

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

MAESTRIA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



**Captura y Despliegue de Electrocardiograma y Fonocardiograma
Multi-sitio**

T E S I S

**que presenta para obtener el grado de
MAESTRO EN INGENIERÍA**

ZULMA YADIRA MEDRANO HURTADO

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. MIGUEL BRAVO ZANOQUERA**

MEXICALI, B. C.

SEPTIEMBRE DE 2007

RESUMEN de la Tesis de Zulma Yadira Medrano Hurtado, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN INGENIERÍA EN EL ÁREA ELÉCTRICA. Mexicali, Baja California, México, Septiembre de 2007.

Captura y Despliegue de Electrocardiograma y Fonocardiograma Multi-Sitio.

Resumen aprobado por:

Dr. Miguel Bravo Zanoguera
Director de tesis

Se presenta el desarrollo de un instrumento para el acoplamiento, registro y almacenamiento de la señal de un electrocardiógrafo (ECG) y tres estetoscopios electrónicos (EE), así como para el despliegue gráfico sincronizado de las señales capturadas de ECG y fonocardiograma (o PCG, por sus siglas en inglés). Esta herramienta presenta una interfaz de visualización que facilita la enseñanza de la fisiología del ciclo cardiaco y puede servir como apoyo en diagnóstico no-invasivo de alteraciones cardiacas. Se emplean dispositivos ECG y EE comerciales, se digitalizan simultáneamente sus señales para poder procesar y correlacionar la información en una computadora personal (PC). Se exploran varios sitios de auscultación de sonidos y se desarrolla una interfaz gráfica que permite investigar las relaciones entre el ECG y los multi-PCG. El software que involucra el procesamiento de señal y la interfaz gráfica se desarrolló bajo la plataforma MatLab. Y permite la medición cuantitativa de aspectos clínicos, además de su análisis cualitativo.

ABSTRACT of the thesis, presented by Zulma Yadira Medrano Hurtado, in order to obtain the MASTER of ENGINEERING DEGREE. Mexicali, Baja California, México, September, 2007.

Capture and Display of Electrocardiogram and Phonocardiogram Multi-Site.

Approved by:

Dr. Miguel Bravo Zanoguera
Thesis Advisor

An instrument was developed for the coupling, recording and storage of an electrocardiograph (ECG) signal and the output of three electronic stethoscopes (EE), and also for the synchronized waveforms display of the ECG and phonocardiogram (PCG) signals. This tool presents a visual interface that facilitates teaching of cardiac auscultation and can be useful for non-invasive heart diagnostics. Commercial ECG and EE device are used, the signals were simultaneous digitized to process and correlate the information a personal computer (PC). Several sound auscultation sites were explored and a graphical user interface was developed to investigate the relationship between the ECG and the multi-PCG. The software involving the signal processing and graphical interface was developed under MatLab environment. The system allows quantitative measurement of clinical issues besides a qualitative analysis.

Agradecimientos

A mi esposo Humberto, que sin su invaluable ayuda y apoyo jamás hubiera realizado, este proyecto.

A mis hijos, Humberto y Alejandra por su paciencia y amor.

A mis padres por darme la confianza, para continuar

A mi director de tesis, Miguel Bravo Zanoguera, por el tiempo dedicado y las aportaciones realizadas a este trabajo.

Al médico Fernando Valenzuela Suárez por su ayuda en la realización de las mediciones de esta investigación.

Al comité de Tesis: Dr. Marco Antonio Reyna Carranza, MI. Cesar Amaro Hernández, MB. Margarita Gutiérrez Ayón, por su ayuda en la revisión de esta tesis.

Gracias a todas las personas involucradas en este proyecto, por su tiempo.

ÍNDICE

	<u>Página</u>
Apéndices	7
Bibliografía	8
Índice de Figuras	9
Índice de Tablas	11
Nomenclatura	12
Acrónimos utilizados	13
I. Introducción.	14
1.1 Preámbulo.	14
1.2 Organización de la tesis.	16
II. Antecedentes.	17
2.1 Breve descripción del corazón.	17
2.2 Auscultación del corazón.	21
2.3 Sonidos del corazón.	22
2.3.1 Primer sonido del corazón.	23
2.3.2 Segundo sonido del corazón.	24
2.3.3 Tercer y cuarto sonidos del corazón.	25
2.4 Actividad eléctrica del corazón.	26
2.5 Alcance de la tesis y justificación de la investigación.	29
III. Métodos para la adquisición de datos y procesamiento de señales ECG y PCG.	31
3.1 Sistemas de fonocardiografía.	31
3.1.1 Planteamiento del sistema de fonocardiografía.	31
3.1.2 Dispositivos de captura y adquisición de la señal (ECG/PCG).	32
3.1.3 Áreas del pecho para la grabación y proceso de grabado del PCG.	33
3.1.4 Electroodos.	36
3.1.5 Derivaciones.	37
3.2 Adquisición de la señal y procesamiento.	38
3.2.1 Métodos de eliminación de ruido.	39
3.2.1.1 Método basado en técnicas clásicas de filtrado.	40
3.2.1.2 Métodos basados en análisis de Fourier.	41
3.2.1.3 Autocorrelación.	43
3.2.2 Interferencia de la red y variación de la línea base.	44
3.3 Localización de los puntos significativos.	45
IV. Resultados y discusión.	46
4.1 Introducción.	46
4.2 Contaminación ruido acústico.	48
4.3 Atenuación por posición de estetoscopios.	51
4.4 Interfaz gráfica.	57
4.4.1 Despliegue gráfico ECG y PCG multi-sitio.	61
4.4.2 Comparación visual por parte del especialista.	63
4.4.3 Espectro de frecuencias de las señales seleccionadas.	64
4.4.4 Autocorrelación de las señales seleccionadas.	67
4.5 Uso de ventanas.	68

