214	6.6624	45.599	45.987	7.914	45.581	0	0	0	24.494	0
600-1200	11.625	2.3326	25.573	25.662	4.1834	12.793	0	0	0	10.989	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	1018	653.63	1251.1	1620.2	887.46	1011	0	0	0	704.34	0
300-600	17.89	6.4585	9.785	26.285	10.332	18.678	0	0	0	13.885	0
600-1200	5.2159	2.283	4.2538	10.842	4.2932	5.8176	0	0	0	5.7744	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	992.34	659.78	1293.8	1605	878.02	1025.2	0	0	0	738.14	0
300-600	25.253	6.6069	45.636	45.905	7.8722	45.634	0	0	0	24.497	0
600-1200	11.632	2.3466	25.582	25.679	4.1827	12.792	0	0	0	10.991	0

Tabla 5. 3.f. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la línea axilar derecha basal a un flujo de 0.5 L/seg.

		MIT										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1491	5151	9056	12785	16294	19840	23306	26907	30676	34772	38611
		2618	6135	9916	13565	17305	20683	24149	27759	31832	35615	39391
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		712.81	682.1	546.97	602.99	639.15	610.33	673.39	560.52	626.04	586.66	497.45
300-600		72.645	65.159	54.624	49.133	64.039	63.267	58.012	53.558	62.766	51.604	48.725
600-1200		175.07	170.14	117.89	133.44	162.14	147.21	141.79	150.24	183.94	139.71	124.32
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		493.19	536.18	341.05	539.9	525.64	411.6	559.4	388.29	572.52	386.57	484.85
300-600		7.7753	10.35	14.136	4.9478	11.453	13.535	15.232	20.717	33.83	11.303	25.332
600-1200		3.6627	4.4521	4.4263	2.7861	7.3057	10.103	4.3939	6.9467	13.457	6.2867	10.88
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		507.31	563.13	392.8	559.91	563.17	539.26	505.1	440.99	636.54	360.9	540.9
300-600		13.047	28.033	62.535	36.72	39.959	189.07	20.211	198.42	228.68	13.362	118.79
600-1200		5.7554	18.885	30.136	44.523	32.178	100.68	10.671	101.55	123.12	11.835	81.352
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		669.41	676.81	573.8	433.65	614.77	627.1	603.89	582.18	787.57	532.66	596.89
300-600		6.7429	10.382	13.813	3.8663	10.474	13.584	13.796	20.446	33.562	10.955	25.246
600-1200		3.5359	4.4453	4.3735	2.6686	7.2254	10.093	4.3091	6.9269	13.444	6.229	10.878
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		647.67	667.66	596.25	447.92	642.66	734.69	572	628.78	943.91	491.59	669.83
300-600		11.994	27.892	62.613	36.481	39.908	188.86	18.902	198.42	228.7	13.311	118.76
600-1200		5.6517	18.853	30.183	44.411	32.081	100.68	10.578	101.55	123.11	11.809	81.338

Tabla 5. 3.g. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la zona de auscultación de la válvula mitral a un flujo de 0.5L/seg.

		TRI										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1325	5091	8723	12572	15953	19520	22958	26431	30392	34614	38670
		2666	6432	10064	13346	17294	20861	24299	27772	31733	35388	39780
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1163.1	1357.7	1302.1	1004	1637.3	1875.1	1441.6	1762.4	1815.8	1507.9	1685.9
300-600		77.024	62.677	84.892	51.431	81.69	71.361	75.611	92.615	83.384	48.174	66.695
600-1200		188.1	176.14	195.46	110.87	193.15	184.01	173.94	185.4	186.11	110.77	162.37
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		609.43	669.74	769.69	358.79	854.87	774.61	807.98	748.48	1239.5	686.82	592.79
300-600		21.282	25.023	33.706	13.686	40.36	48.573	28.281	43.154	98.386	28.905	44.219
600-1200		7.2445	11.023	13.603	8.6955	17.113	24.126	11.6	19.669	57.141	12.432	24.876
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		579.76	630.52	762.71	387.71	834.89	975.53	792.77	957.43	1160.9	763.1	765.6
300-600		27.986	61.369	92.957	56.691	78.143	114.17	79.596	117.51	235.47	68.442	141.84
600-1200		13.794	23.105	43.529	22.491	38.541	56.835	40.421	46.65	116.59	40.964	66.998
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1096.7	1190.1	1080.9	921.82	1368.8	1913.2	1178	1723.2	1882.4	1418	1765.1
300-600		17.894	21.974	26.628	13.267	38.224	48.3	25.848	42.62	94.695	28.154	43.933
600-1200		6.8575	11	12.959	8.6667	16.918	23.97	11.44	19.453	56.923	12.412	24.817
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		1110.9	1228.8	1200.6	922.79	1411.4	1941.3	1210.9	1839.6	1843.3	1350.7	1762.1
300-600		24.429	58.762	89.357	57.23	76.482	113.09	79.702	115.51	232.22	68.888	140.98
600-1200		13.45	23.027	43.462	22.515	38.362	56.83	40.573	46.43	116.74	40.997	67.045

Tabla 5. 3.h. Potencias calculadas de la señal en el dominio original para la zona de auscultación de la válvula tricúspide a un flujo de 0.5L/seg.

		PUL										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1589	5339	8935	12687	16427	19616	23220	26779	30589	34841	38800
		2472	6257	9855	13790	17293	20523	24693	27645	31455	35801	39796
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		2865.2	2695.5	3024.9	3719.7	4446.5	3502.6	4388.8	3538.4	2268.3	3548.1	8759.2
300-600		81.444	75.312	104.95	158.2	82.344	92.445	103.73	85.627	60.751	66.787	79.915
600-1200		153.09	141.53	146.24	179.95	149.86	140.98	219.05	154.44	124.74	146.76	168.99
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		2291.4	2410.2	2122.1	3009.5	2739.8	2120.3	3086.8	2148.2	1857.3	1771	3935.3
300-600		30.94	33.086	31.935	69.084	48.113	69.582	174.9	42.272	28.375	134.79	116.67
600-1200		6.604	4.9791	5.8318	20.648	9.4505	16.005	93.009	12.96	4.8864	81.09	80.617
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		2299.9	2409.5	2192.7	3007.8	2848.6	2152.5	3127.8	2271.7	1859.1	1658	4291.4
300-600		33.912	35.294	41.557	84.739	70.792	70.107	241.34	52.641	32.7	173.05	161.49
600-1200		7.8577	6.0349	11.201	28.471	19.31	24.291	118.42	17.893	8.5692	96.917	92.367
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		2781.5	2616.4	2879.5	3367	2290.3	2881.4	3893.2	2176.8	2126	3057.5	5130
300-600		17.007	4.0884	11.219	41.643	19.549	51.987	165.91	26.641	11.379	131.03	105.03
600-1200		5.0731	1.6243	3.7402	18.375	6.3086	15.079	91.457	11.159	2.3841	80.461	80.402
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		2802.1	2619.7	2825.4	3349.6	2243.7	2808.6	4132	2051	2204.4	3119	5160.5
300-600		22.422	7.5937	26.199	58.989	45.598	53.87	236.02	41.08	18.506	169.73	154.8
600-1200		6.7425	2.9202	9.9083	27.011	16.882	24.374	117.76	17.098	7.0414	96.066	92.04

**Tabla 5. 3.i.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar para un flujo de 0.5L/seg.

		AOR										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		1471	5039	8685	12592	16274	19390	22595	26543	30458	34290	38599
		2717	6285	9950	13838	17182	20636	23982	27789	31704	35536	39507
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1666.3	1175.2	1326	2611.7	1335.6	1609.7	1929.1	1600.7	1506.5	1674.1	1427.8
300-600		76.898	59.754	79.8	125.42	49.647	67.661	69.022	85.706	62.066	65.304	45.933
600-1200		174.82	144.13	157.74	165.58	117.02	170.52	168.61	165.64	159.22	167.33	126.74
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1299.8	748.06	999.36	1599	904.23	871.92	1184.2	1041.4	1247.3	1348.8	1190.6
300-600		14.893	20.216	22.602	17.383	20.306	26.682	19.081	24.006	20.432	28.454	26.983
600-1200		4.0266	3.3281	6.6923	7.0679	5.6739	14.617	7.0565	9.2554	6.9399	14.123	6.6199
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		1285	753.31	989.54	1633.4	928.39	860.24	1270.4	1043.1	1301.5	1348.2	1227.6
300-600		15.449	22.313	24.334	24.784	57.029	38.299	27.328	30.618	36.393	36.487	45.103
600-1200		7.4132	5.5343	8.2961	9.9642	17.808	21.379	11.668	12.841	12.142	20.745	19.902
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1523.6	1141.9	1302.7	1781.1	1172.9	1449.6	1551.2	1016.6	1203.7	1605.1	1233.1
300-600		12.672	17.788	21.502	15.611	19.347	23.325	15.73	20.064	19.222	27.814	26.276
600-1200		3.7449	3.3225	6.6055	6.917	5.6397	14.357	6.7581	8.8024	6.7534	13.975	6.5544
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		1488.3	1171.7	1281.5	1803.6	1243.3	1449.7	1508.4	1018.9	1204.8	1634.7	1248.4
300-600		12.285	20.611	23.002	23.918	57.075	35.464	24.185	29.965	35.449	35.443	44.833
600-1200		7.1882	5.5116	8.2377	9.8824	17.786	21.421	11.54	12.683	12.033	20.7	19.882

**Tabla 5. 3.j.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica para un flujo de 0.5L/seg.

PRE											
INTERVALOS	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
	1406	5111	8764	12527	16066	19659	23079	26767	30489	34606	38601
	2482	6187	9901	13603	17340	20735	24155	27910	31596	35749	39677
SEÑAL ORIGINAL											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	737.73	816.56	859.88	936.98	871.72	838.26	863.68	940.6	849.94	866.2	804.55
300-600	64.874	56.444	71.337	64.783	65.69	62.365	60.644	77.394	55.507	70.716	61.694
600-1200	180.59	158.85	171.95	163.39	184.11	160.37	178.5	168.85	159.64	186.54	148.71
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	345.8	457.4	353.64	515.75	769.35	414.03	480.29	628.4	398.48	624.18	489.32
300-600	7.7504	6.0357	5.9764	8.2195	56.218	24.992	22.414	38.424	21.724	28.239	14.974
600-1200	1.6155	2.5432	3.7173	4.0411	40.988	13.059	13.259	15.728	17.97	14.993	7.5267
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	401.92	430.13	353.52	505.21	978.37	452.73	533.53	730.4	386.01	673.28	424.7
300-600	12.217	23.608	5.9252	25.889	306.51	156.23	125.72	173.24	62.298	95.67	29.529
600-1200	3.6137	9.4481	3.913	9.749	161.99	109.04	84.309	65.524	71.396	50.298	28.036
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	749.59	707.34	832.02	661.02	968.68	904.64	854.43	930.04	885.59	907.8	792.65
300-600	7.7683	5.9845	6.0598	8.0927	56.23	24.926	22.256	38.236	21.647	28.212	15.094
600-1200	1.6105	2.5289	3.7039	4.0442	40.985	13.058	13.244	15.723	17.981	14.993	7.524
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW											
BANDAS DE FRECUENCIA											
0-300	746.21	744.95	831.95	674.38	1200.9	894.32	846.25	1029	844.42	856.14	792.06
300-600	12.126	23.647	5.8959	25.796	306.54	156.37	125.6	173.06	62.287	95.561	29.451
600-1200	3.6038	9.4548	3.8976	9.7568	161.99	109.04	84.321	65.525	71.394	50.298	28.038

**Tabla 5. 3.k.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación precordial promedio para un flujo de 0.5L/seg

**Tabla 5. 4** Tablas de Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida en los puntos adquiridos para flujo de 1.0 L/seg

		CANAL IZQ1									
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN					
INTERVALOS	0	3049	6542	10705	14278	18047	21787	26075	0	0	38915
	0	4877	8370	11913	15486	19278	23615	27903	0	0	40743
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL									
	0-300	0	658.09	645.3	684.9	836.25	847.93	894.61	1147	0	1071
	300-600	0	90.212	102.53	74.923	77.614	76.04	126.01	114.65	0	118.89
	600-1200	0	252.48	255.54	191.74	188.02	189.57	270.97	252.41	0	265.15
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW									
	0-300	0	497.73	519.79	513.33	741.74	1086.8	711.48	1100.5	0	971.69
	300-600	0	16.118	12.874	16.414	19.224	17.009	25.802	27.203	0	31.165
	600-1200	0	4.9096	3.1714	4.8959	10.47	6.5522	8.8412	13.421	0	12.897
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW									
	0-300	0	533.26	512.07	493.85	725.77	1088.1	716.16	1082	0	1064
	300-600	0	34.759	15.636	23.147	31.398	26.862	33.997	38.38	0	68.479
	600-1200	0	9.0521	3.8708	10.281	21.09	13.865	15.203	22.195	0	26.048
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW									
	0-300	0	614.76	560.21	585.84	587.26	740.65	747.91	881.07	0	907.8
	300-600	0	12.66	9.1057	14.596	17.65	14.748	23.988	24.256	0	30.858
	600-1200	0	4.5907	2.7516	4.5654	10.297	6.1815	8.5402	13.176	0	12.482
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW									
	0-300	0	612.68	557.68	613.01	630.46	747.76	753.14	937.21	0	889.17
	300-600	0	31.486	11.759	21.786	29.217	23.435	31.492	37.289	0	65.855
	600-1200	0	9.0263	3.5169	10.037	20.964	13.877	14.974	21.895	0	25.899

**Tabla 5. 4.a.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda apical para un flujo de 1.0L/seg.

		CANAL IZQ2										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	209	3638	7200	10870	14156	17857	0	26393	30878	34838	39130	
	1673	4923	8485	12155	15441	19142	0	27810	32163	36123	40415	
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
	0-300	1950.2	1460.7	1955.2	2020.6	2771.4	2980.3	0	3554.3	4772.9	1826.2	2747.5
	300-600	79.789	63.977	76.086	68.319	69.119	71.694	0	81.907	74.029	92.697	79.84
	600-1200	187.58	162.23	168.34	155.91	178	167.03	0	186.95	186.35	171.14	176.8
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
	0-300	1138	729	1214.2	1339.5	2107.7	2126.3	0	2623.9	3009	971.35	1863.8
	300-600	47.763	29.914	54.457	68.404	72.054	71.383	0	120.97	145.14	47.995	49.613
	600-1200	14.855	8.5006	17.409	17.386	32.364	35.161	0	64.881	98.406	11.934	9.8811
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
	0-300	1144.3	724.86	1140.4	1363.8	2061.5	2332.7	0	2813.8	3302.5	919.64	1978
	300-600	77.201	29.473	71.942	122.31	104.16	104.5	0	243.93	275.29	88.81	71.21
	600-1200	22.39	7.9347	25.792	38.017	61.014	61.229	0	106.43	168.76	20.578	16.55
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
	0-300	1755.6	946.6	1672.3	2049.8	1589.7	2150.2	0	3468.3	4572.9	1324.6	1375.5
	300-600	28.694	3.996	38.496	53.131	58.806	56.531	0	116.23	137.52	25.608	20.852
	600-1200	11.448	4.6299	14.622	15.839	30.761	32.709	0	63.08	97.393	9.5741	6.6589
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
	0-300	1768.1	943.49	1702	2015.5	1522.3	2180.5	0	3466.8	4811.9	1291.5	1428.5
	300-600	62.562	3.2931	65.228	111.07	95.389	98.551	0	237.09	273.73	73.745	46.282
	600-1200	19.484	4.0726	23.514	36.922	60.344	60.176	0	105.76	168.89	18.993	15.577

**Tabla 5. 4.b.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda media para un flujo de 1.0L/seg.

CANAL IZQ3											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	68	3739	7082	9651	14409	18232	22295	26819	30478	0	39175
	1101	4627	8115	11647	15631	19316	23387	27852	31511	0	40208
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	683.17	474.06	685.49	1346.2	981.04	977.18	920.7	1030.2	817.82	0	941.13
300-600	60.56	55.249	65.007	132.57	87.418	63.048	82.609	62.153	61.41	0	72.629
600-1200	166.95	144.36	163.4	321.61	200.55	153.38	194.62	150.78	155.5	0	160.6
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	588.42	328.75	375.67	827.34	439.32	675.55	453.37	564.41	693.15	0	564.8
300-600	17.115	8.7559	8.4891	22.968	17.51	30.479	24.729	14.028	22.659	0	14.649
600-1200	2.651	1.0535	1.3348	4.3016	4.0093	14.999	14.003	6.9027	10.901	0	6.7559
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	555.22	328.6	375.46	839.44	415.93	645.76	437.02	595.78	718.72	0	567.94
300-600	14.315	8.7493	8.4968	23.267	23.316	54.112	29.566	19.196	30.133	0	20.969
600-1200	2.9988	1.0836	1.325	5.7597	5.7213	24.742	18	9.0016	15.705	0	11.542
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	343.17	176.52	331.77	680.93	597.07	721.2	665.15	696.95	559.02	0	624.56
300-600	9.1947	0.52542	1.2649	13.721	11.165	28.075	19.492	11.487	20.004	0	12.4
600-1200	2.2178	0.18638	0.67866	3.1529	3.5181	15.011	13.537	6.4993	10.54	0	6.4488
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	334.58	176.59	331.46	704.46	585.9	707.77	667.41	695.66	548.69	0	635.84
300-600	7.1143	0.55089	1.2161	12.182	17.754	52.756	25.906	18.182	27.853	0	19.615
600-1200	2.5309	0.23183	0.67537	4.8478	5.3872	24.731	17.721	8.8463	15.444	0	11.275

Tabla 5. 4.c. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda basal para un flujo de 1.0L/seg.

DER1											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	0	3630	7132	10726	14096	18007	21886	26698	30861	34973	38896
	0	4762	7853	11447	15228	19139	23018	27845	31993	35694	40028
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	0	389.14	296.44	272.31	754.67	526.94	814.38	575.93	615.5	287.01	557.03
300-600	0	47.464	33.828	40.549	87.866	66.782	83.903	59.657	63.179	35.422	62.776
600-1200	0	144.6	93.855	94.486	160.18	149.43	157.31	152.95	142.85	93.612	147.56
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	261.82	168.14	149.78	488.07	402.74	561.78	439.1	422.83	228.16	348.51
300-600	0	4.5249	2.9461	2.1708	6.7597	6.4177	15.047	16.35	4.7539	7.1427	6.7449
600-1200	0	1.1845	0.27693	1.1572	2.3202	1.8401	4.6271	6.0535	1.7153	1.6009	2.1253
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	264.91	171.74	166.11	483.04	404.48	602.27	390.41	427.96	292	336.86
300-600	0	4.5038	4.3422	21.399	14.223	12.349	25.249	25.981	5.84	30.351	18.62
600-1200	0	2.5197	0.40614	17.726	12.242	4.8715	16.114	24.926	2.9217	20.143	10.754
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	211.71	152.66	138.11	279.31	218.72	387.54	479.4	246.01	196.69	267.34
300-600	0	4.1611	3.1005	2.1622	6.3871	6.2722	13.899	16.431	4.4796	7.1509	6.8168
600-1200	0	1.1502	0.27688	1.1514	2.2939	1.8432	4.68	6.0391	1.6873	1.6041	2.1113
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	211	156.16	139.56	289.6	209.53	356.92	452.07	251.64	218.53	275.39
300-600	0	4.222	4.7368	21.406	13.931	12.256	26.13	25.898	5.6583	30.502	18.756
600-1200	0	2.4973	0.43173	17.728	12.193	4.8748	16.113	24.917	2.9213	20.146	10.76

Tabla 5. 4.d. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha apical para un flujo de 1.0L/seg.