4.5.1	Ventanas con restricciones en el eje temporal (X) de las señales seleccionadas.	68
4.5.2	Ventanas con restricciones en el eje temporal (X) y la magnitud (Y) de las señales seleccionadas.	70
4.6	Datos clínicos sobre los focos de auscultación.	73
V.	Conclusiones y trabajos futuros.	74

Apéndices

<u>Apéndice</u>		<u>Página</u>
A	Normas para la Auscultación.	75
B	Especificaciones del Estetoscopio	77
C	Especificaciones de Osciloscopio	78
D	Programa MatLab	80

Bibliografía

- [1] Jesús Bellera González, Diego Jugo, Rubén Rojas, ‘Telecardiología Rural en el Estado de Mérida’, 2do Congreso Virtual Iberoamericano de Informática Médica, Nov. 4 - Nov. 30, 2002 en Internet.
- [2] A novel multimedia tool to improve bedside teaching of cardiac auscultation, Postgraduate Medical Journal online, A Woywodt, A Hermann, J T Kielstein, H Haller, M Haubitz and H Purnhagen, 2004; Vol. 80, pp. 355-357.
- [3] American Heart Association, Inc., Cardiac Auscultation, Morton E. Tavel, MD, 12 Septiembre 2003.
- [4] Sheila R. Messer, ‘Signal Processing Techniques for Phonocardiogram De-noising and Analysis’, Universidad del Pacifico, Stockton, California, USA, Julio 2001. (Tesis).
- [5] Leslie Cromwell, Fred J. Weibell, Erich A. Pfeiffer, Leo B. Usselman, ‘Instrumentación y Medidas Biomédicas’, Ed. Marcombo, 1980.
- [6] John G. Proakis, Dimitris G. Manolakis, ‘Tratamiento Digital de Señales’, Ed. Prentice-Hall, 3era. edición, (1998).
- [7] www.ondasalud.com, Ondasalud.com, ‘Así funciona el corazón’.
- [8] www.uady.mx, Salud Comunitaria 1, ‘Examen Físico de Salud’.
- [9] Rosa María de Castro Fernández, Análisis de la teoría de ondículas orientada a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: Fundamentos, Universidad Politécnica de Madrid, Julio 2002. (Tesis).
- [10] David Cuesta Frau, Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas, (Septiembre 2001), Universidad Politécnica de Valencia, Septiembre 2001. (Tesis).
- [11] A.V. Oppenheim, y R.W. Schaffer, ‘Discrete-Time Signal Processing’, Ed. Prentice-Hall International, 1989.
- [12] M.L. Ahlstrom y J. Tompkins, ‘Digital Filters for Real-Time ECG Signal Processing Using Microprocessors’, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 32, Núm. 9, pp. 708-713, Septiembre 1985.
- [13] www.dalcame.com/fono.htm, dalcame, ‘Fonocardiografía’.
- [14] himilce.detcp.upct.es/PB63002-FCGRev.pdf, Juan Martínez Alajarín, ‘Fonocardiografía: Estado del arte’, Departamento de Electrónica, Tecnología de Computadoras y Proyectos, Universidad Politécnica de Cartagena.
- [15] M. Kompis, H. Paster Kamp, G. R. Wodicko., ‘Acoustic imaging of the human chest’, Chest journal, Vol. 120, pp. 1309-1321, Octubre 2001.
- [16] A.M. McKee, R.A. Goubran, ‘Beam shape, focus index, and localization error for performance evaluation of a multisensor stethoscope beam-former’, proceedings 26va. Conferencia internacional anual de la IEEE FMBS, pp. 2062-2065, Septiembre 2004.

Índice de Figuras

<u>Figura</u>		<u>Página</u>
2.1	Este diagrama muestra los circuitos sistémicos y pulmonares donde el lado izquierdo del corazón actúa como una bomba para el sistema completo y el lado derecho del corazón es la bomba para el sistema pulmonar.	18
2.2	Esquema de los trazos del PCG y el ECG donde se observa la relación entre las acciones mecánicas y eléctricas del corazón.	23
2.3	Se muestra la forma de un electrocardiograma, las tres desviaciones de onda y los intervalos.	27
2.4	Distribución frecuencial de las distintas componentes de un electrocardiograma normal. Se puede observar como las componentes por encima de los 35 Hz no son muy significativas. El ruido muscular se puede aproximar a ruido blanco, ya que su espectro es prácticamente plano [10].	29
3.1	Diagrama de bloques ECG-PCG.	32
3.2	Estetoscopio electrónico Cardionics II, usado para grabar sonidos del corazón.	33
3.3	Áreas torácicas donde mejor se escucha cada sonido valvular.	34
3.4	Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área aórtica, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.	34
3.5	Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área pulmonar, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.	35
3.6	Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área tricúspide, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.	35
3.7	Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área mitral, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.	36
3.8	Electros de pinza muñeca/pierna de (AgCl).	37
3.9	a) Triángulo de Einthoven, b) Colocación de los electrodos en las extremidades.	37
3.10	a) Señal ECG antes de procesamiento, b) Señal PCG antes de procesamiento.	40
3.11	Espectro de una señal PCG y ECG real. Las componentes principales en las señales PCG y ECG se encuentran por debajo de los 300Hz y 80Hz aproximadamente.	40
3.12	Esta figura muestra un latido del corazón en diferentes representaciones con a) Representación en el dominio del tiempo b) Representación en el dominio de la frecuencia.	42
3.13	Resultado de la autocorrelación. Se puede observar que no aparece un único máximo, sino varios, por lo que la detección del punto exacto correspondiente al principio y fin de cada latido resulta muy difícil.	43

3.14	Señal Fonocardiográfica con interferencia debido a la red eléctrica.	44
4.1	a) Implementación de captura, b) Procesamiento de la señal.	46
4.2	Gráfica de las señales de los tres EE en una caja anecoica.	48
4.3	Gráfica típica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE en una caja anecoica. Se muestra solo el canal del EE3. Señal en negritas (Aplicando filtro pasa bajos), señal punteada (Sin filtrar).	49
4.4	Gráfica típica de la autocorrelación de las señales de los tres EE en una caja anecoica.	49
4.5	Gráfica de las señales de los tres EE sin caja anecoica.	50
4.6	Gráfica típica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE sin caja anecoica. Se muestra solo el canal del EE2	51
4.7	Gráfica de las señales de los tres EE posición horizontal. a) Diagrama de posición de los EE en el pecho, b) Gráficas de los tres EE.	52
4.8	Gráfica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE en posición horizontal, a) EE1, b) EE2, c) EE3.	53
4.9	Gráfica de bloques de energía para EE en posición horizontal.	54
4.10	Gráfica de la autocorrelación de las señales de los tres EE en una caja anecoica, a) EE1, b) EE2, c) EE3.	55
4.11	Focos de auscultación y energía.	56
4.12	Pantalla de la interfase gráfica.	58
4.13	Organización a bloques del Software.	59
4.14	Gráfica típica de ECG y PCG multi-sitio. a) Señal sin filtrar, b) Señal filtrada, c) Ambas señales.	61
4.15	Gráfica de correlación de las señales ECG y PCG multi-sitio. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide.	63
4.16	Gráfica del espectro de frecuencia. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.	65
4.17	Gráfica de autocorrelación para determinar el tiempo de inicio de cada latido del corazón. a) Foco tricúspide, b) Electrocardiograma.	67
4.18	Ventanas en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.	68
4.19	Ventanas con zoom en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.	71
4.20	Gráfica de Bloques de energía de las ventanas seleccionadas para cada uno de los focos de auscultación $\frac{S_2}{S_1} =$ Define la señal sin procesar, $\frac{S_{2f}}{S_{1f}} =$ Define la señal filtrada.	73

Índice de Tablas

<u>Tabla</u>		<u>Página</u>
2.1	Características de los cuatro sonidos básicos del corazón.	23
3.1	Descripción de las principales derivaciones.	38
3.2	Derivaciones electrocardiográficas y polaridad de las ondas.	38
4.1	Energía en cada Foco de Auscultación.	57
4.2	Opciones de la Interfaz Gráfica y funciones de MatLab utilizadas	60
A.1	Especificaciones para el estetoscopio electrónico, que se utiliza para grabar los PCG (Cardionics II).	78

Nomenclatura

$f(t)$	Función Continua.
$f[n]$	Función Discreta.
$C(a,b)$	Coeficientes de Análisis de Fourier Continua.
$C[i,j]$	Coeficientes de Análisis de Fourier Discreta.
\in	Símbolo para “pertenece a”.
I	Matriz Identidad.
$N(\mu, \sigma^2)$	Ruido blanco gaussiano de media μ y varianza σ^2 .
$\int_{\mathbb{R}} s^2(x) dx$	Energía de la Señal Continua $s(x)$.
$\sum_z s^2[n]$	Energía de la Señal Discreta $s[n]$.
$\langle x[n] \rangle$	Valor medio de la Señal Discreta $x[n]$.
(1.1)	Ecuación.
1.1	Figura.
[1]	Referencia bibliográfica.