DER2											
ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabla 5. 4.e.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha media para un flujo de 1.0L/seg.

DER3											
ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabla 5. 4.f.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha basal para un flujo de 1.0L/seg.

MIT											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	0	3363	6847	10443	14274	18060	22058	26577	30603	34635	0
	0	4819	8233	11829	15660	19446	23540	27963	32103	36021	0
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	0	629.99	694.77	773.43	835.83	993.38	800.77	823.79	982.81	695.78	0
300-600	0	89.826	74.08	93.569	82.697	88.881	86.318	81.02	84.47	74.266	0
600-1200	0	213.78	200.13	215.95	209.78	203.26	232.49	192.88	197.96	213.19	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	388.09	341.87	347.48	613.27	545.07	566.35	423.19	652.69	380.03	0
300-600	0	17.163	9.6234	8.8153	21.422	27.842	21.625	35.597	51.949	25.057	0
600-1200	0	4.5496	2.806	2.6354	4.4375	7.8229	11.572	9.0174	16.917	10.274	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	385.01	373.02	333.46	628.22	590.71	606.16	346.72	805.34	400.54	0
300-600	0	57.604	25.197	14.047	30.485	53.066	35.282	42.176	88.879	35.686	0
600-1200	0	14.041	7.1086	6.8283	8.4192	15.691	17.625	15.531	30.61	20.283	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	478.86	486.34	520.85	597.26	946.95	552.41	783.48	1012.9	546.32	0
300-600	0	15.31	8.538	7.4585	18.554	25.977	19.857	34.874	51.253	24.544	0
600-1200	0	4.3896	2.7297	2.4287	4.1712	7.7437	11.408	8.9442	16.947	10.299	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	482.84	491.37	524.94	576.79	882.76	550.4	727.48	1090.7	542.46	0
300-600	0	57.284	24.977	13.142	28.402	52.104	33.184	41.059	88.49	35.313	0
600-1200	0	13.986	7.0741	6.7329	8.2784	15.648	17.556	15.46	30.652	20.263	0

Tabla 5. 4.g. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula mitral para un flujo de 1.0L/seg.

TRI											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	251	3571	6931	10602	14310	18008	22102	26512	30894	34768	38997
	831	4462	7801	11472	15271	18878	23026	27472	31786	35638	39993
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	889.18	1129.4	1427.8	1689.9	1930.4	2125.1	1603.2	1618.1	1854.2	1640.6	1719.3
300-600	36.844	59.384	61.117	50.163	57.37	53.086	61.711	61.222	71.79	48.4	77.943
600-1200	103.46	132.4	121.6	104.38	139.16	128.34	142.46	126.45	124.63	126.06	151.09
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	602.89	634.95	394.49	1017	1170.6	1305.1	497.84	912.79	931.88	1115.6	823.37
300-600	9.0913	24.996	12.353	52.925	69.363	41.723	34.933	50.618	63.517	53.476	47.021
600-1200	1.3153	3.7458	4.0009	12.891	29.826	9.2619	16.604	26.723	19.306	14.245	22.114
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	583.63	627.32	440.26	955.48	1341.8	1322.8	553.96	883.03	1405.4	939.29	853.13
300-600	15.622	26.303	24.597	71.228	152.57	58.715	60.497	108.11	154.64	120.89	74.626
600-1200	3.6965	5.7451	9.5125	22.134	75.932	23.477	40.35	50.625	52.28	35.126	35.726
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	317.24	963.58	1261.1	1463.4	1968.4	1581.4	1539.9	1470	1811	1739.2	1442.8
300-600	7.5524	22.382	14.761	51.945	64.893	39.839	33.337	49.842	62.815	50.505	48.05
600-1200	1.1113	3.4203	4.0016	12.69	29.729	9.1552	16.437	26.733	19.276	14.025	22.027
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	294.01	917.75	1320.1	1365.9	2179.5	1608	1544.4	1476.5	2020.1	1629.3	1547
300-600	15.112	24.348	26.802	70.03	150.74	58.039	59.433	106.7	153.28	119.36	75.148
600-1200	3.6178	5.5306	9.5033	21.856	75.904	23.388	40.305	50.491	52.175	35.04	35.631

Tabla 5. 4.h. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula tricúspide para un flujo de 1.0L/seg.

PUL												
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	18	3690	0	0	14725	18141	22367	26752	31042	0	0	
	797	4342	0	0	15377	18855	23019	27404	31797	0	0	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	2594.7	2259.7	0	0	19744	7909.7	2886.6	2960.5	10293	0	0
	300-600	74.116	58.552	0	0	100.49	100.04	75.526	122.78	67.645	0	0
	600-1200	137.25	107.86	0	0	120.1	124.14	121.76	114.29	135.46	0	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1872.1	1594.4	0	0	14530	7818.1	2744.9	1573	6585.4	0	0
	300-600	39.928	28.702	0	0	54.932	63.476	35.362	45.193	111.78	0	0
	600-1200	17.386	7.2277	0	0	19.481	28.674	18.724	20.774	77.636	0	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1889.7	1593.7	0	0	14424	7890.7	2749	1499.3	6761.1	0	0
	300-600	40.381	31.354	0	0	156.68	186.65	97.979	99.326	141.12	0	0
	600-1200	19.947	6.1974	0	0	177.14	264.22	164.43	162.5	58.343	0	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	769.83	552.98	0	0	1960.1	1333.1	579.67	1113.8	2139.1	0	0
	300-600	17.267	9.2226	0	0	28.717	39.029	14.971	32.845	111.95	0	0
	600-1200	13.05	4.3138	0	0	17.425	23.006	17.139	18.717	77.165	0	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	779.6	554.54	0	0	2003.6	1410.4	615.71	1175.4	2066.2	0	0
	300-600	22.185	11.353	0	0	133.25	168.57	83.173	94.566	138.67	0	0
	600-1200	16.214	3.4412	0	0	176.49	259.78	164.52	162.78	58.265	0	0

Tabla 5. 4.i. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar para un flujo de 1.0L/seg.

AOR												
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	96	3710	7061	10555	14446	18112	22096	26757	31112	34845	39177	
	1046	4392	8011	11505	15128	19062	23046	27439	31873	35795	40127	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1643.8	1011	1669.8	1644.6	1369.6	2271.8	2332.4	1469.9	2055.7	1553.2	2197.1
	300-600	56.912	42.62	61.31	63.091	76.996	76.634	58.654	89.108	44.382	60.836	131.36
	600-1200	133.52	97.728	136.28	148.04	102.15	128.23	121.45	100.08	107.86	114.21	142.37
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1124.4	848.64	1212.4	1344	992.06	1548.1	1982.6	1032.9	1405.8	1214.8	1349.5
	300-600	37.286	45.381	38.976	44.543	55.795	46.342	53.904	45.322	48.359	131.05	50.659
	600-1200	13.83	8.1774	10.817	8.6013	11.567	18.126	23.599	16.17	29.972	66.367	19.194
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1150.6	867.74	1272.2	1345.7	1141.1	1534.4	1972.8	1005.3	1444.4	1333.7	1418.5
	300-600	47.243	80.596	51.668	50.216	63.658	61.734	101.55	49.29	49.297	358.8	103.89
	600-1200	12.87	29.44	13.812	16.991	22.846	32.175	57.711	33.632	42.909	142.79	48.277
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	931.2	457.83	579.74	609.7	502.51	936.68	1047.7	519.88	802.87	1400.4	1242
	300-600	18.703	32.422	12.488	13.184	28.901	26.057	48.056	29.863	39.942	122.79	29.096
	600-1200	9.9811	4.2886	4.7116	4.9679	9.5548	14.682	22.482	15.264	28.709	65.242	16.78
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	874.29	517.89	663.39	659.38	644.59	920.2	1078.7	568.57	733.81	1471.9	1276.9
	300-600	29.749	71.97	27.79	20.763	46.117	45.231	97.747	40.178	40.172	355.07	84.417
	600-1200	10.346	26.723	8.224	14.453	21.972	29.72	57.598	33.471	42.404	142.35	46.736

Tabla 5. 4.j. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica para un flujo de 1.0L/seg.

PRE											
	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	65	3454	6952	10766	14440	18113	22166	0	30936	0	39097
	1030	4419	7927	11636	15310	18983	23245	0	31817	0	40062
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	686.85	713.25	875.64	827.34	799.33	866.31	1203.7	0	977.36	0	822.93
300-600	47.308	56.21	55.46	51.683	45.842	63.729	72.486	0	47.832	0	55.389
600-1200	145	158.05	160.48	138.24	147.19	136.4	170.71	0	142.72	0	135.88
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	559.73	414.11	533.9	505.74	496.16	516.44	1275.5	0	619.18	0	794.88
300-600	16.666	7.9092	19.159	4.8838	12.51	4.5545	32.458	0	14.602	0	22.06
600-1200	1.9085	0.9557	3.7278	0.77244	1.5997	0.66666	9.075	0	1.9315	0	6.8361
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	498.72	413.98	558.55	505.67	527.89	518.67	1134	0	718.33	0	639.85
300-600	14.177	8.0603	21.101	4.4128	20.866	11.503	46.812	0	17.391	0	25.906
600-1200	4.2404	0.86028	7.2695	0.86371	4.6956	3.7563	15.887	0	5.5847	0	11.321
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	544.84	597.63	684.42	461.64	500.43	116.7	860.54	0	579.38	0	604.11
300-600	13.915	5.1042	16.348	3.4834	8.6523	2.489	32.113	0	12.58	0	21.175
600-1200	1.6542	0.77534	3.2755	0.63658	1.353	0.53593	8.9492	0	1.675	0	6.7261
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	555.1	599.47	679.39	461.4	511.06	119.81	784.49	0	507.33	0	568.86
300-600	11.67	4.9731	17.214	3.4242	16.486	9.5558	44.212	0	15.943	0	25.487
600-1200	4.0628	0.73109	6.8456	0.76642	4.4598	3.6682	15.697	0	5.5347	0	11.333

**Tabla 5. 4.k.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación precordial promedio para un flujo de 1.0L/seg.

**Tabla 5. 5** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida un flujo de 1.5L/seg.

		CANAL IZQ1										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		365	4331	8201	11836	18701	27292	30352	33176	35732	38573	41191
		1383	5312	9090	12725	19682	28421	31333	34157	37005	39554	42593
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		652.92	698.89	559.52	620.1	1114.4	714.15	1125.8	873.73	889.71	621.13	1010.5
300-600		60.602	75.7	60.986	74.105	102.79	84.729	89.521	71.121	84.475	87.944	137.73
600-1200		159.8	158.54	136.47	133.05	158.56	173.52	137.15	137.58	195.94	157.94	207.29
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		801.71	898.08	878.16	957.96	1949.6	1105.8	1592.7	1425.3	1035.8	1095	1552.9
300-600		63.77	86.816	70.406	67.645	82.595	85.608	62.472	74.254	77.766	63.269	116.89
600-1200		9.0311	12.312	7.8264	11.17	13.013	16.193	8.9882	9.6312	13.543	10.784	19.255
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		810.02	899.53	874.17	986.46	1949.2	1096.4	1579.9	1442.4	1107.1	1086.5	1558.9
300-600		65.147	86.872	69.015	72.314	85.383	85.559	62.889	77.669	83.05	64.841	126.34
600-1200		12.58	12.362	11.247	16.521	15.766	22.257	9.1554	10.235	26.717	11.753	35.875
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		654.75	715.24	510.85	554.09	1014.6	670.93	831.05	758.52	811.04	565.2	941.34
300-600		31.981	43.324	35.189	34.581	43.53	44.506	32.887	37.581	40.421	32.049	59.877
600-1200		4.6593	6.4362	3.997	5.5231	9.3085	12.801	5.2698	5.5347	8.4926	6.8409	13.748
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		669.44	714.63	514.25	565.58	1026.4	669.76	852.09	753.93	835.78	560.78	941.87
300-600		32.345	43.283	38.238	37.241	44.946	45.759	34.843	39.455	50.05	31.988	73.859
600-1200		9.0702	6.4197	8.643	11.174	11.983	18.793	5.6916	6.8258	22.409	8.614	31.54

**Tabla 5. 5.a.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda apical para un flujo de 1.5L/seg.

		CANAL IZQ2										
		ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		287	4216	8091	11934	18672	27450	30208	33196	35800	38524	0
		1716	5645	9520	13363	20224	28879	31637	34625	37229	39590	0
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1652.3	1732.6	1432.9	1671.5	4884.5	2066	2775.9	4061.7	2885.3	1365.1	0
300-600		76.774	96.121	82.077	161.76	202.67	101.44	191.96	101.24	99.54	99.142	0
600-1200		176.33	202.75	201.04	184.76	200.33	189.29	189.1	188.18	182.3	149.19	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		613.71	698.03	717.39	1406.1	4780.8	1476.4	2260.3	2659.7	1642.1	2090.4	0
300-600		47.008	47.431	39.615	55.462	939.36	111.87	382.34	392.53	129.64	223.16	0
600-1200		14.141	11.077	6.5625	12.213	1265.9	65.744	596.13	536.09	66.298	86.23	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		637.12	696.91	740.41	1433.9	6739	1358	2808.3	2742.9	1728.4	2324.1	0
300-600		48.291	47.722	57.238	57.95	3025.5	97.233	1540.8	1341	224.26	902.53	0
600-1200		15.035	11.489	15.177	15.127	3800.7	52.5	2607.6	2277.8	114.14	989.77	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1209.5	1291.3	880.2	915.37	5791.5	1475.3	1774.2	3530.1	2584.6	1300.3	0
300-600		14.926	17.605	6.7683	22.947	935.53	83.997	381.02	387.21	100.34	218.98	0
600-1200		9.8177	5.5472	2.085	8.5363	1263.7	62.006	595.91	535.68	63.511	85.93	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		1210	1289.6	919.26	970.88	7800.9	1389.2	2203.1	3941.7	2798.9	1595.7	0
300-600		19.703	18.5	34.509	28.597	3010.3	80.108	1539.3	1336.5	210.17	895.56	0
600-1200		11.358	5.9354	12.979	13.502	3800.3	50.19	2607.7	2278	112.93	990.2	0

**Tabla 5. 5.b.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda media para un flujo de 1.5L/seg.

CANAL IZQ3											
INTERVALOS	ZONA DE APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
	402	4378	8161	11821	18681	0	30208	33041	35786	38742	41417
	1844	5733	9516	13176	20036	0	31563	34396	37141	39453	42772
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>SEÑAL ORIGINAL</b>										
0-300	831.31	824.1	796.42	731.66	2015	0	1714	1383	1540.7	559.34	1421.7
300-600	88.465	98.534	81.94	127.3	128.29	0	114.62	97.937	97.061	54.629	116.72
600-1200	216.86	233.97	201.15	215.27	229.23	0	190.63	195.42	201.95	107.52	220.19
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW</b>										
0-300	353.6	444.63	489.17	457.95	1463.2	0	1445.4	1127.4	832.77	566.03	988.21
300-600	44.618	43.113	38.7	39.917	59.347	0	50.371	41.167	43.914	42.849	79.884
600-1200	14.466	10.867	9.2969	6.8329	16.435	0	7.1714	6.0366	9.7464	13.034	23.313
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW</b>										
0-300	352.79	437.25	494.52	457.58	1549.2	0	1475.6	1128.5	849.6	601.37	1002.3
300-600	56.168	62.261	51.095	39.83	75.934	0	65.286	42.544	92.924	74.431	174.13
600-1200	26.514	27.165	21.874	6.8147	25.346	0	14.671	10.246	53.491	22.767	71.042
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW</b>										
0-300	719.81	680.48	521.03	522.39	1188.8	0	582.78	776.8	1016.8	388.21	836.61
300-600	14.74	14.928	9.9573	4.0288	32.296	0	9.2703	12.399	14.915	34.246	48.263
600-1200	11.176	7.6357	6.6462	3.2478	13.847	0	3.0661	2.2048	5.6417	11.934	20.657
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW</b>										
0-300	710.63	668.92	523.48	524.02	1273.3	0	581.22	746.7	1033.4	378.48	882.8
300-600	35.009	39.33	28.13	4.8493	53.974	0	30.271	19.784	75.335	69.316	148.63
600-1200	24.161	25.381	21.273	3.3356	23.144	0	12.025	6.8872	52.304	22.35	69.821

**Tabla 5. 5.c.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda basal para un flujo de 1.5L/seg.

DER1											
INTERVALOS	APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>SEÑAL ORIGINAL</b>										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW</b>										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW</b>										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW</b>										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>BANDAS DE FRECUENCIA</b>	<b>POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW</b>										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabla 5. 5.d.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha apical para un flujo de 1.5L/seg.

DER2											
	APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	372	4355	8322	12083	19490	0	30381	33271	0	0	41604
	1648	5631	9598	13367	20766	0	31657	34090	0	0	42884
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	479.78	504.54	475.32	523.65	1611.4	0	1164.3	1353	0	0	1390.5
300-600	82.42	87.906	92.621	115.51	107.06	0	168.3	67.19	0	0	143.53
600-1200	198.23	217.64	203.36	188.22	195.68	0	205.97	142.18	0	0	205.57
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	642.69	745.09	572.56	612.06	1230.7	0	1229.1	977.21	0	0	1634
300-600	33.361	41.634	35.783	48.334	33.999	0	42.122	30.677	0	0	47.39
600-1200	5.1805	7.1152	4.9275	6.2298	4.2049	0	5.4681	4.1591	0	0	6.1811
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	642.69	745.09	572.56	612.06	1230.7	0	1229.1	977.21	0	0	1634
300-600	33.361	41.634	35.783	48.334	33.999	0	42.122	30.677	0	0	47.39
600-1200	5.1805	7.1152	4.9275	6.2298	4.2049	0	5.4681	4.1591	0	0	6.1811
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	345.82	373.18	328.05	421	429.24	0	459.63	332.8	0	0	619.21
300-600	8.2712	3.8365	5.6646	11.21	8.6054	0	18.682	6.0852	0	0	21.551
600-1200	3.6749	1.3588	2.508	3.7793	5.0828	0	13.544	5.4845	0	0	13.774
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	347.74	372.44	352.05	380.99	427.23	0	448.3	359.04	0	0	646.77
300-600	7.712	5.2369	29.177	11.65	16.502	0	24.917	32.39	0	0	59.659
600-1200	3.7089	2.6465	13.39	5.4279	10.36	0	17.324	19.938	0	0	46.62

Tabla 5. 5.e. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha media para un flujo de 1.5L/seg.

DER3											
	APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	SEÑAL ORIGINAL										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA	POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabla 5. 5.f. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha basal para un flujo de 1.5L/seg.