Acrónimos utilizados

A/D	Análogo a Digital.
PC	Computadora Personal.
FT	Transformada de Fourier.
FFT	Transformada Rápida de Fourier.
STFT	Transformada de Fourier dependiente del tiempo.
FIR	Filtro de respuesta al impulso de duración finita.
IIR	Filtro de respuesta al impulso de duración infinita.
SNR	Relación Señal-Ruido.
dB	Decibel.
Hz	Hertz.
ECV	Enfermedades Cardiovasculares.
ECG	Señal Electrocardiográfica.
PCG	Señal Fonocardiográfica.
QSR	Complejo QRS del ECG.
S_1	Primer Sonido del Corazón.
S_2	Segundo Sonido del corazón.
S_3	Tercer Sonido del Corazón.
S_4	Cuarto Sonido del Corazón.
AV	Aurículo-ventricular.
SA	Nodo sinoauricular.

Capítulo 1

Introducción

1.1 Preámbulo

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) constituyen en la actualidad una de las principales causas de muerte en el mundo. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en 1999, una de cada tres muertes en el mundo fue causada por las ECV [1]. Por otro lado, de lograrse una detección oportuna y un control adecuado de dichas patologías, estas estadísticas pueden ser menos alarmantes y mejorarse la calidad de vida de personas con ECV.

El diagnóstico y tratamiento de las condiciones del corazón se ha beneficiado grandemente de los avances tecnológicos logrados en los últimos años; se cuenta con equipos especializados como las radiografías de rayos X digitales, las tomografías computarizadas, las imágenes de resonancia magnética y las técnicas de ultrasonido. Mientras que las técnicas básicas como la auscultación (escuchar los sonidos producidos por el corazón) han sido reducidas en su utilidad debido a los recientes avances en la tecnología, la auscultación cardiaca está recibiendo menos énfasis en la enseñanza y en la práctica. Aunque directivos de los centros de entrenamiento médico y sus estudiantes generalmente consideran que la auscultación cardiaca es una habilidad que los médicos deben dominar, parece ser una creencia extendida que esta habilidad es de importancia secundaria porque la misma información es asequible prontamente a través de los más nuevos medios tecnológicos [2, 3]. Algunos consideran que esto llevará inevitablemente a una práctica y enseñanza pobre de esta técnica en todos los niveles de entrenamiento. Por otro lado, la auscultación sigue siendo aún la primera herramienta que se emplea para evaluar el estado funcional del corazón, y el primer indicador utilizado para remitir el paciente al especialista, porque muchas condiciones patológicas del sistema cardiovascular se reflejan en los sonidos y soplos cardíacos generados antes de manifestarse en otras

señales como el ECG [14]. La auscultación tiene las ventajas por encima de otras pruebas en que es muy fácil de realizar, no es invasiva, es barata y requiere de poco tiempo. No obstante a pesar de su fácil manejo, la auscultación es completamente subjetiva, y la cantidad de información que se puede obtener escuchando los sonidos cardíacos depende en gran medida de la pericia, experiencia y agudeza del oído del médico. Así, distintos médicos pueden oír los mismos sonidos de forma diferente, y quizás interpretarlos de distinto modo. Además, la auscultación aún posee problemas sin resolver, incluso la controversia sobre el origen de los sonidos del corazón, falta de técnicas cuantitativas para el análisis de ellos y la contaminación producida por ruidos. Aunque ha aumentado el entendimiento acerca del corazón, existe aún mucho por aprender sobre él, y siguen siendo comunes las enfermedades que continúan afligiendo a un gran porcentaje de la población.

La fonocardiografía (o PCG por sus siglas en inglés), que es el registro de las señales acústicas generadas por el corazón, permanece en una fase de desarrollo evolutiva con la necesidad de superar los problemas anteriormente mencionados para facilitar su uso como una herramienta tecnológica de diagnóstico médico de rutina. Debido a que el origen de los sonidos del corazón no se conoce en su totalidad, las conclusiones de una patología no pueden ser basadas únicamente en la auscultación. La auscultación es uno de los métodos clínicos más valiosos para el diagnóstico de las enfermedades del corazón, especialmente para el de las afecciones valvulares que pueden ser reconocidas por su mediación, antes de que hayan producido modificaciones en la forma y tamaño del músculo cardíaco o del electrocardiograma (ECG). La fonocardiografía presenta muchas ventajas por encima de la auscultación tradicional entre ellas que puede ser repetida para analizarla, cronometrarla y procesar la información de diferentes maneras que pueden revelar información oculta.