		MIT										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		208	4135	8041	11626	18775	27584	30359	32822	35472	38685	41572
		2078	6005	9911	13496	19578	28374	31149	34692	37342	39475	42362
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		824.68	836.13	851.92	866.2	649.56	662.01	798.76	1338.1	1234.4	682.74	811.63
300-600		107.4	114.77	115.97	137.56	56.927	48.233	62.718	111.78	120.42	53.32	77.809
600-1200		272.2	262.38	273.51	275.16	129.87	125.71	128.02	278.35	294.46	127.79	130.85
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		551.86	502.06	495.09	548.44	791.03	358.45	608.44	1931.7	1544.1	430.19	748.53
300-600		61.675	62.802	57.646	59.802	34.111	32.198	26.888	55.717	57.336	32.047	29.251
600-1200		14.531	12.118	11.763	10.179	5.9811	4.3728	5.8752	10.062	7.4284	3.8931	10.235
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		547.15	490.58	500.82	499.5	796.1	358.45	620.76	1927.5	1544.1	430.19	750.24
300-600		60.231	61.394	70.125	61.757	34.092	32.198	28.089	72.552	57.336	32.047	58.66
600-1200		12.552	11.079	20.649	11.516	6.3166	4.3728	8.8671	22.988	7.4284	3.8931	44.302
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		582.55	581.76	560.55	615.27	482.51	359.42	355.65	817.92	772.38	441.77	379.26
300-600		4.8057	5.3184	13.703	13.144	13.683	5.9938	6.5644	19.715	19.845	18.179	11.219
600-1200		3.4156	1.8893	7.6831	6.5486	5.4132	3.632	4.2363	7.2966	11.398	5.9388	4.7306
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		589.58	565.9	593.96	625.77	447.34	366.45	357.63	771.85	750.13	460.6	396.03
300-600		29.292	6.5362	27.045	43.896	18.699	14.26	10.176	36.778	80.44	28.812	42.085
600-1200		20.179	2.4907	16.158	23.47	6.6764	6.7195	6.9402	21.892	57.585	11.22	22.73

**Tabla 5. 5.g.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula mitral para un flujo de 1.5L/seg.

		TRI										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		430	4365	8204	11691	18580	27545	30320	32897	35502	38571	41009
		1172	5150	8918	12862	19751	28330	31491	34068	37026	39280	42226
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1625.8	1598.2	1402.8	1838.3	2602.9	1743	2264.1	2466.6	2433.7	1765.5	2085.5
300-600		47.024	41.204	48.972	87.923	93.622	58.454	115.95	80.254	94.782	52.427	86.199
600-1200		121.54	113.26	114.84	161.44	181.63	111.04	191.24	153.22	190.78	106.92	175.37
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		770.12	1299.8	928.12	896.39	4049.9	953.16	2511.9	3490.1	2734.4	1237.2	1613
300-600		9.6348	2.8199	6.4928	5.3243	10.031	5.1411	8.4542	8.189	12.888	11.397	9.5877
600-1200		0.8859	0.33615	0.67809	0.5684	1.3767	0.6422	1.0656	0.93586	1.5628	1.3749	1.0733
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		770.12	1299.8	928.12	896.39	4049.9	953.16	2511.9	3490.1	2734.4	1237.2	1613
300-600		9.6348	2.8199	6.4928	5.3243	10.031	5.1411	8.4542	8.189	12.888	11.397	9.5877
600-1200		0.8859	0.33615	0.67809	0.5684	1.3767	0.6422	1.0656	0.93586	1.5628	1.3749	1.0733
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1004.2	1095.3	844.88	1264.6	1070.6	1216.5	1468.8	2360.4	1751.8	1390.6	1640.5
300-600		11.402	20.433	15.928	30.883	22.649	51.376	57.115	130.42	97.426	42.073	57.357
600-1200		1.0594	2.7155	1.8933	8.0143	10.911	30.627	31.279	53.751	43.472	13.78	19.325
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		964.47	1130.3	921.07	1300.4	1140.1	1294.6	1635	2416.6	1798.1	1391.6	1707.2
300-600		16.443	23.366	70.775	54.615	84.161	190.35	177.15	328.07	243.08	46.417	149.53
600-1200		4.1761	15.435	14.956	19.218	34.317	96.525	112.07	130.31	77.914	23.232	57.669

**Tabla 5. 5.h.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula tricúspide para un flujo de 1.5L/seg.

PUL												
	APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	301	4303	8123	11780	18770	0	30535	33599	0	38547	0	
	1407	6426	10246	13903	21432	0	31641	35722	0	40670	0	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	5254	9121.6	9670	9485.5	21951	0	23981	22653	0	11162	0
	300-600	75.698	168.75	180.93	232.43	708.62	0	310.55	206.68	0	242.56	0
	600-1200	159.03	319.62	331.74	318.19	486.31	0	206.54	328.59	0	356.11	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	187.58	512.99	673.79	687.65	1603.9	0	667.04	990.06	0	1039	0
	300-600	5.5575	9.7691	15.162	12.954	19.273	0	10.12	20.575	0	22.84	0
	600-1200	1.0078	2.6846	7.2721	5.2802	4.886	0	3.1355	7.4258	0	7.9316	0
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	186.21	550.86	675.63	660.4	1559.4	0	711.36	966.9	0	981.67	0
	300-600	23.895	10.496	27.876	43.824	24.867	0	13.37	37.566	0	33.667	0
	600-1200	14.841	3.0415	15.558	21.969	6.7723	0	5.5733	21.295	0	13.311	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1843.4	7623.2	8134.9	8451.1	12910	0	3229.6	14155	0	8583.8	0
	300-600	4.6159	104.88	115.68	163.96	460.27	0	63.413	148.78	0	257.62	0
	600-1200	0.62552	30.312	45.837	73.984	287.53	0	47.244	83.241	0	129.53	0
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1844.5	7619	8328.7	8554	12925	0	3281.5	14982	0	8567.7	0
	300-600	4.555	103.17	149.62	164.66	518.07	0	136.43	314.94	0	231.08	0
	600-1200	0.58905	28.869	59.04	67.902	344.54	0	100.97	154.19	0	211.68	0

Tabla 5.5.i. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar para un flujo de 1.5L/seg.

AOR												
	APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN							
INTERVALOS	288	3863	8121	10995	18984	26654	30295	33027	35301	38497	40789	
	1303	5769	9136	12901	19782	28560	31310	34042	37207	39512	42695	
SEÑAL ORIGINAL												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1803	2685.9	1579.2	1874.3	2196.7	2876.1	2750.9	3032	4101.1	2262.3	4815.8
	300-600	52.024	106	60.356	100.48	134.84	121.56	340.77	77.68	133.88	127.3	564.22
	600-1200	138.91	252.85	133.82	236.06	122.66	242.25	201.48	137.58	254.76	143.86	343
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1336.7	2012.4	1128.7	1197.7	1588.1	2088.7	1228.8	2469.7	2520.7	874.82	1925.3
	300-600	35.078	64.065	29.484	61.886	31.089	91.374	60.682	132.46	138.05	64.653	86.995
	600-1200	5.4807	10.002	5.485	12.127	9.8575	46.383	24.047	52.443	55.6	18.758	24.327
POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1321	1959.9	1147.9	1227.9	1796.4	2214.8	1430.4	2422.9	2720.4	858.15	2070.7
	300-600	39.133	69.077	84.083	82.84	70.537	228.89	177.58	325.93	281.69	65.869	180.1
	600-1200	7.7648	22.352	18.257	23.28	23.626	112.01	105.17	129.17	88.662	27.627	61.988
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1043.7	1703.3	1025	1223.3	1492.4	2481.7	969	1355.1	1980.5	1195.9	3591.2
	300-600	23.357	19.975	43.485	19.958	54.361	85.788	36.333	38.314	33.014	31.947	70.654
	600-1200	4.4225	8.6256	8.1215	7.8167	18.255	72.704	23.442	19.102	19.453	15.388	34.404
POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW												
BANDAS DE FRECUENCIA	0-300	1070.7	1697.7	1038.8	1267.7	1593.4	2458.7	976.08	1304.6	1967	1228.5	3563.5
	300-600	32.403	37.97	57.061	20.964	225.24	150.2	87.992	40.365	40.47	93.514	217.85
	600-1200	9.1391	19.108	12.733	9.6339	141.68	104.01	42.995	32.503	33.097	131.04	80.401

Tabla 5.5.j. Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica para un flujo de 1.5L/seg.

		PRE										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		403	4319	8166	11826	18815	27470	30429	33125	35809	38717	41288
		1155	5204	9096	12658	19751	28545	31261	33878	36817	39549	42473
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		533.88	626.04	606.26	594.27	762.46	988.02	1052.5	667.8	896.11	812.78	1506.8
300-600		40.813	53.43	54.018	63.459	61.908	66.254	117.34	49.378	60.141	60.503	210.31
600-1200		102.73	135.72	138.03	153.83	155.03	164.54	167.68	118.44	166.58	135.34	260.04
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		4003.5	5352.6	4798.5	4283.7	9624.8	3953.4	23665	6153.5	6284.3	4749.3	13084
300-600		18.184	58.116	63.682	61.188	340.2	47.838	65.853	87.649	82.81	58.861	225.19
600-1200		2.2666	6.9069	7.3436	7.5901	201.54	6.9002	23.52	79.86	38.092	9.2154	141.13
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		4002.5	5337	4995	4274.2	9683.1	3953.4	23683	6134.6	6276.4	4729.7	12873
300-600		18.066	55.321	84.903	72.261	356.34	47.838	128.94	95.534	69.927	65.599	224.6
600-1200		2.2577	5.9273	22.694	16.505	226.7	6.9002	73.814	82.189	60.783	21.425	135.03
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		314.95	324.72	402.92	406.67	460.6	664.85	641.21	521.45	866.68	579.86	972.59
300-600		2.7709	6.2467	8.7537	5.5878	9.6706	28.896	31.52	26.139	34.443	35.95	43.757
600-1200		0.75012	1.0636	1.9922	1.6844	3.4703	30.421	21.025	11.379	10.127	32.033	33.217
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		317.05	346.23	414.91	402.53	440.37	713.95	752.8	508.67	891.62	648.87	949.64
300-600		10.006	23.042	14.252	8.0934	19.735	86.4	91.348	81.94	78.91	100.55	105.05
600-1200		2.232	6.3634	5.6813	3.1438	11.967	77.597	61.356	36.218	29.042	57.102	88.318

**Tabla 5. 5.k.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación precordial promedio para un flujo de 1.5L/seg.

**Tabla 5. 6** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenidas para un flujo de 2.0L/seg

		CANAL IZQ1									
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN					
INTERVALOS	0	3243	5981	8670	11432	14674	17095	20006	22566	25332	37001
	0	4306	7044	9733	12720	15278	18158	20635	23629	26395	37716
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL									
0-300	0	750.27	751.88	743.63	1420.8	1105.3	959.56	619.67	1382.4	1332.1	1173.7
300-600	0	66.137	61.62	69.455	140.34	43.287	74.506	39.598	158.38	61.951	52.712
600-1200	0	153.74	161.09	151.83	200.42	103.44	150.45	94.572	171.77	151.27	116.55
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW									
0-300	0	651.7	666.21	1038	1674.1	1548.2	1049	698.82	1508	1502.5	1369.9
300-600	0	56.025	55.118	66.86	82.254	63.681	68.986	43.719	101.38	75.564	206.52
600-1200	0	11.742	7.7223	8.8712	14.373	15.658	13.775	10.114	15.557	25.614	56.92
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW									
0-300	0	684.17	666.06	1018.6	1628.9	1787.2	1060.3	754.2	1589.6	1511	1442.5
300-600	0	72.784	55.085	66.108	114.34	175.41	84.591	96.319	109.16	153.43	459.72
600-1200	0	28.598	7.5677	9.4863	38.148	62.5	23.762	49.793	20.132	51.454	185.48
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW									
0-300	0	727.19	728.06	769.67	1212.6	1250.7	782.64	579.94	913.58	1151.6	1951.2
300-600	0	30.273	28.568	33.746	47.836	51.951	40.105	33.283	53.614	49.032	195.07
600-1200	0	7.1367	4.4903	6.6963	9.861	13.09	11.118	8.9207	10.541	22.359	57.207
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW									
0-300	0	770.98	728.25	716.95	1258.2	1155.1	793.15	584.16	951.84	1224.3	2023.6
300-600	0	59.598	28.553	34.012	88.922	163.97	52.463	96.016	55.609	134.36	437.92
600-1200	0	24.652	4.3478	6.9584	35.592	61.482	21.14	50.125	16.626	51.529	185.93

**Tabla 5. 6.a.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda apical para un flujo de 2.0L/seg.

		CANAL IZQ2									
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN					
INTERVALOS	514	3129	6003	8878	11701	14305	16913	19730	22391	25223	36585
	1933	4625	7409	10284	13107	15770	18319	21136	23932	26430	37991
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL									
0-300	2889.8	2691.8	2779.2	2901	5513.1	8225.1	3082.8	2337.2	5914.6	5277.1	8408.1
300-600	120.48	101.63	86.626	85.937	216.35	99.174	82.496	85.348	232.1	86.639	80.34
600-1200	185.7	192.85	198.44	189.42	180.94	195.58	173.62	187.01	200.68	155.64	180.35
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW									
0-300	1350.1	937.17	1383.2	1843.6	4218.2	5940.5	2334.7	1809.7	4466.6	3781.8	5749.9
300-600	117.57	94.84	82.045	102.35	182.45	135.58	176.16	150.14	199.07	114.85	144.41
600-1200	44.952	41.978	41.694	55.846	75.061	67.656	122.25	99.287	86.647	39.565	79.893
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW									
0-300	1416.5	927.35	1351.2	1436.9	4117	5979.1	2333.3	1959.6	4488.9	3623.3	6374.8
300-600	123.84	94.986	93.136	88.913	177.62	183.16	328.08	250.12	255.22	142.29	246.7
600-1200	51.334	43.982	46.187	50.594	71.392	84.822	167.48	126.57	123.72	52.014	137.07
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW									
0-300	2215.9	2259.6	2279.5	2652.2	3085.3	5704.7	1682.3	1692.5	3361	3239.9	5299.3
300-600	23.818	14.342	21.553	54.02	66.275	92.33	129.53	108.08	94.9	70.737	112.37
600-1200	9.0471	4.8025	5.156	22.027	33.374	41.338	102.65	69.179	55.042	12.623	48.074
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW									
0-300	2249.9	2236.6	2312.6	2409.4	2954.5	5859.3	1730.1	1819.7	3258.2	3292.5	5527.1
300-600	29.72	18.317	39.921	24.515	52.801	144.19	291.49	224.69	197.44	115.16	223.97
600-1200	18.274	8.7853	13.342	16.492	34.376	66.445	156.39	107.8	102.03	31.879	114.7

**Tabla 5. 6.b.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda media para un flujo de 2.0L/seg.

		CANAL IZQ3										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		625	3316	6160	8962	11810	14588	17181	20042	22438	25265	36932
		1748	4439	7283	10128	12933	15711	18304	21173	23597	26388	37763
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		967.06	1007.3	1055.9	1086	1907.3	1825.8	1380.4	1048.6	1849.4	2702.5	2013.9
300-600		97.23	92.873	68.553	68.828	131.92	75.708	64.776	68.102	127.59	81.551	51.062
600-1200		177.92	187.52	180.99	179.97	197.27	167.9	169.66	176.92	201.93	177.32	124.17
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		526.35	507.9	319.68	374.49	1363.2	1401.1	806.95	921.37	2239.3	2453.3	1268.6
300-600		48.283	40.27	31.909	40.321	164.28	143.81	41.238	68.399	300.18	222.13	65.639
600-1200		6.343	7.3569	6.1415	7.9438	95.156	80.675	12.683	17.92	237.34	171.04	65.579
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		481.5	527.38	321.46	351.99	1437.6	1860	758.93	986.82	2805.1	2823.1	1379.4
300-600		52.099	54.163	32.086	42.17	512.22	454.73	86.822	212.74	1108.1	850.64	189.61
600-1200		15.69	21.544	5.9534	12.059	503.9	370.39	37.364	111.7	1174.1	1089.6	289.31
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		746.81	741.72	842.08	1031.7	1516.1	1665	645.04	1041.4	2137.7	2517.7	1538.9
300-600		12.645	14.236	4.2916	14.067	142.7	129.27	19.907	54.753	285.73	215.16	58.484
600-1200		2.5607	4.4487	1.5985	4.601	93.395	80.143	9.4934	16.903	236.57	170.92	63.635
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		774.55	786.66	844.47	1017.5	1723.4	2132.6	616.03	1147.2	2737.6	2772.2	1524.5
300-600		28.97	33.448	4.6372	20.517	503.48	447.09	78.251	207.73	1100.5	848.2	183.36
600-1200		12.697	18.998	1.418	9.095	502.56	370.35	36.727	111.34	1174.1	1089.6	288.98

**Tabla 5. 6.c.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar izquierda basal para un flujo de 2.0L/seg.

		DER1										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		729	3462	6225	0	12053	14706	17308	20148	23020	25581	0
		1367	4100	6863	0	12691	15344	17946	20792	24051	26361	0
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		269.57	337.39	277.54	0	565.25	669.67	1009.9	456.34	996.78	728.11	0
300-600		38.324	47.013	38.865	0	50.5	31.01	43.934	33.085	94.332	50.346	0
600-1200		86.474	104.81	89.093	0	92.409	80.778	94.501	89.541	145.27	114.84	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		243.72	206.37	221.93	0	492.63	353.12	863	326.53	656	573.48	0
300-600		18.183	14.159	13.313	0	23.654	20.364	19.529	16.648	38.26	41.965	0
600-1200		2.5653	1.8376	1.9689	0	4.2228	8.9495	3.114	5.4285	12.502	15.649	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		248.67	206.18	217.25	0	584.98	385.47	832.5	342.16	708.82	568.08	0
300-600		28.71	14.107	13.486	0	44.475	22.442	53.27	35.9	56.012	56.544	0
600-1200		5.5149	1.8546	2.4947	0	10.844	12.694	14.03	11.184	18.689	25.626	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		81.042	167.55	133.79	0	290.53	459.63	260.69	264.32	580.75	467.02	0
300-600		1.9485	1.1852	1.2774	0	9.8095	14.447	8.9029	9.6819	22.61	33.106	0
600-1200		0.58041	0.44845	0.51252	0	3.0121	8.2707	2.0746	5.1918	10.257	15.084	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		96.483	168.38	136.28	0	315.92	448.12	256.67	255.01	612.99	441.71	0
300-600		19.668	1.473	2.1128	0	35.527	19.798	45.47	31.082	46.546	52.375	0
600-1200		4.1561	0.5004	1.2706	0	10.274	12.491	13.497	10.832	17.429	25.458	0

**Tabla 5. 6.d.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha apical para un flujo de 2.0L/seg.

		DER2										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabla 5. 6.e.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha media para un flujo de 2.0L/seg.

		DER3										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
300-600		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
600-1200		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabla 5. 6.f.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la línea axilar derecha apical para un flujo de 2.0L/seg.