La fonocardiografía no ha progresado tan rápidamente como otros métodos de diagnóstico por la falta de estandarización y normalización en el equipo, y problemas en la grabación de los sonidos del corazón; además del conocimiento incompleto que se tiene de los mecanismos del corazón y la complejidad del patrón de la señal en el PCG. Hay muchas fuentes de ruido que pueden contaminar el PCG en el que se incluye: ruido muscular torácico (miográfico), ruidos del intestino (peristáltico), ruidos respiratorios, ruidos provocados por los sonidos del corazón del feto si la paciente está embarazada, ruido

causado por el contacto con el equipo de medición (instrumentación) y ruido ambiental. Así el problema de la remoción del ruido en el PCG es muy importante para el desarrollo de la fonocardiografía como una herramienta clínica de amplio uso. Considerando las limitaciones del oído humano y de los dispositivos diseñados para superar estas limitaciones se han realizado varias versiones del estetoscopio y la fonocardiografía, y en este trabajo de investigación se hace una aportación en este sentido, que consiste en la captura y despliegue de un electrocardiograma y fonocardiogramas multi-sitio.

1.2 Organización de la Tesis

En el Capítulo 2 se hace la introducción a los antecedentes históricos de la investigación de tesis (método de auscultación) y se da información de referencia sobre el funcionamiento del corazón. En el Capítulo 3 se da una argumentación sobre las desventajas de la auscultación tradicional, nuestro sistema de fonocardiografía, el grabado del PCG, las ondas componentes del ECG, información sobre la instrumentación, procedimientos de obtención de datos, y los métodos de adquisición de señales. En el Capítulo 4 se analizan los resultados de las diferentes mediciones que se realizaron para sustentar nuestra investigación; después de que el PCG ha sido filtrado, este capítulo presenta el desarrollo de la investigación así como los resultados que obtuvimos. En el Capítulo 5 se resumen los resultados, se presentan las conclusiones y las recomendaciones de futuras investigaciones.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1 Breve Descripción del Corazón

El corazón es un músculo hueco con vasos sanguíneos que entran y salen de él. Está situado entre los pulmones a la izquierda del tórax, apoyado sobre el diafragma y el esternón. La masa muscular que lo constituye recibe el nombre de miocardio, tejido de tipo cardíaco, que se caracteriza por no estar sometido a la voluntad, sino que funciona de manera automática.

El corazón está dividido en cuatro cámaras, dos aurículas y dos ventrículos. Las aurículas izquierda y derecha son las cámaras superiores que reciben el flujo de sangre de las venas. Los ventrículos derecho e izquierdo son las cámaras bajas que bombean la sangre a las arterias que se distribuyen a lo largo del cuerpo. Cada aurícula comunica con el ventrículo correspondiente, a través de los orificios aurículo-ventriculares (AV) en donde existen válvulas (válvulas tricúspide y mitral) destinadas a impedir el retroceso de la sangre a la aurícula cuando el ventrículo se contrae. A la salida de los ventrículos, en los orificios arteriales aórtico y pulmonar, hay válvulas en forma de nido de paloma (válvulas sigmoides) destinadas a impedir el reflujo de la sangre en la cavidad. En general, las arterias llevan sangre pura a los tejidos y las venas traen sangre cargada con productos de eliminación; sin embargo, la arteria pulmonar, aunque va del corazón al pulmón, lleva sangre impura y las venas pulmonares traen sangre pura. De los ventrículos se derivan las arterias, y a las aurículas llegan las venas. Unas paredes musculares gruesas separan la parte derecha e izquierda del corazón, que actúan como dos corazones coordinados: la parte izquierda para la sangre arterial (rica en oxígeno), y la derecha para la venosa (pobre en oxígeno).