		MIT										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		626	3241	6127	8817	11758	14483	17326	20022	23146	25588	36811
		1422	4466	7352	10084	13116	15708	18122	20818	23942	26837	38036
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		734.03	854.25	865.9	948.76	1318.4	1723.5	782.13	687.32	915.92	1707.4	2004.9
300-600		68.575	83.61	70.692	71.328	107.23	65.701	54.437	51.717	69.689	81.16	74.746
600-1200		147.77	185.26	181.73	191.68	210.1	173.31	128.44	120.92	131.71	186.55	182.21
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		617.76	667.56	487.22	710.75	868.86	1007.2	488.54	511.7	674.34	1144.4	1447
300-600		7.9314	54.58	16.321	61.162	30.981	36.383	25.717	8.2312	25.995	44.414	35.393
600-1200		2.6359	5.9287	7.2099	10.731	15.291	16.438	4.5533	2.354	7.5287	9.9049	8.7977
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		663	631.35	525.18	935.89	957.62	1009.7	616.36	502.63	651.4	1224.7	1491.1
300-600		20.28	48.948	77.115	269.21	88.36	97.567	84.046	14.393	53.198	187.12	114.82
600-1200		6.6546	6.1036	40.939	44.213	55.003	48.911	45.248	25.494	61.286	66.369	47.691
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		271.55	700.05	729.82	901.01	875.76	1032.4	645.14	215.88	508.74	1309.8	941.88
300-600		5.8097	53.186	15.925	59.444	30.21	36.332	25.547	7.6633	26.502	43.768	35.286
600-1200		2.3725	5.8908	7.1569	10.592	15.259	16.444	4.5508	2.3566	7.4528	9.9149	8.7832
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		258.46	671.62	770.34	1107.9	854.65	1034.3	708.69	211.93	530.31	1395.5	1036.3
300-600		19.305	47.409	77.5	267.89	87.145	97.412	84.029	13.844	53.468	186.36	114.06
600-1200		6.5873	6.0649	40.875	44.109	54.979	48.902	45.233	25.496	61.303	66.359	47.643

**Tabla 5. 6.g.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula mitral para un flujo de 2.0L/seg.

		TRI										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		461	3322	5907	0	11716	14426	17090	19936	22646	25405	36968
		1626	4487	7072	0	12881	15591	18255	21101	23811	26570	37847
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1965.7	2267.3	1988.7	0	3131.9	2830.9	3139.2	2461.9	3092.4	3437.6	3737.3
300-600		79.379	79.199	72.105	0	119.04	83.946	85.308	92.486	121.26	76.14	77.362
600-1200		159.23	161.25	157.55	0	170.14	163.06	164.48	167.43	163.16	160.27	126.85
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1023.4	971.18	749.49	0	1730.3	1595.4	1612	1404.8	2213.5	2765	1880.1
300-600		48.819	53.1	54.872	0	92.781	84.941	85.963	73.403	85.497	113.8	68.422
600-1200		8.9523	10.162	16.919	0	23.03	27.325	29.828	24.954	42.171	30.893	31.356
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		1054.9	996.24	706.66	0	1493.9	1417.3	1736.8	1436.7	2167.6	2701.8	1933.9
300-600		53.022	70.223	70.228	0	130.95	157.96	121.53	107.92	141.38	156.45	121.75
600-1200		15.274	18.149	21.882	0	39.917	61.512	55.978	48.92	69.057	48.112	53.634
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1705.2	2128.2	1841.9	0	2445.1	2027.1	2599.4	2068.2	2255.8	3575.8	3228
300-600		33.683	35.675	42.426	0	68.501	67.661	74.291	61.147	62.372	103.41	62.707
600-1200		6.7078	7.3636	13.503	0	22.018	25.992	28.194	22.179	40.344	30.628	30.583
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		1671.6	2130.7	1914.9	0	2447.7	2058	2509.7	1981.1	2236.3	3480.2	3042.9
300-600		49.776	53.798	55.055	0	108.17	144.34	113.53	95.66	129.36	152.6	113.89
600-1200		13.829	15.96	19.037	0	40.017	61.108	54.756	47.399	68.599	47.781	52.863

**Tabla 5. 6.h.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula tricúspide para un flujo de 2.0L/seg.

		PUL										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		671	3509	6244	0	0	14390	0	20045	22662	25410	0
		2205	4583	7334	0	0	15464	0	20852	23736	26484	0
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		4720.1	3548.9	3504.9	0	0	8228	0	5796.4	11091	8791.5	0
300-600		159	121.36	101.55	0	0	186.12	0	76.257	497.38	163.06	0
600-1200		245.97	155.12	176.15	0	0	186	0	138.06	228.48	202.23	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		3207.8	1971.9	2217.7	0	0	6166.6	0	5654.7	6883.7	6382.3	0
300-600		171.29	121.26	103.92	0	0	231.74	0	92.974	523.54	211.73	0
600-1200		190.54	123.69	132.43	0	0	145.67	0	93.082	191.38	175.01	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		3038.6	1970.2	2447.4	0	0	6212.3	0	5780.3	6837.7	6073.2	0
300-600		171.63	121.75	126.73	0	0	276.71	0	103.61	555.15	237.36	0
600-1200		190.65	123.64	133.11	0	0	173.31	0	99.713	215.28	185.97	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		2358.2	2093.3	2200.3	0	0	3209.5	0	859.13	3448.8	3824	0
300-600		38.045	8.7947	30.502	0	0	110.73	0	37.734	104.86	114.24	0
600-1200		11.066	1.9931	9.044	0	0	22.287	0	8.7076	35.677	54.35	0
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		2273.1	2091.9	2312.4	0	0	3429	0	832.68	3207.2	3993.1	0
300-600		41.015	7.3946	58.855	0	0	192.23	0	55.652	177.36	167.78	0
600-1200		20.056	1.4865	19.746	0	0	78.889	0	31.716	95.214	96.626	0

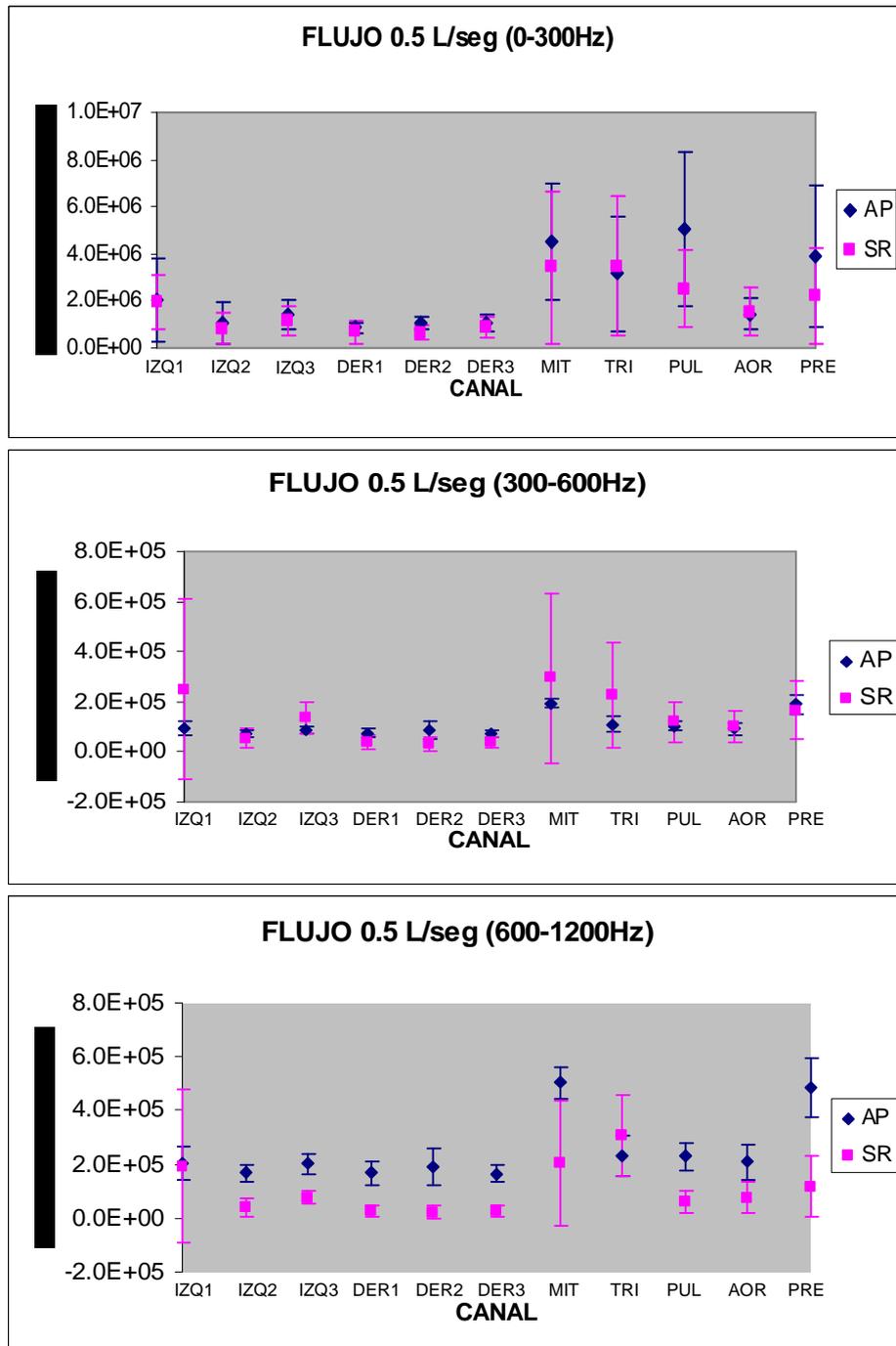
**Tabla 5. 6.i.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula pulmonar para un flujo de 2.0L/seg.

		AOR										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		536	3325	6227	8944	11854	14562	16996	20119	22512	25216	36731
		1563	4448	7033	10077	12400	15638	18023	21146	23539	26401	37527
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1553.2	1745.6	1410.8	1810.3	1855.1	4700	2930.8	2403.5	3860.6	3522.2	2767.1
300-600		66.417	81.642	41.398	61.541	157.18	93.21	98.973	161.14	320.92	92.873	56.024
600-1200		133.72	148.76	101.42	142.55	108.11	156.96	151.41	145.23	178.71	152.83	103.02
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		921.74	2426.3	907.83	1675.5	1632.8	4170.6	3053.8	3994.4	4532.8	5190.1	4014.4
300-600		83.696	629.54	61.501	106.09	173.13	479.17	259.04	1849.1	2873.8	2573.9	2404.9
600-1200		109.92	951.65	95.656	135.8	94.576	531.29	225.26	3061.7	4448.8	4194.5	2193.7
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		903.95	2441.3	921.59	1621.4	1554.4	4065.4	2829.7	4721.4	4853.3	4942.1	4394.6
300-600		87.642	701.71	74.627	110.33	168.82	576.97	222.48	2157.6	3195.5	2895.9	2807.8
600-1200		110.73	1002	101.31	138.19	93.305	642.02	213.9	3364.8	4831.1	4593.6	2448.7
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		1108.2	1897.4	729.22	957.12	387.72	3617.3	2452.3	4519.9	4226.8	4771.8	2699.9
300-600		32.713	583.7	31.162	62.716	26.343	447.7	201.72	1761.9	2678.8	2541.4	2372.4
600-1200		25.74	872.66	18.522	49.299	21.451	466.6	153.43	3009.8	4382.2	4137.1	2144.1
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		1120.4	1870.6	746.18	1020.7	420.47	3725	2322.2	5139.4	4602.5	4415	3113.6
300-600		40.125	668.96	46.144	70.634	25.691	545.75	180.47	2120.4	3085.8	2860.1	2800.3
600-1200		31.837	934.78	25.834	53.441	21.164	595.53	143.84	3351.5	4797.2	4556.6	2430.7

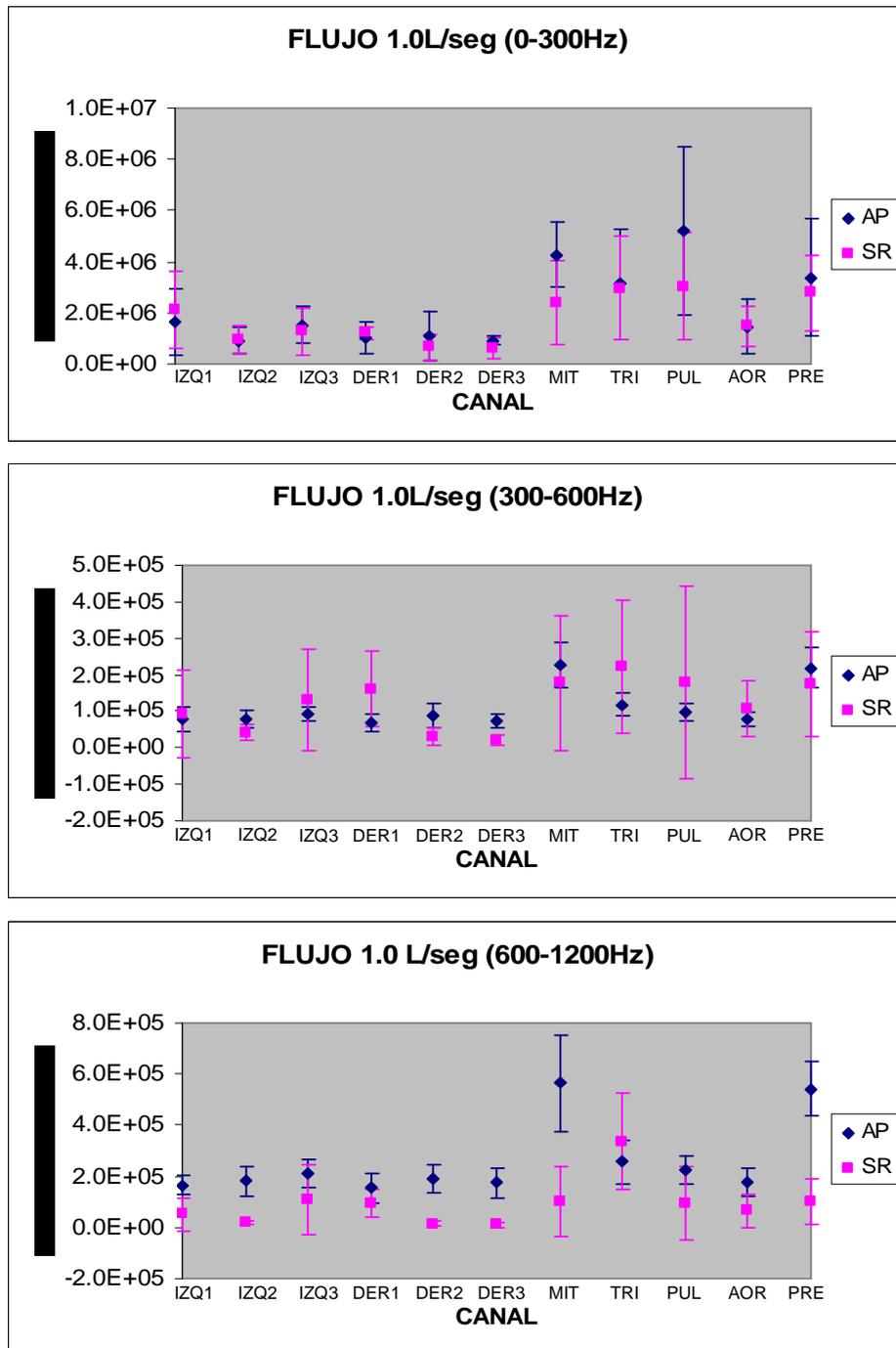
**Tabla 5. 6.j.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación de la válvula aórtica para un flujo de 2.0L/seg.

		PRE										
		APNEA				ZONA DE RESPIRACIÓN						
INTERVALOS		630	3403	6106	8974	11486	14179	17080	19977	22909	25439	36957
		1703	4911	7179	10246	13156	15810	18050	20947	23999	26746	38030
BANDAS DE FRECUENCIA		SEÑAL ORIGINAL										
0-300		1067.2	1208.7	960.1	1249.3	2151.3	2259.1	919.83	1089.7	1656.4	2158.1	1745.8
300-600		65.092	95.73	60.486	72.871	119.51	130.3	50.116	73.575	220.45	95.357	57.901
600-1200		172.68	221.83	148.93	189.57	245.97	240.76	130.71	154.38	223.48	193.14	160.78
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO SIN TW										
0-300		831.67	1087.1	809.93	888.67	1894.5	1718.2	655.85	920.07	1240.1	1660.7	1553.2
300-600		29.252	69.363	16.418	50.033	136.09	138.06	49.451	49.151	71.941	185.2	73.197
600-1200		36.039	88.942	21.578	50.848	125.59	102.36	29.503	24.124	60.798	309.16	29.736
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE LAS SEÑALES DE SONIDO RESPIRATORIO ESTIMADO CON TW										
0-300		836.27	1089.4	813.66	1005.4	2010.7	2085.2	688.22	867.08	1343	1891.7	1360
300-600		36.002	97.737	13.143	174.84	325.8	308.33	84.971	73.74	221.22	320.8	140.96
600-1200		47.529	122.68	18.881	122.65	194.1	199.52	44.356	36.598	179.51	321.74	71.109
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO SIN TW										
0-300		504.64	722.36	420.63	1020.1	1378.2	1799.4	611.52	678.05	893.18	1771.5	1117.8
300-600		26.263	63.736	11.902	47.911	133.07	137.21	47.724	48.726	56.404	185.2	70.801
600-1200		35.888	88.302	21.361	50.566	125.2	101.98	29.454	24.057	58.801	309.07	29.864
BANDAS DE FRECUENCIA		POTENCIAS DE RUIDO CARDIACO ESTIMADO CON TW										
0-300		501.19	712.05	417.39	1147.1	1596	1982.3	615.72	809.48	960.37	1902.2	1291.8
300-600		34.312	92.57	8.7822	174.85	323.13	306.57	84.692	73.058	215.77	321.02	140.24
600-1200		47.509	122.18	18.782	122.71	194.1	199.29	44.372	36.583	178.65	321.55	71.056

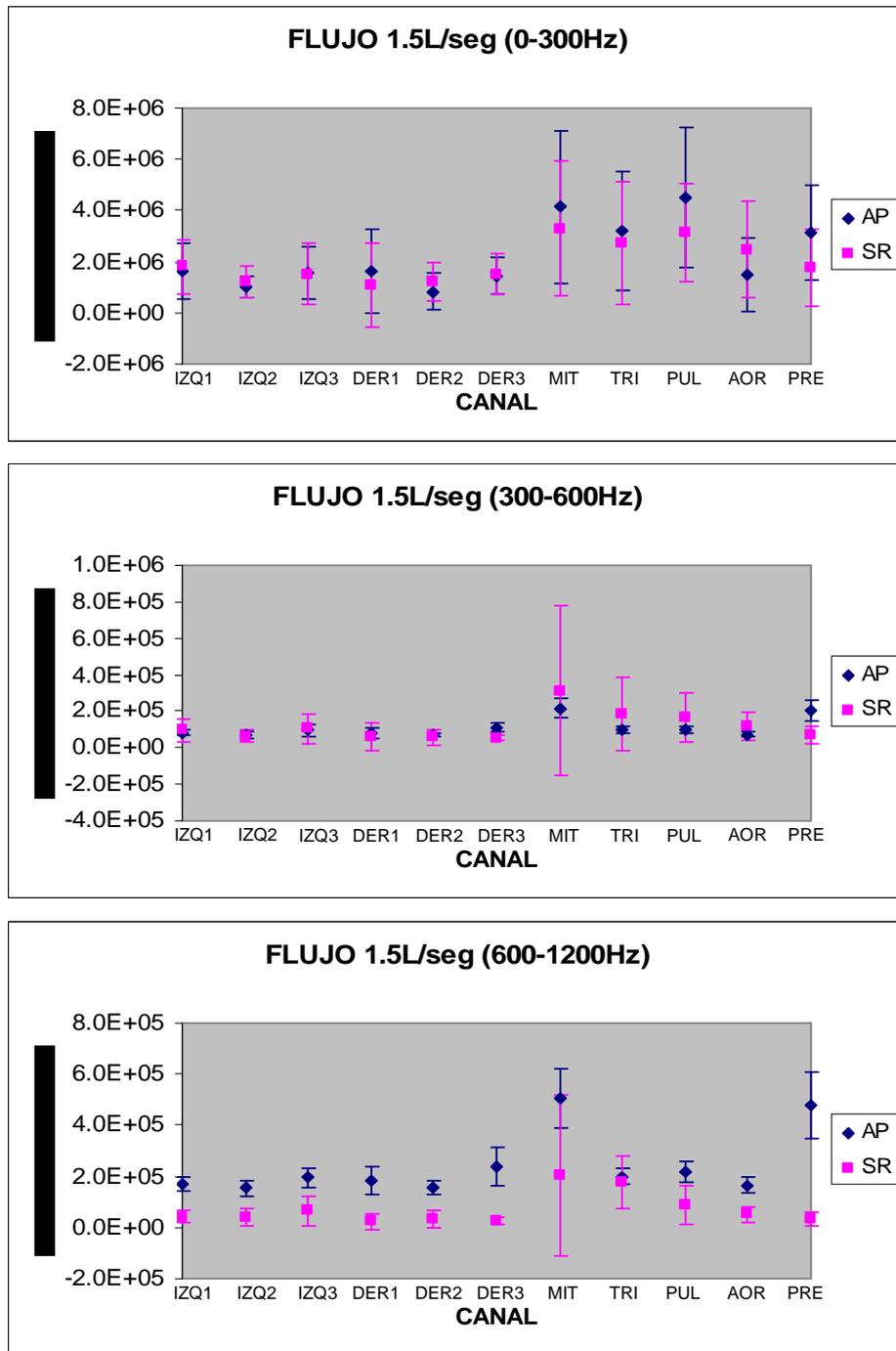
**Tabla 5. 6.k.** Potencias calculadas de la señal en el dominio original obtenida de la zona de auscultación precordial promedio para un flujo de 2.0L/seg.



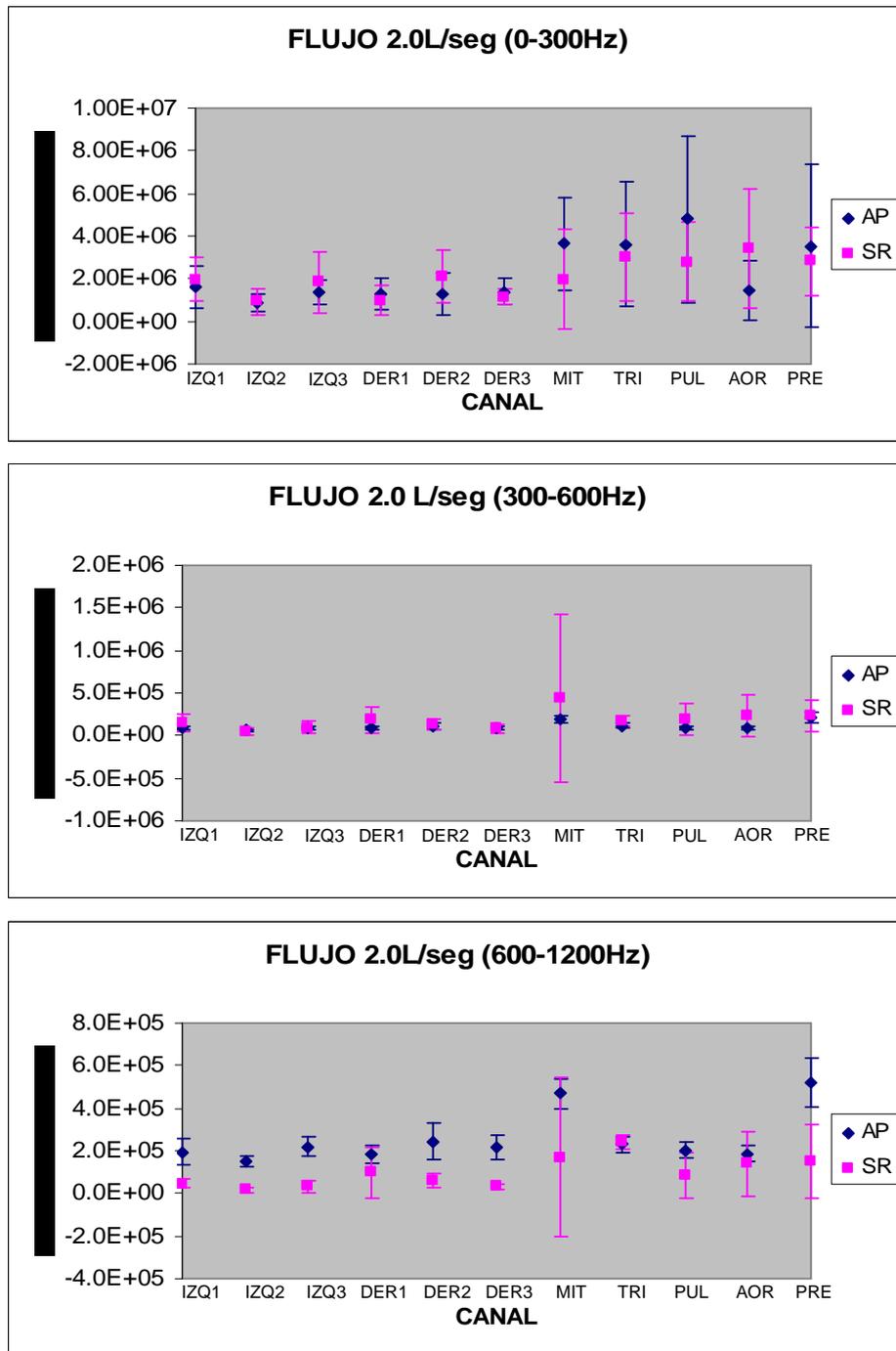
**Figura 5.51** Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 0.5L/seg en diferentes bandas de frecuencia.



**Figura 5.52** Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 1.0L/seg en diferentes bandas de frecuencia.



**Figura 5.53** Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 1.5L/seg en diferentes bandas de frecuencia



**Figura 5.54** Potencias promedio de todos los sujetos a flujo de 2.0L/seg en diferentes bandas de frecuencia.

## **CAPÍTULO 6 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES**

### **6.1 Análisis Cualitativo de la Morfología de las Señales Acústicas Torácicas Adquiridas.**

Los primeros esfuerzos en el análisis cuantitativo de los sonidos respiratorios, utilizaron básicamente un solo micrófono para la obtención de información acústica [13]. Sin embargo, el interés actual es extender el análisis del sonido respiratorio a toda la superficie torácica, vía su adquisición de forma simultánea mediante sistemas multicanales [25]. El problema en la adquisición de múltiples canales es la magnitud de la interferencia producida por los ruidos cardiacos la cual varía de punto a punto sobre la superficie, éste hecho se puede observar en un ejemplo de las señales obtenidas en la Figura 4.15. En los registros cercanos al miocardio se aprecian ruidos cardiacos con mayor intensidad, mientras que en las señales obtenidas en las llamadas líneas axilares existe pérdida de la intensidad acústica cardiaca, que se acentúa en los registros que corresponden a la línea axilar derecha. Esta observación se mantiene para señales acústicas registradas a todos los flujos respiratorios que se emplearon en este trabajo. Los registros que definen en mayor medida las características de los ruidos cardiacos, en cuanto a amplitud y morfología, son los correspondientes a la zona de auscultación de las válvulas cardiacas, sobre todo las válvula tricúspide y válvula mitral.

En la etapa de apnea, en donde la señal de flujo respiratorio es igual a cero, el ruido cardiaco se encuentra presente con diferente magnitud y morfología dependiendo de la cercanía del micrófono al corazón. Es posible observar una ligera variación de la morfología entre ruidos cardiacos a lo largo del tiempo en esta etapa sin embargo, en la etapa de respiración se puede advertir un incremento en la intensidad y un cambio en la morfología del ruido cardiaco en todos los canales. Observe en particular la señal etiquetada como IZQ3, a la izquierda de la Figura 4.15. En otros ejemplos de señales adquiridas a flujos respiratorios diferentes se observa un cambio de morfología, incluyendo un incremento en la intensidad, del ruido cardiaco con el flujo respiratorio en todos los canales, Figura 5.9, 5.10, 5.11 y 5.12. Esta observación parece confirmar el efecto que tiene la respiración sobre los ruidos cardiacos [10]. El comportamiento anteriormente descrito, se cumple en los diferentes sujetos adquiridos. Hay que hacer

notar que en los escenarios simulados en esta tesis se utilizaron diferentes primeros ruidos cardiacos adquiridos, uno de ellos se insertó en la etapa de apnea y otro diferente en la etapa de respiración para incluir la observación anterior.

Con base en la observación anterior, un filtrado de tipo determinístico no sería adecuado dado que las características del filtrado de los ruidos cardiacos probablemente no serían igualmente aplicables a todos los canales de registro, y parámetros como la frecuencia de corte se tendrían que modificar canal por canal. Además, el mencionado traslape en frecuencia entre la información cardiaca y respiratoria excluye esta forma de procesamiento.

Con relación al sonido respiratorio, éste se incrementa en magnitud en mayor medida en la fase inspiratoria que en la espiratoria, en todas las posiciones adquiridas conforme el flujo respiratorio se incrementa de 0.5 a 2 L/seg. Este hecho hace que la detección de los ruidos cardiacos se complique en ciertas posiciones, por decremento de la relación señal a ruido, por ejemplo obsérvese la Figura 5.13.

## **6.2 EMD en el Procesamiento de las Señales Acústicas Adquiridas: Análisis Cualitativo de los Modos de Oscilación.**

El algoritmo de descomposición *Empirical Mode Decomposition* (EMD) es un método adaptativo que permite analizar señales no estacionarias y no lineales (ver apéndices). El algoritmo ha sido aplicado a señales fisiológicas de naturaleza eléctrica como por ejemplo en señales de electrogastrograma [27] y en electrocardiogramas para analizar la variabilidad en frecuencia cardiaca [28]. Sin embargo, el EMD no se había aplicado en señales acústicas para el análisis de los sonidos respiratorios. En la técnica de descomposición no es necesario tener un conocimiento estadístico previo de las señales involucradas o determinar un número de sub-bandas a obtener como lo requiere la transformada *wavelet* en la propuesta de Charleston *et. al* [21].

Las señales simuladas permitieron obtener un conocimiento del análisis por EMD de señales acústicas bajo condiciones de diferentes relaciones de magnitud entre la señal respiratoria, el ruido cardiaco y el ruido de fondo. Por ejemplo, en las señales

simuladas de 50 y 20 dB se obtienen varios IMFs, sin embargo y dependiendo del nivel de ruido de fondo, los primeros IMFs, IMF1 en nuestros resultados, pueden contener solamente información de alta oscilación y de amplitud constante, en donde no se observan cambios de amplitud del IMF con el flujo respiratorio. Si el ruido de fondo disminuye, desde los primeros IMFs se presenta información de los sonidos respiratorios ya que se observan cambios de amplitud de los IMFs correspondientes con la fases inspiratorias y espiratorias de la señal de flujo respiratorio. Conforme se obtienen IMFs adicionales comienzan los componentes de los ruidos cardiacos, que se detectan visualmente por su correspondencia temporal con la información en la señal original. Nótese que en las diferentes Figura 5.3 a 5.8, los ruidos cardiacos comparten escalas de tiempo con los sonidos respiratorios en todo momento. Es decir, en las simulaciones realizadas no se presentan de forma aislada componentes asociados exclusivamente al ruido cardiaco en los IMFs, si esto sucediera, los IMFs correspondientes podrían eliminarse de la lista para reducir la presencia del ruido en la señal final resultante de la recombinación de los IMFs restantes.

En las señales reales adquiridas a flujo respiratorios pequeños, como en las Figura 5.15 a 5.17, 5.18 a 5.20 y 5.21 a 5.23, las características que presentan los primeros IMFs, IMF1 hasta IMF4 en alguno de los casos, son alta oscilación y amplitud constante, siendo sus características similares a las características de los IMFs asociados al ruido de fondo en las señales simuladas. Sin embargo, cuando la señal adquirida se encuentra en posiciones cercanas al corazón, los primeros IMFs, después el IMF1 e IMF2, corresponden a ruidos cardiacos, dada la correspondencia temporal de la información contenida en ellos con la información en el dominio original de la señal.

En comparación para señales acústicas que se obtienen con un flujo de 2 L/seg, Figura 5.24 a 5.26, aparecen componentes del sonido respiratorio y del ruido de fondo de igual forma en los primeros IMFs, sobre todo para las señales que se encuentran en la línea media axilar derecha; las características que presentan estos IMFs para determinar que pertenece al sonido respiratorio es la variación de su amplitud con respecto al flujo, es decir con la inspiración y espiración. Los componentes de los ruidos cardiacos son evidentes entre el quinto y octavo IMFs (sobre todo para las señales que

se encuentran más cercanas al corazón), evidentes principalmente por sus características cuasi-periódicas.

Con respecto a los modos de oscilación de baja frecuencia, estos tienden a ser señales de tipo senoidal de amplitud pequeña, sin tener ninguna relación con las señales adquiridas, Figura 5.26.

### **6.3 Análisis Cualitativo de las Señales Adquiridas vs. Filtradas por la Metodología Propuesta.**

Para hacer más fácil la visualización de resultados se han insertado en las figuras que presentan las señales sin filtrar y filtradas una serie de flechas para destacar aquellas posiciones en donde es evidente una reducción del ruido cardiaco en la etapa de respiración. Por ejemplo, en la Figura 5.36 que presenta la señal registrada en la posición en donde normalmente se ausculta la válvula tricúspide, las flechas señalan posiciones en donde se ha disminuido la presencia del primer ruido cardiaco. Este caso presenta condiciones de una buena SNR para el ruido cardiaco dado el flujo respiratorio pequeño de 0.5 L/seg. Otro escenario es el expuesto en la Figura 5.41 y 5.43, en donde el flujo es de 2 L/seg y aún se observa una reducción de ruido cardiaco bajo estas condiciones.

La relación ruido cardiaco-señal respiratoria es un factor importante para localizar y minimizar los ruidos cardiacos, es decir, entre más pequeña sea dicha razón, disminuye la posibilidad de localizar los componentes cuasi-periódicos del ruido así como también minimizar su efecto. Un ejemplo se muestra en la línea axilar derecha, Figura 5.43, ya que en estos puntos la relación ruido cardiaco-señal respiratoria tiende a ser pequeña. Es por esta razón que en algunas tablas de posiciones detectadas de los ruidos cardiacos y potencias espectrales se presentan valores de posición cero dado que no pudieron detectar los ruidos cardiacos, ejemplo de ello son las Tabla 5. 3.d, 5.4.e y 5.5.d. Otra nota importante de subrayar es que en la metodología propuesta se intentó reducir sólo el primer ruido cardiaco, por lo que el segundo ruido cardiaco está presente en las señales filtradas. Sin embargo, un procedimiento similar se puede seguir para reducir el segundo ruido.

Una observación importante que se realizó al aplicar la metodología propuesta, es la introducción de artefactos de alta frecuencia en la señal filtrada predominantemente cuando la metodología propuesta incluye el uso de TW en el procedimiento de eliminación del ruido cardiaco. Se descubrió que este fenómeno se debía a que el procedimiento no lineal de TW introduce pequeñas discontinuidades en la señal de referencia que se intenta alinear con la señal de interferencia, esto para poder ajustar las diferencias de morfología entre ambas señales. Cuando estas pequeñas discontinuidades pasan a través del filtro adaptativo, el cual trabaja de forma recursiva muestra a muestra de tiempo, estas discontinuidades representan cambios drásticos del tipo no estacionario con los cuales el algoritmo LMS no puede contener. Por lo tanto, la señal de interferencia estimada, señal y en la Figura 4.9, presenta las discontinuidades mencionadas pero amplificadas que posteriormente pasan a la señal de error, que representa a la señal filtrada. La energía añadida se encuentra preponderantemente en la banda de alta frecuencia de 600-1200 Hz.

#### **6.4 Desempeño de la Metodología Propuesta con Base en el Análisis de Potencias Espectrales.**

Una de las ventajas de utilizar señales simuladas para examinar el desempeño de la metodología propuesta es el hecho de que se conocen todos los elementos de las señales involucradas, por ejemplo, el número de ruidos cardiacos y su contenido en frecuencia original, los sonidos respiratorios y su contenido en frecuencia, la SNR, entre otras. De esta forma es posible evaluar el número de ruidos cardiacos de interferencia detectados y estimados, su potencia espectral en diferentes bandas y las posibles alteraciones al sonido respiratorio. Las observaciones, conclusiones, experiencia y conocimientos que se logran extraer a partir de escenarios simulados, pueden extrapolarse a señales reales en donde es difícil tener una referencia confiable del ruido cardiaco de interferencia.

En las Tabla 5. 1 y 5.2 se presentan las potencias espectrales calculadas para dos condiciones diferentes de ruido de fondo en señales simuladas. Con relación al ruido cardiaco, se observa que las potencias de los ruidos de interferencia estimados por la metodología, se encuentran cercanos a los valores de los ruidos cardiacos

insertados, tanto en la sección de apnea (ruidos cardiacos del uno al tres) como en la sección de respiración (ruidos cardiacos del número cuatro al doce). La observación anterior se cumple en mayor medida para la condición de 50 dB que para 20 dB. Cuando la SNR para el ruido cardiaco en relación al sonido respiratorio es muy baja, por ejemplo para el quinto, séptimo, décimo y doceavo ruido insertado, la metodología sobre-estima la potencia del ruido cardiaco de interferencia e incrementa la potencia en todas las bandas de frecuencia que se analizaron. Este comportamiento se acentúa conforme el ruido de fondo se incrementa y se hace difícil detectar los ruidos cardiacos, como se muestra en la Tabla 5. 2 para el décimo ruido cardiaco insertado, en donde no se detecta la posición correspondiente y se indica un valor de cero potencia.

Los mejores resultados de estimación de la señal de ruido cardiaco de interferencia, tal y como lo indican las potencias contenidas en las Tabla 5. 1 y 5.2, se obtienen cuando la metodología propuesta no incluye el TW. Cuando éste se utiliza, la energía de la banda de 600 a 1200 Hz se incrementa en relación a la potencia original del ruido cardiaco insertado. Esto debido a la observación que se estableció en la sección 6.3.

En general, en condiciones de SNR de valor alto (46 dB) a bajos (2 dB), para el ruido cardiaco insertado con relación al sonido respiratorio, sin considerar ruido de fondo, la metodología propuesta sin TW realiza un trabajo prometedor con base en la comparación de los valores de potencia entre el ruido cardiaco de interferencia insertado y el ruido cardiaco de interferencia estimado. Esta observación aún se mantiene para cuando el ruido de fondo se incrementa en el caso de 20 dB. Sin embargo, en este caso, las bandas de 0-300 y de 300 a 600 Hz son las que muestran valores más cercanos entre sí.

Con respecto al sonido respiratorio, en las tablas se incluyen las potencias del sonido respiratorio estimado, sin considerar y considerando, las potencias de los primeros IMFs, que se suponen asociados al ruido de fondo, y cuya potencia espectral dependen del nivel de ruido de fondo, 50 ó 20 dB. Se observa que la señal de sonido respiratorio estimado se ve modificada en su potencia espectral, en comparación con

las potencias del sonido original, principalmente en la banda de frecuencia alta, de 600 a 1200 Hz, pero no así en la banda de frecuencia baja de 0 a 300 Hz, en mayor medida cuando se utiliza el TW. Hay que recordar que la potencia del sonido respiratorio estimado está completamente asociado con la potencia del ruido cardiaco de interferencia estimado ya que el primero es la diferencia entre la señal primaria y la señal de salida del filtro adaptativo del esquema de eliminación de interferencias empleado (señal y de la Figura 4.9).