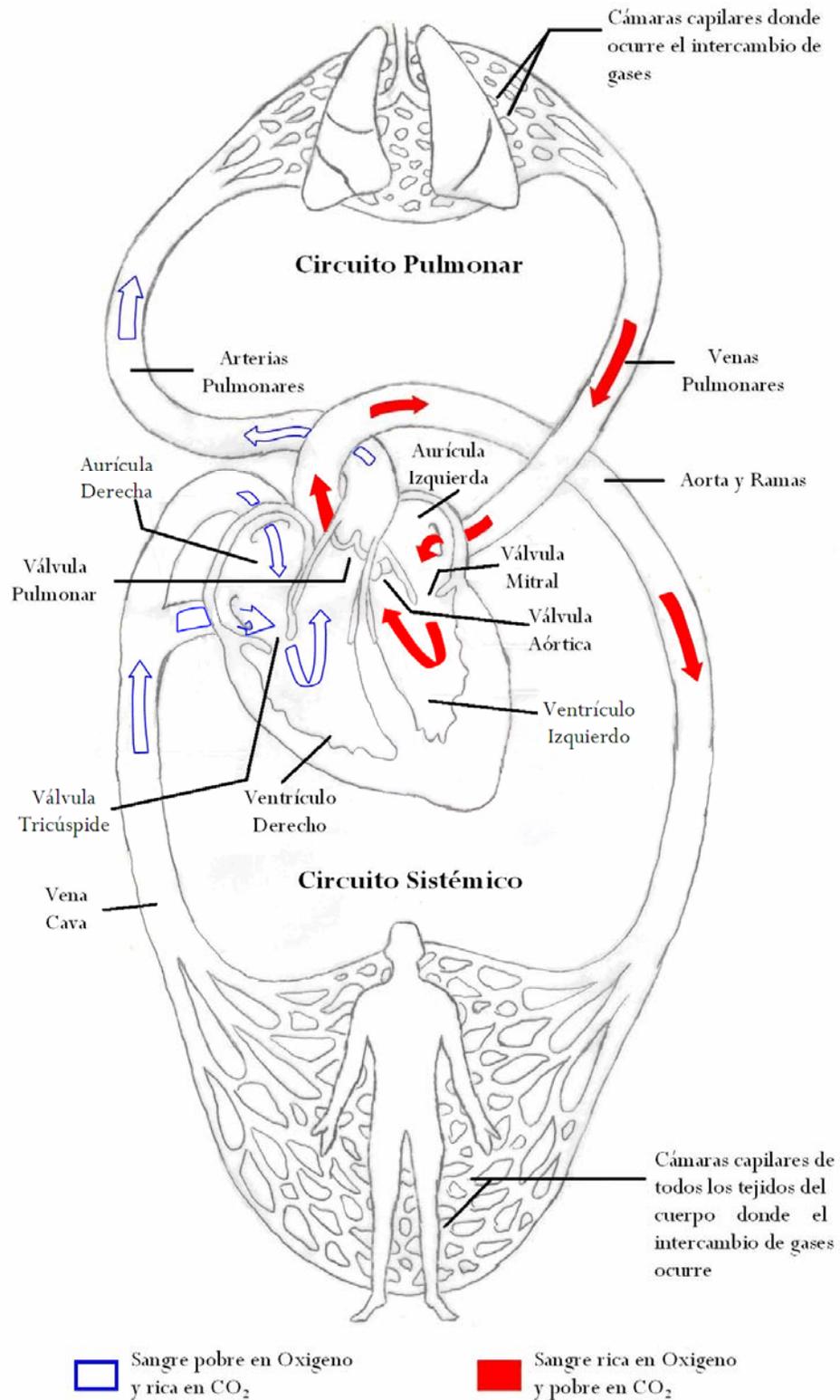


Figura 2.1. Este diagrama muestra los circuitos sistémicos y pulmonares donde el lado izquierdo del corazón actúa como una bomba para el sistema completo y el lado derecho del corazón es la bomba para el sistema pulmonar.

La figura 2.1 muestra los circuitos sistémicos y pulmonares. La sangre con falta de oxígeno y con anhídrido carbónico, proveniente del cuerpo (de la circulación general) se transporta a la aurícula derecha del corazón a través de las dos venas cavas, superior e inferior. Atraviesa entonces la válvula tricúspide en el ventrículo derecho, que previene el flujo de sangre hacia atrás del corazón y que abre fácilmente en la dirección del flujo de sangre pero se cierra cuando la sangre hace algún intento por fluir en otra dirección. El ventrículo derecho bombea la sangre a través de la válvula pulmonar hacia la arteria pulmonar que conecta a los pulmones. En los pulmones se realiza el intercambio de gases donde expulsan el anhídrido carbónico y transfieren oxígeno a la sangre (glóbulos rojos). La sangre se dirige entonces a través de las venas pulmonares a la aurícula izquierda donde atraviesa la válvula mitral (o bicúspide) y llega al ventrículo izquierdo. Finalmente, el ventrículo izquierdo bombea la sangre rica de oxígeno a través de la válvula aórtica, a la aorta, la arteria más grande. La sangre es entonces distribuida a lo largo del cuerpo por la red de vasos sanguíneos. Después del viaje por el organismo, la sangre queda sin oxígeno y es enviada de nuevo al corazón para que éste la bombee a los pulmones con el fin de recoger más oxígeno. Así se completa el ciclo.

Los latidos cardiacos se originan en una pequeña área llamada nodo sinoauricular (SA), en la pared de la aurícula derecha. Este nódulo se llama marcapaso del corazón, y origina la contracción del miocardio. En ambos lados del corazón las contracciones son simultáneas, produciendo un latido del corazón. Para impulsar la sangre por los vasos sanguíneos el corazón se contrae y se relaja rítmicamente. El ciclo cardíaco o eventos de un solo latido del corazón tienen dos fases: diástole y sístole. La diástole es la fase de relajación muscular, en la que se pueden distinguir dos etapas: una de relajación y otra de succión para arrastrar la sangre hasta el interior, y la sístole es donde las cámaras se contraen para bombear sangre. Durante la diástole ventricular se produce la sístole auricular y viceversa. Por lo tanto, mientras la aurícula se contrae y se vacía, el ventrículo está recibiendo esta sangre. En cambio, cuando el ventrículo se está contrayendo (sístole), las aurículas están en diástole (se están llenando). Éste proceso se puede resumir en las siguientes etapas:

- 1 La aurícula se encuentra en diástole (relajación) y recibe la sangre que viene por las venas hasta llenarse.