En las tablas de 5.3 a 5.6 se presentan las potencias espectrales para un caso real para flujos de 0.5 a 2 L/seg. En estas condiciones, con propósitos de evaluar el desempeño de la metodología, se ha considerado la potencia espectral del ruido cardiaco en apnea como un estimado de la posible potencia del ruido cardiaco en respiración, es decir, del ruido de interferencia. En las tablas mencionadas, los datos más relevantes son precisamente las potencias espectrales del ruido cardiaco, en apnea y respiración, dado que la potencia original del sonido respiratorio se desconoce. En las tablas también es relevante el renglón denominado *intervalos*, que indica el número y las posiciones de los primeros ruidos cardiacos detectados en la zona de respiración de las señales adquiridas. En las tablas se observa, por ejemplo, que la presencia del ruido cardiaco es mayor para las señales adquiridas en la línea izquierda, Tabla 5. 3.a, b y c, que en las señales de la línea axilar derecha, Tabla 5. 3.c, d, y e. Los valores se encuentran en concordancia con la información morfológica presente en las Figura 5.10 y 5.11, en donde se presentan las señales adquiridas a un flujo respiratorio de 0.5 L/seg. Sin embargo, la señal cardiaca es más relevante en la posición izq3, correspondiente a la porción media del tórax. Con relación a las potencias espectrales del ruido cardiaco de interferencia estimada se observa que la estimación se realiza mejor para las bandas de frecuencia de 0 a 300 Hz y de 300 a 600 Hz. En la banda de frecuencia alta, de 600 a 1200 Hz, los valores de potencia se incrementan, sobre todo si se utiliza el TW.

En las señales adquiridas en la línea axilar derecha, se observa que el ruido cardiaco de interferencia no pudo ser estimado, el renglón que indica las posiciones en que fueron detectados ruidos cardiacos de interferencia muestra valores cero en varias

posiciones. Se puede especular, con base en el conocimiento que se obtuvo de señales simuladas, que el ruido cardiaco en estas señales presenta una SNR con respecto al sonido respiratorio baja.

En las posiciones de adquisición en donde se auscultan tradicionalmente las válvulas cardiacas, se observa una buena estimación del ruido cardiaco de interferencia, Tabla 5. 3.g a k.

En las **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** a la 5.54 se presenta un análisis en todos los sujetos incluidos en este trabajo del promedio de la potencia del ruido cardiaco de interferencia estimado con relación a la potencia del ruido cardiaco en apnea para las diferentes posiciones adquiridas y para los diferentes flujos considerados. Las gráficas reportan exclusivamente los resultados cuando la metodología no incluye el TW y para dos poblaciones de sujetos sanos. La nomenclatura es la siguiente: las figuras geométricas de rombos indican la potencia espectral del ruido cardiaco en apnea y los cuadrados, la potencia espectral del ruido cardiaco estimado. En ambos casos se presenta el valor promedio y la varianza. En estas figuras se observa que la potencia espectral del ruido cardiaco, tanto en promedio como en varianza, es mayor para posiciones cercanas al corazón en relación a las posiciones lejanas. Así también se observa que la estimación del ruido cardiaco de interferencia por la metodología propuesta presenta valores de potencia espectral próximos a las potencias espectrales del ruido en apnea en las bandas de 0-300 y de 300 a 600 Hz para todos los flujos y todas las posiciones de adquisición. En contraste, conforme el sonido respiratorio se incrementa, existe una sobre-estimación de la potencia espectral del ruido cardiaco, sobre todo en la banda de frecuencia de 600 a 1200 Hz. Nótese también que existen valores negativos de potencia promedio en las figuras mencionadas, pero esto es solamente un efecto de restar al valor promedio la varianza obtenida.

## 6.5 Conclusiones.

El trabajo de esta tesis presenta un método alternativo de análisis con ciertas ventajas como la descomposición por EMD, que sólo depende de las características

temporales de la señal, como el segmento de referencia a alinear que proviene de la señal adquirida, como la aplicación de una técnica de alineación para contender con posibles cambios morfológicos de la señal cardiaca. Además, se conservan las ventajas de utilizar el esquema de filtrado de interferencias utilizando el algoritmo de ajuste de pesos dado por el *Least Mean Square*.

El algoritmo de descomposición EMD, permite aislar eventos que son propios de la señal, de tal forma que el procesamiento se facilita, al aplicarse en los modos de oscilación de interés. La aplicación del EMD a señales acústicas respiratorias es adaptable por su naturaleza ya que depende únicamente de los datos a analizar, sin requerir la selección de algún *kernel* o *wavelet*, además con la implementación de otras herramientas como el uso de filtro adaptativo y *time warping*, se pretendió proporcionar una metodología más eficaz en comparación a cuando se utilizan las herramientas de manera aislada.

El esquema propuesto es bastante prometedor para la reducción del ruido cardiaco, el intento de reducción del ruido cardiaco en esta tesis, se aplicó para el primer ruido cardiaco sin embargo la metodología es aplicable al segundo ruido cardiaco.

Por otra parte es necesario experimentar con otro tipo de algoritmo de filtrado, con la finalidad de aumentar en mayor medida la eliminación de los ruidos cardiacos con el propósito de minimizar el efecto producido por las discontinuidades de la señal alineada. Hay que considerar que existen factores que intervienen para la eliminación de los ruidos cardiacos como el nivel de ruido de fondo en la señal acústica adquirida, la amplitud de la señal acústica cardiaca, y la potencia de la señal acústica respiratoria.

Las aportaciones de esta tesis son:

1. Evaluación de la metodología en señales reales y simuladas.
2. Adquisición y prueba en 11 sujetos sanos.
3. Sistema multicanal.
4. Diferentes condiciones de flujo respiratorio.
5. Aplicación del EMD en señales acústicas provenientes del tórax.

6. Aplicación del DTW para alineación.

## Anexos

### **A.1 Física del Sonido.**

El término “sonido” connota dos ideas: la perturbación puramente física en un medio que separa la fuente del receptor y, el impacto psicoacústico o sensorial de esta perturbación en el cerebro del oyente. Sin embargo, en gran parte lo que oímos es el resultado de la forma en que nuestro sistema nervioso central interpreta el estímulo sonoro que recibe. De allí el término psicología del sonido y un campo de estudio relativamente nuevo con el nombre de psicoacústica.

Si bien el estudio del sonido nació con los primeros filósofos griegos, en la actualidad se basa en gran parte en las contribuciones más modernas de Von Helmholtz, Lord Rayleigh, Weber, Fechner, Flechter, Békésy y otros. La importancia del sonido en la comunicación humana se incrementó rápidamente con el desarrollo de la radiofonía y la grabación de la palabra y de la música.

### **Producción del Sonido.**

Un cuerpo productor de sonido (fuente sonora) siempre es un cuerpo vibratorio en contacto con algún medio capaz de transmitir esta energía vibratoria al oído. Para ser escuchada la perturbación vibratoria debe tener una frecuencia comprendida dentro del orden de la audiodiferencia o de la audibilidad, este rango va desde unos 20 ciclos o vibraciones totales por segundo, hasta un máximo de unos 20,000 ciclos por segundo. Las vibraciones inferiores a ese rango se denominan infrasónicas y aquellas cuyas frecuencias superan los 20,000 ciclos por segundo se les denomina ultrasónicas, de tal forma que las frecuencias infrasónicas y ultrasónicas no pueden percibirse como un sonido audible a pesar de que el comportamiento físico correspondiente a estos sonidos es exactamente el mismo. En forma tradicional se han clasificado las fuentes sonoras las que producen sonidos y las que producen ruido, la diferencia entre ruido y sonido, es que el sonido está compuesto por frecuencias bien localizadas, mientras que el ruido es un conjunto de sonidos mezclados y desordenados, las ondas del ruido no presentan frecuencias bien definidas, amplitud constante y su distribución es aleatoria.

### **Transmisión y velocidad del sonido.**

La transmisión del sonido se realiza a través de un medio tangible interpuesto entre la fuente y el oído, por lo cual el vacío es un obstáculo para su transmisión o recepción. Un medio de este tipo debe de poseer dos características:

1. Debe ser elástico, lo que implica que el medio sea perturbable y tienda a recuperar su estado original.
2. Debe tener una masa o inercia que sea capaz de sobrepasar su estado de equilibrio o reposo y efectuar así un desplazamiento.

Cuanto mayor es la elasticidad y menor la densidad, más rápido se propaga el sonido a través del medio. Se puede demostrar que la velocidad de propagación del sonido en un medio dado está expresada por la relación:

$$Velocidad = K \sqrt{\frac{Elasticidad \ del \ medio}{Densidad \ del \ medio}}$$

La velocidad del sonido en el aire es de 332 m/seg a 0°C, lo que equivale a 1,195.2 Km/hr. El incremento de la temperatura hace disminuir la densidad del aire sin que por ello afecte su elasticidad, de ahí que la velocidad del sonido en el aire caliente sea superior a la que se obtiene en el aire frío. Experimentalmente se ha encontrado, que por encima de los 0°C el aumento es de 60 cm/se g por cada grado Celsius.

Es interesante hacer notar que la velocidad, la frecuencia y la intensidad del sonido en un gas, es independiente de su presión, debido a que una variación en la presión afecta en la misma proporción tanto a la elasticidad como a la densidad.

### **Intensidad del Sonido.**

La intensidad del sonido se define como la energía que atraviesa por segundo la superficie de un volumen. Una característica importante del sonido es su energía, la energía del sonido está asociado con el desplazamiento momentáneo del medio y al movimiento de las partículas en el medio (es decir su energía cinética). Si no existen pérdidas, la suma de las dos energías permanecerá constante, sin embargo se conoce que siempre existen pérdidas expresadas normalmente en calor. La potencia acústica está relacionada con la superficie y las unidades se expresan en unidades W/m<sup>2</sup>. La intensidad es directamente proporcional al cuadrado de la amplitud (P), que es una característica fácilmente comprensible, que expresa el desplazamiento máximo de una

partícula en el medio conductor del sonido. También, la intensidad es directamente proporcional al cuadrado de la frecuencia de la vibración.

Por otro lado, la magnitud de la sensación sonora depende de la intensidad acústica, pero también depende de la sensibilidad del oído. El intervalo de intensidades acústicas va desde el umbral de audibilidad o valor mínimo perceptible, hasta el umbral del dolor.

La intensidad fisiológica o sensación sonora de un sonido se mide en decibeles, siendo la escala logarítmica, lo que significa que el aumento de 10 dB corresponde a una intensidad 10 veces mayor, una intensidad de 20 dB representa una energía 100 veces mayor que la que corresponde a 0 dB. La conversión entre intensidad a dB se expresa en la siguiente ecuación.

$$dB = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

donde  $I_0 = 10^{-12} W / m^2$  y corresponde a un nivel de 0 decibeles. En particular, el umbral del dolor corresponde a una intensidad de  $1 W / m^2$  o 120dB aproximadamente.

### **Tono.**

El tono es la característica del sonido mediante la cual el oído le asigna un lugar en la escala musical, permitiendo por lo tanto, distinguir entre los tonos graves y agudos. La magnitud física que está asociada al tono es la frecuencia. Los sonidos percibidos como graves corresponden a frecuencias bajas, mientras que los agudos son debido a frecuencias altas.

### **Timbre.**

Cada vibración puede considerarse compleja por una serie de vibraciones armónico simples, de una frecuencia y de una amplitud determinadas, cada una de las cuales, si se considera separadamente, daría lugar a un sonido puro. Esta mezcla de tonos parciales es característica de cada instrumento y define su timbre [29].

### **El Oído.**

El oído sano es un órgano receptor sensible al sonido, que responde a ondas de compresión y rarefacción (disminución de la densidad de un cuerpo gaseoso, como el efecto que produce un cambio de temperatura en un gas) de un amplio orden de frecuencias, intensidades y formas. Esencialmente es un sistema electro-mecánico que traduce impulsos de presión en corrientes eléctricas muy pequeñas, este fenómeno en cierto modo es muy parecido a la forma en que el cristal piezoeléctrico lo hace, donde éste sufre esfuerzos mecánicos generando una pequeña fuerza electromotriz. Las corrientes producidas en el conducto auditivo son llevadas al cerebro.

El oído externo está compuesto por el pabellón y un canal auditivo de 25 mm de longitud aproximadamente que canaliza las vibraciones longitudinales hacia el tímpano, el cual consiste en una membrana elástica de fuerte consistencia de aproximadamente 0.1mm de espesor. El oído medio comunica las vibraciones del tímpano del oído a una serie de tres pequeños huesos: el martillo, el yunque y el estribo. Después de pasar por el oído medio, las vibraciones se dirigen a la ventana oval y finalmente, pasan al fluido coclear que llena el oído interno o laberinto. Es interesante saber que estos pequeños huesos están dispuestos de manera que crean una ganancia mecánica, es decir amplifican la señal acústica recibida.

La cóclea llena de fluido, enrollada en forma de caracol, tiene una longitud aproximadamente de 35mm. Está dividida en forma longitudinal en dos canales separada por la membrana basilar, donde esta última está revestida con 25,000 células pilosas o terminales de nervios del órgano de Corti. Las vibraciones del fluido coclear excitan los extremos de los nervios, haciendo que comuniquen su potencia neuronal al nervio auditivo. Los tres canales semicirculares ubicados en la parte media e interna del oído, no están involucrados en el proceso auditivo pero colaboran en cambio con nuestro sentido del equilibrio [2].

## A.2 Elementos Teóricos.

### Herramientas de Procesamiento Digital Requeridas.

#### Descomposición de Modos de Oscilación Empírica (EMD).

El análisis de señales es una práctica necesaria en la investigación y en aplicaciones, con dos propósitos predominantes: determinar los parámetros necesarios para la construcción de un modelo y comprobar que el modelo funciona para reconstruir los eventos que constituyen la señal. Sin embargo las señales pueden tener alguno de los siguientes problemas:

- La señal es una muestra del evento que deseamos analizar, por lo tanto, siendo una muestra, la señal adquirida es finita.
- Los datos pueden tener un comportamiento no estacionario.
- Los datos pueden representar un proceso no lineal.

El análisis espectral de Fourier es un método, a través de la transformada de Fourier, que examina la distribución de la energía de la señal en el dominio de la frecuencia. Por costumbre la palabra *Spectrum* se ha convertido en un sinónimo de este método. Aunque la transformada de Fourier es válida en condiciones generales, tiene algunas restricciones como son:

- El sistema debe ser lineal.
- Los datos deben de ser estrictamente periódicos o estacionarios.

Por lo tanto, es necesario proponer otros modelos para el análisis de la señales. Entre ellos existe el análisis de señales por medio de la transformada *Wavelet*. La aproximación *wavelet* es en esencia un análisis espectral de Fourier con una ventana ajustable, y se define como sigue:

$$W(a,b; X, \psi) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} X(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt,$$

donde  $W(a,b; X, \psi)$  representa la energía de la señal  $X(t)$  a la escala  $a$  y al tiempo  $t = b$ ,  $\psi^*(\cdot)$  es la función *wavelet* básica que satisface ciertas condiciones [30]. Aunque el tiempo y la frecuencia no aparecen explícitamente en la transformada, la variable  $1/a$  proporciona la escala de frecuencia y  $b$  la localización temporal de un

evento. Para aplicaciones específicas la función *wavelet* puede modificarse de acuerdo con las necesidades, pero la forma de  $\psi^*(\cdot)$  tiene que indicarse antes de realizar el análisis. El análisis *wavelet*, continuo o discreto, es básicamente un análisis lineal que proporciona una resolución uniforme para todas las escalas, limitada por el tamaño de la función *wavelet*.

La aplicación del análisis *wavelet* ha sido muy popular en los últimos años por su utilidad en el análisis de frecuencia. El problema que tiene la función Morlet por ejemplo (que es la *wavelet* más utilizada), es la corta longitud de la función básica, lo cual hace difícil la definición cuantitativa de la distribución de la energía tiempo-frecuencia. Otro de los problemas que tiene el análisis *wavelet* es la localización de eventos de interés en las diferentes bandas generadas, más aún, la transformada *wavelet* es no adaptable, ya que la función no se define a partir de la señal que deseamos analizar.

Entre otros métodos de análisis, el *Empirical Mode Decomposition* (EMD) es un método adaptativo que permite analizar señales no estacionarias y no lineales; este método fue desarrollado por N. E. Huang en 1998 [22] y recientemente han surgido una serie de aplicaciones en el procesamiento de señales e imágenes biomédicas. Algunos ejemplos de señales que se han analizado con este método son:

- Señales sísmicas [31].
- Señales fisiológicas [27].
- Señales acústicas, entre otros [25].

El principio de esta técnica es descomponer cualquier señal de interés en un número finito de funciones llamadas *Intrinsic Mode Function* (IMF), donde la descomposición en IMFs permite la extracción directa de la energía asociada a las diferentes escalas de tiempo (las escalas de tiempo se definen como el lapso de tiempo entre dos extremos) embebidas en la señal, revelando sus características físicas como el hecho de que se conforman de múltiples eventos, en la práctica los IMFs tienen la característica de ser casi ortogonales entre ellas.

En particular la descomposición por EMD como la descomposición por transformada *wavelet* genera un número finito de funciones, conservando cada IMF la misma longitud de la señal original. Los IMFs se definen cuando cumplen las siguientes condiciones:

- a. El número de extremos y el número de veces que la señal cruza por cero debe de ser igual o diferir en uno.
- b. El promedio de las envolventes debe ser igual a cero.

Para entender la descomposición de una señal por EMD, sea  $s(t)$  cualquier señal, por lo tanto EMD representa la señal de interés por la ecuación:

$$s(t) = \sum_{k=1}^N IMF_k(t) + r_N(t),$$

donde N es el número de IMF's y  $r_N(t)$  representa la señal residual. Obsérvese que si sumamos todos los IMFs obtenidos por la descomposición más el residuo, se logra reconstruir la señal original sin pérdida de información alguna, de tal forma la descomposición por el algoritmo EMD se dice que es completa.

Ahora se muestran los pasos para la descomposición en IMFs (denominado en inglés *sifting process*) con un ejemplo: sea  $x_1(t)$  la suma de dos señales senoidales de diferentes frecuencias, una con una frecuencia mayor que la otra (Figura A.2.1):

1. Se identifican los extremos de la señal  $x_1(t)$ , esto es, los máximos y mínimos locales.

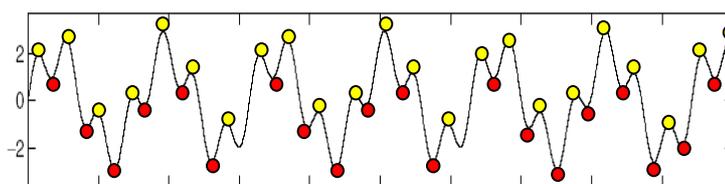


Figura A.2.1

2. Se construye una envolvente interpolando los puntos máximos y otro envolvente con los puntos mínimos localizados (Figura A.2.2).