- 2 Se produce la sístole (contracción) auricular que envía la sangre al ventrículo a través de las válvulas aurículo-ventriculares (AV) válvulas tricúspide y mitral. Esta contracción no es muy enérgica, porque la sangre pasa al ventrículo, que está muy cerca.
- 3 Una vez lleno el ventrículo, se contrae a su vez. Esta sístole (contracción) impulsa la sangre hacia la arteria, cuyas válvulas están abiertas. La sangre no puede retroceder a la aurícula porque las válvulas AV se cierran. Esta contracción es muy enérgica, porque el ventrículo izquierdo debe impulsar la sangre a todo el cuerpo.
- 4 Una vez en la arteria, la sangre no puede retroceder al ventrículo, porque se cierran las válvulas sigmoideas.
- 5 Terminada la sístole ventricular, se inicia la diástole (relajación) general del corazón.

El ciclo completo -con una duración aproximada de 0.8 segundos- se puede dividir, en términos generales, en tres períodos. El primero, donde se contraen las aurículas; el segundo, donde se produce la contracción de los ventrículos; y el tercero, en que las aurículas y los ventrículos permanecen en reposo. Para propósitos prácticos, un latido del corazón se define como una pulsación completa del corazón, y así, el término se usará para referirse a un ciclo completo del corazón.

El número de pulsaciones por minuto (frecuencia) varía en el organismo en distintas condiciones de desarrollo o funcionales. La frecuencia, como la fuerza de la sístole cardiaca, varía según las necesidades del organismo. Los latidos del corazón son rítmicos, es decir, acompasados y regulares. En los adultos el número de latidos normales son 70 por minuto, y en los niños 150 veces por minuto.

El sonido del corazón es un fenómeno acústico que es producido por las acciones mecánicas del mismo, las cuales hemos explicado en esta sección. La auscultación puede definirse como escuchar los sonidos del corazón y debido a que muchas condiciones patológicas del mismo producen murmullos y sonidos anormales, podemos utilizar esta información para logra una detección de las ECV.

2.2 Auscultación del Corazón

La auscultación del corazón puede definirse como escuchar los sonidos y vibraciones en la superficie del cuerpo que son producidas por las contracciones del músculo cardíaco, el movimiento de la sangre a través de las venas, de las arterias, y el movimiento de las válvulas del mismo. La forma usual de interpretar los sonidos del corazón es aquella en la que el médico escucha el corazón del paciente y hace una descripción de lo que percibe. Este método se basa en el uso del estetoscopio acústico tradicional y encuentra los siguientes inconvenientes:

1. La clasificación de los hallazgos por auscultación depende fuertemente de la capacidad auditiva, entrenamiento y experiencia del médico.
2. La respuesta acústica de los estetoscopios comerciales puede no ser de alta fidelidad.
3. La falta de documentación objetiva de la auscultación.
4. La imposibilidad de enviar el registro a otro profesional para efectuar una segunda opinión médica o dictar una clase a distancia sobre la interpretación de sonidos cardíacos.
5. La falta de un registro adecuado, situación que genera, entre otras, problemáticas de índole legal.
6. La imposibilidad de evaluar la evolución auscultatoria de un paciente por falta de un registro gráfico que permita su análisis comparativo.

Por otro lado, a las grabaciones gráficas del corazón se les llama fonocardiograma (PCG), y un micrófono capta los sonidos del corazón que entonces son grabados por algún dispositivo. La fonocardiografía, además de registrar sonidos que el oído es incapaz de captar, sirve para el análisis detallado de los sonidos que se producen en el corazón, pudiendo cuantificar la intensidad, tono, duración y situación de los eventos dentro del ciclo cardíaco.

Entre las patologías cardíacas que pueden ser detectadas a través del PCG se encuentran: estudio de cardiopatías congénitas, seguimiento de pacientes portadores de prótesis valvulares cardíacas, detección de estenosis mitral, regurgitación mitral, estenosis aórtica, estenosis pulmonar, insuficiencia valvular mitral, entre otras. [13].

2.3 Sonidos del Corazón

Hay cuatro sonidos del corazón: S_1 , a S_4 . El sonido S_1 , da comienzo a la sístole y el S_2 , a la diástole. Al contraerse los ventrículos, aumenta la presión en su interior y se cierran las válvulas AV, originándose el primer sonido cardíaco (S_1) que está formado por la contribución de la válvula mitral (M_1) y tricúspide (T_1). La actividad del corazón izquierdo antecede ligeramente la del derecho. El componente mitral es más intenso que el tricúspide. Habitualmente se escucha un solo sonido, pero auscultando en el borde esternal izquierdo bajo, en algunos casos se logra identificar un desdoblamiento.