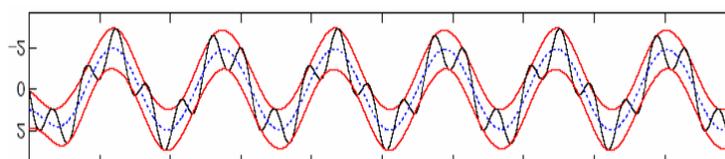


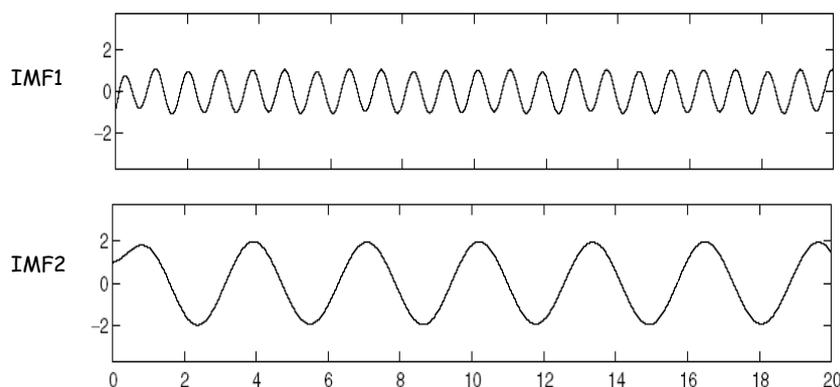
Figura A.2.2

3. Se calcula la media entre las envolventes con la ecuación

$$m_1(t) = \frac{env \min + env \max}{2}.$$

4. Se extrae el residuo  $x_2(t) = x_1(t) - m_1(t)$ .

5. Se aplica el criterio anteriormente descrito para definir una IMF (Figura A.2.3), es decir si  $x_2(t)$  cumple con la definición de IMF, entonces se trabaja con el residuo desde el paso 1.



**Figura A.2.3** Después de descomponer la señal inicial se obtiene dos señales similares a las iniciales.

6. En caso contrario, se continúa con los mismos pasos 1 al 5 con  $x_2(t)$ . Si el procedimiento no converge a una IMF entonces se compara el residuo con un valor determinado para detener el procedimiento.

### La Transformada de Hilbert.

Al igual que el espectrograma el cual utiliza la transformada de Fourier, la transformada de Hilbert nos permite analizar la frecuencia instantánea de una señal. De esta forma se podrá dar un significado físico de la energía y frecuencia ubicando diferentes eventos en el tiempo.

Dado una serie arbitraria en el tiempo  $X(t)$ , es posible obtener la transformada de Hilbert  $Y(t)$  como:

$$Y(t) = \frac{1}{\pi} P \int \frac{X(t')}{t-t'} dt',$$

Donde  $P$  indica los valores principales de Cauchy. Con la definición,  $X(t)$  y  $Y(t)$  se puede formar un par conjugado, obteniendo una señal analítica  $Z(t)$  tal que:

$$Z(t) = X(t) + iY(t) = a(t)e^{i\theta(t)},$$

donde,

$$a(t) = \left[ X^2(t) + Y^2(t) \right]^{\frac{1}{2}};$$

$$\theta(t) = \arctan \frac{Y(t)}{X(t)}.$$

Teóricamente, existen varias formas de definir la parte imaginaria, pero la transformada de Hilbert define una sola forma para obtener la función de análisis. Esencialmente la ecuación  $Y(t) = \frac{1}{\pi} P \int \frac{X(t')}{t-t'} dt'$ , define la transformada de Hilbert como la convolución de  $X(t)$  con  $1/t$ ; enfatizándose las propiedades locales de  $X(t)$ . En la ecuación  $Z(t) = X(t) + iY(t) = a(t)e^{i\theta(t)}$ , la expresión en coordenadas polares, clarifica en mayor medida la naturaleza local de la representación, es decir, es el mejor ajuste de la amplitud y variación de fase de la función trigonométrica para  $X(t)$ .

### Correlación Optimizada.

Para comparar y alinear dos señales acústicas cardiacas entre sí, es decir, la señal de referencia y la de interferencia, se utilizan algoritmos de alineación. Uno de estos algoritmos es el llamado *Correlation Optimized Warping* que realiza una deformación lineal por segmentos de la señal, permitiendo cambios limitados en la longitud de los mismos [23]. Las señales a alinear se dividen en varios segmentos proporcionales, el objetivo es alinear un segmento muestra con un segmento de referencia. Para describir este algoritmo, consideremos dos señales, una señal de referencia  $T$  y una señal  $P$  para ser alineada, la señal resultante la llamaremos  $P'$ . La longitud de  $P$  es de  $L_p + 1$ , que será dividida en intervalos con una longitud  $m$  el número de secciones obtenido es:

$$N = \frac{L_p}{m}$$

Cada sección será deformada (*warped*) resultando un segmento de una longitud más corta o más larga, utilizando un algoritmo de interpolación lineal para mejorar la deformación. Una sección que inicia en un punto que llamaremos  $x_s$  y termina en un punto que llamaremos  $x_e$  se deforma para iniciar en el punto  $x_s'$  y terminar en el punto  $x_e'$ , calculando:

$$p_j = \frac{j}{x_e' - x_s'}(x_e - x_s); \quad j = 0, \dots, x_e' - x_s'$$

y posteriormente calculando el valor de  $P'(x_s' + j)$  obtenido vía la interpolación lineal entre los puntos de  $P$  y valores cercanos a  $p_j$ .

Los puntos terminales de cada sección se denominarán nodos, y la posición del punto inicial de la sección  $i$ , después de realizar la deformación, se llamará  $x_i'$ . El nodo 0 es el comienzo de la primera sección ( $x_0 = 0$ ) y el nodo  $N$  es el final de la señal completa después de la deformación. Esta posición corresponde a la longitud  $L_T$  que corresponde a la longitud de la señal de referencia  $T$ , por lo tanto  $x_N = L_T$ . De esta forma señales de diferente longitud pueden ser deformadas.

Para cada sección es posible un número finito de deformaciones. El número de deformaciones que se consideran son valores enteros de 0 a  $t$ , donde  $t$  será referido como tensor (*the slack*). Es decir,  $t$  controla el incremento o decremento en la longitud del segmento. Para encontrar la mejor alineación ahora resta encontrar la combinación óptima de deformaciones en las  $N$  secciones, donde cada sección es deformada no más de  $t$  muestras. La deformación de la sección  $i$  es llamada  $u_i$ . Dados los valores de  $t$  y  $m$  es posible encontrar el intervalo de datos que se agregarán o se restarán de la sección que se va a deformar, dicho intervalo se define como  $(\Delta - t, \Delta + t)$ , donde  $\Delta$  se define como:

$$\Delta = \frac{L_T}{N} - m$$

La calidad de la alineación se determina para cada sección  $i$ , calculando el coeficiente de correlación  $\rho$  entre la sección  $i$  después de aplicar la deformación y la sección correspondiente de la señal de referencia, es decir,  $f(I) = \rho(I_P', I_T)$ , donde  $I$  denota el intervalo que se encuentra entre dos nodos. Para encontrar la combinación óptima de todas las deformaciones, es decir, la que genera la mayor suma de los coeficientes de correlación, se utiliza programación dinámica.

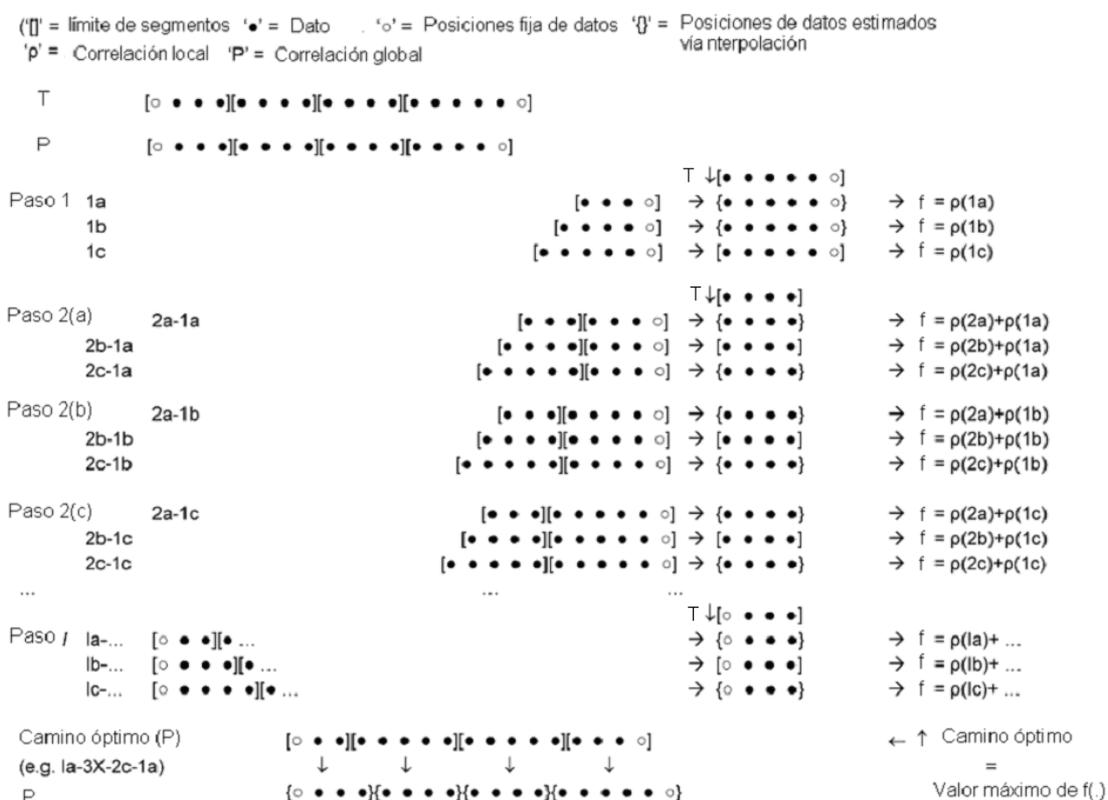


Figura A.2.4

En la Figura A.2.4 se presenta un ejemplo sencillo del procedimiento que se realiza para alinear dos secuencias de longitud de 17 y 18 muestras. Se han dividido ambas señales en N=4 segmentos y cada segmento tiene un número m distinto de puntos, es decir, en el ejemplo no se consideran segmentos de igual longitud. El valor de t es 1 y por lo tanto, cada segmento puede incrementar o decrementar su longitud en un valor. En ambos casos, se requiere la interpolación lineal de los datos para lograrlo. Iniciando el procedimiento con el segmento final de la señal P hacia el segmento inicial, se tienen los siguientes pasos:

- Con el valor de  $t=1$  se tienen tres posibilidades para el último segmento de P en el Paso 1, a saber el 1(a), 1(b) o 1(c).
- Se obtiene la correlación cruzada de los segmentos en 1(a), 1(b) y 1(c) con el correspondiente segmento de T, denominada f.
- Se toma el siguiente segmento de P en el paso 2. Ahora se tienen nueve combinaciones posibles entre las tres del segmento final y las tres del penúltimo segmento.
- Se calcula la correlación de cada uno de los segmentos deformados del penúltimo segmento de P con el segmento de referencia de T y el resultado se suma al valor obtenido anteriormente.
- Se continúa de esa forma y el camino óptimo para deformar cada uno de los segmentos de P, con  $t=1$ , es aquel que produce el mayor valor de la correlación total.

Sea  $x^*$  la posición de los nodos después de la deformación bajo la combinación óptima de las deformaciones, entonces el problema queda definido como:

$$\begin{aligned}
 x_0 &= 0 < x_1 < \dots < x_{N-1} < x_N = L_T \\
 u_i &\in [\Delta - t, \Delta + t]; & i &= 0, \dots, N-1 \\
 x_{i+1} &= x_i + m + u_i; & i &= 0, \dots, N-1 \\
 x^* &= \arg \max_x \left( \sum_{i=0}^{N-1} f([x_i, x_{i+1}]) \right) \\
 &= \arg \max_x \left( \sum_{i=0}^{N-1} \rho(P[x_i, x_{i+1}], T[x_i, x_{i+1}]) \right) \\
 &= \arg \max_x \left( \sum_{i=0}^{N-1} \frac{\text{Cov}(P[x_i, x_{i+1}], T[x_i, x_{i+1}])}{\sqrt{V(P[x_i, x_{i+1}]) \cdot V(T[x_i, x_{i+1}])}} \right)
 \end{aligned}$$

### Filtros Adaptativos

La literatura ha reportado trabajos con relación a los filtros adaptativos por más de 30 años, durante este período, varios problemas teóricos se han planteado. Esta

actividad ha sido motivada por la necesidad práctica de diseñar sofisticados sistemas para el procesamiento de señales.

Los filtros adaptativos son sistemas que poseen un finito número de parámetros que se ajustan por medio de un algoritmo que optimiza algún criterio de desempeño. Por ejemplo, el filtro adaptativo llamado *beamformer*, ajusta sus coeficientes para maximizar la relación señal-ruido. En un predictor adaptativo, sus coeficientes minimizan el error de predicción en sentido del error cuadrático medio. En un filtro adaptativo para la cancelación de ruido y eco, se minimiza el error cuadrático medio entre la señal de interferencia y la señal de referencia procesada por el filtro.

El procesamiento de señales utilizando filtros adaptativos, comienza con dos grandes ideas: el filtro adaptativo *beamforming* y el filtro adaptativo para ecualización. La revista de la IEEE "*Transactions on Antenas and Propagation*", publica por primera vez una sección especial de Antenas adaptables, en marzo de 1964. Los trabajos publicados en esta sección se enfocan en la retroalimentación del filtro y su automatismo de sistemas. Como ejemplo de desarrollo, en 1965, Paul Howells obtuvo una patente por el algoritmo que diseñó con el objetivo de eliminar ruido. En el mismo año en Francia, H. Mermoz publicó el resultado de su doctorado con el nombre de "*Adaptive Filtering and Optimal Utilization of an Antenna*", este trabajo fue fundamental para el inicio de publicaciones de filtros adaptativos en Francia. En 1967, B. Widrow, publica su tercer artículo de algoritmos adaptativos aplicado en antenas, con base en el algoritmo del error cuadrático medio (*the mean square error*), generando el algoritmo denominado *Least Mean Square* (LMS).

En 1976 el segundo especial de antenas adaptables fue publicado por la IEEE, editado por William E. Gabriel, con 15 trabajos de gran relevancia, que contribuyeron en aplicaciones de antenas adaptables. El tercer especial de algoritmos adaptativos aplicado en antenas, fue publicado en 1986, editado de igual forma por William E. Gabriel, donde se incluyeron trabajos aplicados a la estimación espectral de alta resolución.

En paralelo a los trabajos descritos, se desarrollaron otras aplicaciones de algoritmos adaptativos en el procesamiento de señales. En junio de 1981, las revistas IEEE *Transactions on Circuits and Systems* e *IEEE Transactions on Acoustic, Speech,*

*and Signal Processing* publican en conjunto un especial, con trabajos con un énfasis en el algoritmo adaptativo denominado “*lattice filter*”. Un artículo clásico es el trabajo realizados por J. Makhoul, titulado “*Linear Prediction: A Tutorial Review*”, donde se presentan aplicaciones como la cancelación de ruido y ecos, identificación de sistemas y modelado, procesamiento de voz, estimación espectral, entre otras.

Otro trabajo clásico es el del autor Widrow, titulado “*Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications*”. Este trabajo describe el concepto de cancelación de ruido, analizando su marco teórico con aplicaciones en electrocardiografía, señales de voz, e interferencias en antenas [32].

### **Algoritmo Adaptativo “Least Mean Square” (LMS)**

El Algoritmo adaptativo Least Mean Square (LMS), pertenece a la familia de gradiente estocástico. El término gradiente estocástico intenta distinguir al LMS del algoritmo del gradiente descendente, el cual utiliza un gradiente determinístico en el cálculo recursivo de los coeficientes del filtro de Wiener para una entrada de tipo estocástico. Una característica significativa del algoritmo LMS es su simplicidad, más aún, el algoritmo no requiere datos provenientes de la matriz de correlación de los datos de entrada y no requiere del cálculo de matrices inversas.

El algoritmo LMS es un algoritmo de filtrado adaptativo lineal, el cual contiene dos procesos básicos:

1. El proceso de filtrado involucra:
  - a. Cálculo de la salida del filtro lineal en respuesta de la señal de entrada.
  - b. Generación de error de estimación al comparar la salida del filtro con la respuesta deseada.
2. Proceso adaptativo óptimo, que involucra el ajuste automático de los parámetros del filtro acorde con el error estimado.

La combinación de estos dos procesos se llevan a cabo por medio de un lazo de retroalimentación, como se ilustra en la Figura A.2.5. En la figura las líneas gruesas indican entradas tipo vector y las líneas delgadas valores tiempo a tiempo, o muestra a muestra.

Se cuenta con un filtro transversal o filtro RIF (la respuesta impulso o coeficientes del filtro se afectan por el LMS), el cual se encarga de realizar el proceso de filtrado de  $\mathbf{u}(n)$ . Además, el algoritmo cuenta con un mecanismo de control que se encarga de adaptar los pesos  $\mathbf{w}(n)$  en cada paso o iteración.

Las entradas  $u(n), u(n-1), \dots, u(n-M+1)$  forman el vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$ , donde  $M-1$  es el número de retrasos, que define un espacio multidimensional  $\mathbf{A}_n$ . De igual forma los pesos  $\hat{w}_0(n), \hat{w}_1(n), \dots, \hat{w}_{M-1}(n)$ , forman los elementos del vector de pesos  $\mathbf{w}_0$ . El valor estimado del vector de pesos vía el estimado el LMS deberá tender a la solución de Wiener ( $\mathbf{w}_0$ ), conforme el número de iteraciones,  $n$ , se aproxime al infinito.

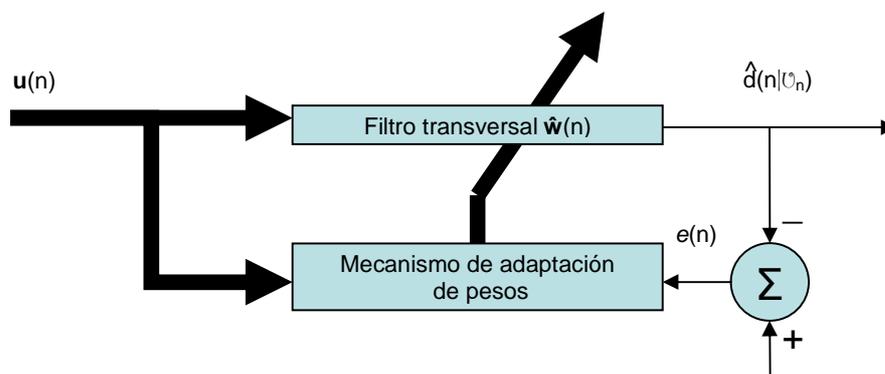


Figura A.2.5

Durante el proceso de filtrado, el vector  $\mathbf{u}(n)$ , produce la salida  $\hat{d}(n | \mathbf{A}_n)$  siendo ésta salida un estimado de la respuesta deseada  $d(n)$ . El error de estimación se puede definir como la diferencia entre la respuesta deseada y la salida actual del filtro. El error y el vector de entradas  $\mathbf{u}(n)$  alimentan el mecanismo de control de los pesos del filtro. La Figura A.2.7 esquematiza el mecanismo de control que muestra una versión escalar del producto punto entre error estimado y la entrada  $u(n-k)$  para  $k = 0, 1, 2, \dots, M-2, M-1$ . El resultado define la corrección  $\hat{\delta} w_k(n)$  aplicado a cada uno de los pesos  $\hat{w}_k(n)$  en la iteración  $n+1$ . El factor de paso utilizado en el cálculo se denota por una cantidad positiva y se le asigna la letra griega  $\mu$  (*step-size parameter*).

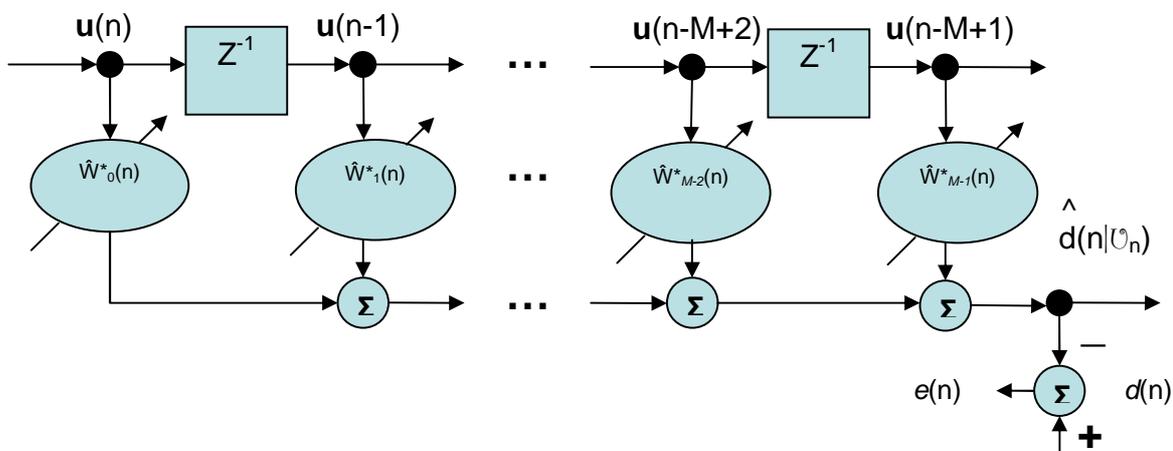


Figura A.2.6

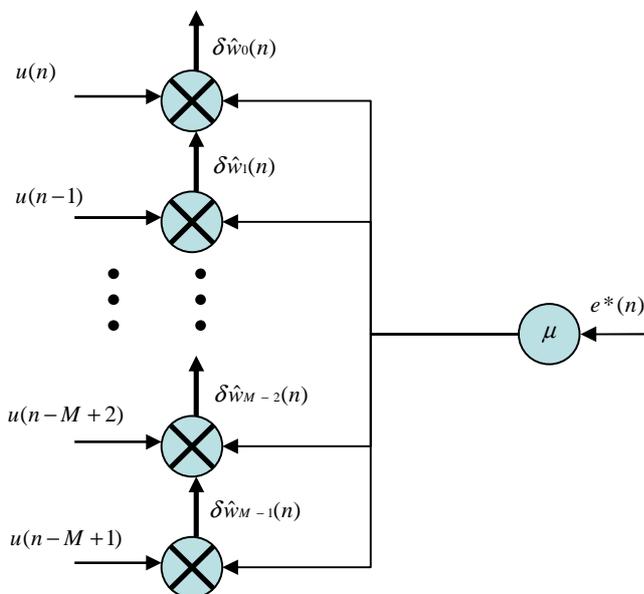


Figura A.2.7

Se asume que el vector  $\mathbf{u}(n)$  y la respuesta deseada  $d(n)$  son muestras que se obtienen de un ambiente estocástico en el sentido amplio estacionario.

El algoritmo LMS sustituye el vector gradiente necesario en el método del descenso pronunciado, para la actualización de los pesos del filtro, por una versión ruidosa obtenida directamente de los datos.

La estrategia más obvia es sustituir los estimados de la matriz de correlación  $\mathbf{R}$  y el vector de correlación cruzada  $\mathbf{p}$  en la ecuación

$$\nabla J(n) = -2\mathbf{p} + 2\mathbf{R}\mathbf{w}(n)$$

Utilizando los estimados instantáneos para  $\mathbf{R}$  y  $\mathbf{p}$ :

$$\hat{\mathbf{R}}(n) = \mathbf{u}(n)\mathbf{u}^H(n)$$

Y

$$\hat{\mathbf{p}}(n) = \mathbf{u}(n)d^*(n)$$

entonces el vector de gradiente estimado, se define:

$$\hat{\nabla}J(n) = -2\mathbf{u}(n)d^*(n) + 2\mathbf{u}(n)\mathbf{u}^H(n)\hat{\mathbf{w}}(n)$$

Obsérvese que el estimado del vector gradiente es sesgado ya que el vector de pesos estimado  $\hat{\mathbf{w}}(n)$  es un vector aleatorio que depende del vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$ . Sustituyendo la ecuación anterior en la ecuación del algoritmo del descenso pronunciado

$$\begin{aligned} e(n) &= d(n) - \hat{d}(n|U_n) \\ &= d(n) - \mathbf{w}^H(n)\mathbf{u}(n), \end{aligned}$$

se obtiene la ecuación recursiva para la actualización de los pesos del filtro:

$$\hat{\mathbf{w}}(n+1) = \hat{\mathbf{w}}(n) + \mu\mathbf{u}(n)[d^*(n) - \mathbf{u}^H(n)\hat{\mathbf{w}}(n)]$$

Equivalentemente se puede escribir el resultado en tres relaciones básicas

1. Salida del filtro  $y(n) = \hat{\mathbf{w}}^H(n)\mathbf{u}(n)$ .
2. Error estimado  $e(n) = d(n) - y(n)$ .
3. Adaptación de los pesos  $\hat{\mathbf{w}}(n+1) = \hat{\mathbf{w}}(n) + \mu\mathbf{u}(n)e^*(n)$ .

Las ecuaciones descritas en los incisos 1 y 2 definen el error estimado, el cual está calculado en base al vector de pesos estimado  $\hat{\mathbf{w}}(n)$ . Nótese que el segundo término del punto 3,  $\mu\mathbf{u}(n)e^*(n)$ , representa el ajuste que es aplicado al vector estimado de los pesos  $\hat{\mathbf{w}}(n)$ .

La diferencia entre el valor final del error cuadrático medio  $J(n)$  obtenido por el LMS y el valor mínimo  $J_{\min}$ , dado por la solución óptima del filtro de Wiener, es llamado error cuadrático medio de exceso  $J_{ex}(\infty)$ . Esta diferencia representa el precio a pagar por usar en el mecanismo de control de los pesos con base en el gradiente estimado, en lugar de utilizar una aproximación determinística, como en el método del gradiente descendente. La razón entre  $J_{ex}(\infty)$  y  $J_{\min}$  se llama desajuste, el cual es una medida que indica que tan lejos esta la solución del algoritmo LMS, de la solución de Wiener.

### **Least Mean Square Normalizado.**

Los ajustes al vector de pesos en la iteración  $n+1$  se realiza por medio del producto de tres términos:

- El parámetro  $\mu$ .
- El vector  $\mathbf{u}(n)$ .
- La estimación del error  $e(n)$ .

El ajuste es directamente proporcional al vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$ . Sin embargo cuando  $\mathbf{u}(n)$  es grande, el LMS sufre de un problema llamado amplificación del ruido del gradiente. Para solventar este problema es posible usar el algoritmo llamado LMS normalizado, esto quiere decir que el ajuste aplicado al vector de pesos en la iteración  $n+1$  se normaliza con respecto del cuadrado de la norma euclidiana del vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$  en la iteración n-ésima.

La estructura del filtro adaptativo con base en los algoritmos LMS normalizado y el LMS estándar es exactamente la misma, ambos filtros adaptativos son construidos con base a un filtro transversal, pero difieren solamente en el mecanismo de control de los pesos. El vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$  produce una salida  $y(n)$  y la diferencia entre  $y(n)$  y  $d(n)$  produce el error  $e(n)$ . En respuesta a la combinación de la entrada  $\mathbf{u}(n)$  y el error  $e(n)$ , se modifican los pesos del filtro transversal. Esta secuencia de

eventos se repite por un número de iteraciones hasta que el filtro alcanza cierta tendencia. Es posible modificar el algoritmo LMS original, formulando la normalización del algoritmo estándar, o es posible derivar el LMS normalizado siguiendo un procedimiento de optimización con restricciones. A continuación se detalla la segunda opción.

Para modelar el procedimiento de optimización con restricciones en términos matemáticos, denotaremos a los pesos como  $\hat{\mathbf{w}}(n)$  en la iteración  $n$  y con  $\hat{\mathbf{w}}(n+1)$  a los pesos actualizados en la iteración  $n+1$ . El problema es: dado el vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$  y la respuesta deseada  $d(n)$ , se requiere determinar el vector  $\hat{\mathbf{w}}(n+1)$  que minimice el cuadrado de la norma Euclidiana del cambio:

$$\delta\hat{\mathbf{w}}(n+1) = \hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n), \quad (\text{A.2.1})$$

sujeta a la restricción:

$$\hat{\mathbf{w}}^H(n+1)\mathbf{u}(n) = d(n). \quad (\text{A.2.2})$$

Para resolver este problema de optimización con restricciones se usará el método de los *multiplicadores de Lagrange*. De acuerdo a este método, la función de costo consiste en dos términos como se muestra en la ecuación A.2.3.

$$J(n) = \|\delta\hat{\mathbf{w}}(n+1)\|^2 + \text{Re}\left[\lambda^*(d(n) - \hat{\mathbf{w}}^H(n+1)\mathbf{u}(n))\right], \quad (\text{A.2.3})$$

donde  $\lambda$  es el valor complejo de los *multiplicadores de Lagrange* y el asterisco denota el complejo conjugado. La norma Euclidiana cuadrática  $\|\delta\hat{\mathbf{w}}(n+1)\|^2$  es naturalmente real. La parte real del operador denotado por  $\text{Re}[\bullet]$  y aplicado al segundo término, asegura que la contribución de la restricción de la función de costo es por lo tanto un valor real. La función de costo  $J(n)$  es una función cuadrática en  $\hat{\mathbf{w}}(n+1)$ , como se muestra en la ecuación A.2.3.

$$\begin{aligned} J(n) = & (\hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n))^H (\hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n) + \dots \\ & \dots + \text{Re}\left[\lambda(d(n) - \hat{\mathbf{w}}(n+1)\mathbf{u}(n))\right]. \end{aligned} \quad (\text{A.2.4})$$

Para encontrar el valor óptimo de los pesos actualizados que minimicen la función de costo  $J(n)$ , se realizan los siguientes pasos:

1. Diferenciar la función de costo con respecto a  $\hat{\mathbf{w}}(n+1)$ , entonces

$$\frac{\partial J(n)}{\partial \hat{\mathbf{w}}(n+1)} = 2(\hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n)) - \lambda^* \mathbf{u}(n). \text{ Igualando este resultado a cero}$$

obtenemos la siguiente ecuación  $\hat{\mathbf{w}}(n+1) = \hat{\mathbf{w}}(n) + \frac{1}{2} \lambda^* \mathbf{u}(n)$ .

2. Resolver el multiplicador no conocido  $\lambda$  sustituyendo el resultado del paso 1

$$\begin{aligned} d(n) &= \hat{\mathbf{w}}^H(n+1) \mathbf{u}(n) \\ &= \left( \hat{\mathbf{w}}(n) + \frac{1}{2} \lambda^* \mathbf{u}(n) \right)^H \mathbf{u}(n) \\ &= \hat{\mathbf{w}}^H(n) \mathbf{u}(n) + \frac{1}{2} \lambda \mathbf{u}^H(n) \mathbf{u}(n) \\ &= \hat{\mathbf{w}}^H(n) \mathbf{u}(n) + \frac{1}{2} \lambda \|\mathbf{u}(n)\|^2. \end{aligned}$$

Resolviendo para  $\lambda$  obtenemos

$$\lambda = \frac{2e(n)}{\|\mathbf{u}(n)\|^2}, \quad (\text{A.2.5})$$

Donde

$$e(n) = d(n) - \mathbf{w}^H(n) \mathbf{u}(n) \quad (\text{A.2.6})$$

3. Combina los resultados del paso 1 y el paso 2 para formular el valor óptimo del incremento  $\delta \hat{\mathbf{w}}(n+1)$ . Específicamente de las ecuación A.2.5 y A.2.6, tenemos

$$\begin{aligned} \delta \hat{\mathbf{w}}(n+1) &= \hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n) \\ &= \frac{1}{\|\mathbf{u}(n)\|^2} \mathbf{u}(n) e^*(n). \end{aligned}$$

Para controlar el cambio del vector de peso de una iteración a otra, sin cambiar la dirección del vector, introducimos un factor real positivo denotado como  $\tilde{\mu}$ . Esto es, redefiniendo el cambio como:

$$\begin{aligned}\delta \hat{\mathbf{w}}(n+1) &= \hat{\mathbf{w}}(n+1) - \hat{\mathbf{w}}(n) \\ &= \frac{\tilde{\mu}}{\|\mathbf{u}(n)\|^2} \mathbf{u}(n) e^*(n).\end{aligned}\tag{A.2.7}$$

Equivalentemente se puede escribir:

$$\hat{\mathbf{w}}(n+1) = \hat{\mathbf{w}}(n) + \frac{\tilde{\mu}}{\|\mathbf{u}(n)\|^2} \mathbf{u}(n) e^*(n)\tag{A.2.8}$$

de esta última ecuación se obtiene la recursión para calcular el vector de pesos en el algoritmo LMS normalizado. Claramente se muestra la razón del término normalizado, ya que el producto  $\mathbf{u}(n) e^*(n)$  es normalizado con respecto al cuadrado de la norma Euclidiana del vector de entrada  $\mathbf{u}(n)$ .

Comparando la recursión de la ecuación A.2.8 del algoritmo LMS normalizado con la ecuación que pertenece al algoritmo LMS convencional, es posible hacer la siguiente observación:

- De la ecuación  $\mu(n) = \frac{\tilde{\mu}}{\|\mathbf{u}(n)\|^2}$ , se puede ver que la normalización del algoritmo LMS convierte al algoritmo LMS convencional en uno con un parámetro de paso variable con el tiempo [24].

## Referencias.

- [1] H. C. Hinshaw, *Enfermedades del Tórax*, McGrawHill, pp. 133-154, 1983.
- [2] J. R. Escajadillo, *Oídos, Nariz, Garganta y Cirugía de Cabeza y Cuello*, Manual Moderno, pp. 415-490, 2002.
- [3] H. Pasterkamp, S. S. Kraman, G. Wodicka, "Respiratory sounds advances beyond the stethoscope," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol 156, pp. 974-987, 1997.
- [4] A. C. Guyton, *Tratado de Fisiología Médica*, McGrawHill, pp. 115-173, 1997.
- [5] R. G. Loudon, "Lung sounds," *Current Pulmonary*, vol. 9, cap. 3, 1988.
- [6] M. D. Zalter, "Phonocardiography", *Clinical Cardiopulmonary Physiology*, American Collage of Chest Physicians, cap. 6, 1990.
- [7] M. J. Mussell, "The need for standards in recording and analysis of respiratory sounds," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 30, pp. 129-139, 1992.
- [8] J. C. Wood, D. T. Barry, "Quantification of first Heart sound frequency dynamics across the human chest wall," *Med. Biol. Eng. and Comput.* vol. 32, pp. S71-S78, 1994.
- [9] W. Hui Winnie, R. A. Pitt, J. P. Matonik, J.K-J. Li, "Comparison of heart sounds recorded at the chest and a remote arterial site," *Proc. Bioeng. Conf., IEEE 28<sup>th</sup> Ann. Northeast Volume, Issue*, pp. 61 – 62, 2002.
- [10] B. Tovar-Corona, "Effects of respiration on heart sounds using time-frequency analysis," *Computers in Cardiology*, IEEE, pp. 457-460, 2001.
- [11] I. Hossain, Z. Moussavi, "Finding the lung-sound flow relationship in normal and asthmatic subjects," *Proc. 26th Ann. Int. Conf. IEEE EMBS*, pp. 3852-3855, 2004.
- [12] N. Gavriely, D. W. Cugell, "Airflow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds," *J. Appl. Physiol.*, vol. 80, pp. 5-13, 1996.
- [13] R. González, S. Carrasco, S. Charleston, J. Gaitán, G. Ramos, G. Chi, R, Pérez, "Sistema para el análisis cuantitativo de los sonidos respiratorios", *Rev. Mex. Ing. Biom.*, vol. 17, num. 2, pp. 7-23, 1997.
- [14] V.A. Mackusick, J.T. Jenkins, G.N. Webb, "The acoustic basis of the examination", *Am. Rev. Tuberc.*, vol. 72, pp. 12-34, 1953.
- [15] J.E. Earis, B.M.G. Cheetham, "Future perspectives for respiratory sound research," *Eur. Respir. Rev.*, vol. 10, no 77, pp 641-646, 2000.

- 
- [16] A. R. A. Sovijärvi, J. Vanderschoot, J. E. Earis, "Standardization of computerized respiratory sound analysis," *Eur. Respir. Rev.*, vol. 10, pp. 585, 2000.
- [17] S. Charleston, S. Cortés. R. González, G. Chi, T. Aljama "Respiratory acoustic thoracic imaging (RATHI): assessing deterministic interpolation techniques," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.42, pp. 618-626, 2004.
- [18] V. K. Iyer, P. A. Ramamoorthy, H. Fan, and Y. Ploysongsang, "Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering", *IEEE T. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 12, pp. 1141-1148, 1986.
- [19] J. Gnitecki, Z. Moussavi and H. Pasterkamp, "Recursive least squares adaptive noise cancellation filtering for heart sound reduction in lung sounds recordings," *Proc. 25<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE-EMBC*, pp. 2416-2419, 2003.
- [20] S. Charleston, and M. R. Azimi-Sadjadi, "Reduced order Kalman filtering for the enhancement of respiratory sounds," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 4, pp. 421-424, April 1996.
- [21] S. Charleston, M. R. Azimi-Sadjadi, and R. González, "Interference cancellation in respiratory sounds via a multiresolution joint time-delay and signal-estimation scheme", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 10, pp. 1006-1019, October 1997.
- [22] G. Rilling, "On empirical mode decomposition and its algorithms", <http://perso.ens-lyon.fr/paulo.goncalves/pub/emd-urasip03.pdf>.
- [23] G. Tomasi, F. van den Berg, C. Andersson, "Correlation optimized warping and dynamic time warping as preprocessing methods for chromatographic data", *J. Chemometrics*, no. 18, pp. 231-241, 2004.
- [24] S. Haykin, *Adaptive Filters Theory*, Prentice Hall, 4<sup>a</sup> edition, 2002.
- [25] S. Charleston, L. F. Domínguez, R. González, T. Aljama, "Heart sounds interference cancellation by empirical mode decomposition for lung sounds analysis," *Proc. 28<sup>th</sup> Ann. Int. Conf. IEEE-EMBS*, pp. 1694-1697, 2006.
- [26] H. G. Martínez-Hernández, A. T. Aljama-Corrales, R. González-Camarena, S. Charleston-Villalobos, G. Chi-Lem, "Computerized classification of normal and abnormal lung sounds by multivariate linear autoregressive model," *Proc. 27<sup>th</sup> Ann. Conf. IEEE-EMBS*, pp. 1464-1467, 2005.

- [27] H. Liang, Z. Lin, R. W. McCallum, "Artifact reduction in electrogastrogram based on empirical mode decomposition method," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 38, pp. 35-41, 2000.
- [28] R. Balocchi, D. Menicucci, E. Santarcangelo, L. Sebastiani, A. Gemignani, B. Ghelarducci, M. Varanini, "Deriving the respiratory sinus arrhythmia from the heartbeat time series using Empirical Mode Decomposition," *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 20, Issue 1, pp. 171-177, April 2004.
- [29] A. Efron, *El Mundo del Sonido*, Marcombo, pp. 1-123, 1990.
- [30] N. E. Huang, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary times series analysis", *Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 454, no. 1971, pp. 903-995, 1996.
- [31] I. Magrin-Chagnolleau, "Empirical mode decomposition based time frequency attributes", <http://cmc.rice.edu/docs/docs/Mag1999Non5Empirical.ps>.
- [32] L. H. Sibulb, *Adaptive Signal Processing*, IEEE PRESS, pp. 3-4, 149-151, 1987.