Inmediatamente después del primer sonido, al seguir aumentando la presión dentro de los ventrículos en el transcurso de la sístole, se abren las válvulas sigmoides aórtica y pulmonar, y normalmente, esta apertura no debiera producir sonidos. Una vez que terminan de vaciarse los ventrículos, su presión interior cae y se cierran las válvulas sigmoides, originándose el segundo sonido cardíaco (S_2). Este sonido tiene normalmente dos componentes: el cierre de la válvula aórtica (A_2), que es de mayor intensidad, y de la válvula pulmonar (P_2), que tiene un sonido más débil; en ciertas condiciones se puede auscultar un desdoblamiento del segundo sonido. Después del segundo sonido, la presión dentro de los ventrículos sigue cayendo y se abren las válvulas AV; en condiciones normales no produce sonidos. Tanto la apertura como el cierre de las válvulas dependen de los gradientes de presión que se van generando.

Cuando se escucha con un estetoscopio un corazón normal, se puede oír un sonido habitualmente descrito como lub, dub. El lub se asocia con el cierre de las válvulas AV al comienzo de la sístole, y el dub con el cierre de las válvulas sigmoides al final de la sístole. El sonido lub se denomina primer tono cardíaco y el dub, segundo tono cardíaco, ya que se considera que el ciclo normal de bombeo del corazón comienza al inicio de la sístole cuando se cierran las válvulas AV. De esta forma, al auscultar el corazón se escucha: lub-dub, lub-dub, lub-dub.

Otros sonidos que se pueden auscultar son el tercer y cuarto sonidos (S_3 y S_4), que no siempre están presentes. El tercer sonido (S_3) es producido por vibraciones que se generan al comienzo del llene ventricular, cuando la sangre entra desde las aurículas; se ausculta después del segundo sonido, al comenzar la diástole. El cuarto sonido (S_4), se atribuye a vibraciones que se generan por la contracción de las aurículas al final de la

diástole; se ausculta inmediatamente antes del primer sonido. En la figura 2.2 se muestra un esquema donde se indican las acciones mecánicas, a la vez que se grafican la señal eléctrica del corazón ECG y la grabación de los cuatro sonidos del corazón (PCG). La Tabla 2.1 presenta algunas características básicas de los cuatro sonidos del corazón.

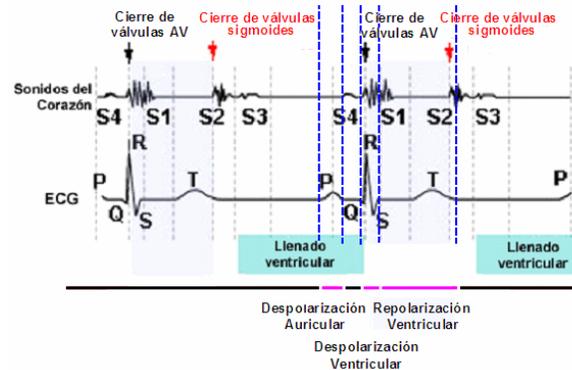


Figura 2.2. Esquema de los trazos del PCG y el ECG donde se observa la relación entre las acciones mecánicas y eléctricas del corazón.

Tabla 2.1. Características de los cuatro sonidos básicos del corazón.

Sonidos del Corazón	Duración en Segundos	Rango de Frecuencias (Hz) [4]	Rango de Frecuencias (Hz) [5]
Primer Sonido	0.1-0.12	20-150 Hz	30-45 Hz
Segundo Sonido	0.08-0.14	50-600 Hz	50-70 Hz
Tercer Sonido	0.04-0.05	20-50 Hz	Menor a 30 Hz
Cuarto Sonido	0.04-0.05	Menor a 25 Hz	Menor a 20 Hz

2.3.1 Primer Sonido del Corazón

El primer sonido del corazón (S_1) coincide con el comienzo del latido. Ocurre al inicio de la contracción ventricular cuando la válvula mitral y la tricúspide están cerradas. Se identifica como el sonido que da comienzo a la sístole, al final de la diástole que es más larga. Habitualmente se escucha como un sonido único, pero en ocasiones se percibe desdoblado, especialmente en el foco tricúspide, en inspiración profunda. En el ápex, S_1 se escucha más intenso que S_2 ; en cambio en la base del corazón, S_2 se escucha más intenso.

S_1 está compuesto de dos componentes principales de alta frecuencia que pueden oírse (M_1 y T_1), que corresponden al cierre de las válvulas mitral y tricúspide.

Habitualmente el componente mitral y tricúspide del S_1 se escucha al unísono. El cierre de la válvula mitral (M_1) es el primer componente audible de S_1 . Normalmente ocurre antes del cierre de la válvula tricúspide (T_1) y tiene un poco más de intensidad y frecuencia que T_1 . El componente mitral se oye mejor en el ápex con el diafragma presionado firmemente. El cierre tricúspide (T_1) es el segundo componente de S_1 . Es de menor intensidad, y puede ser audible sólo en el borde izquierdo del esternón. Es de alta frecuencia y por lo tanto se escucha mejor con diafragma.

Además de los componentes principales existen un tercer componente de sonidos S_1 , que no son de gran intensidad. El tercer componente ocurre cuando la válvula aórtica abre y esto es causado por la aceleración súbita de sangre en la aorta. El cuarto componente ocurre por la turbulencia debido al flujo rápido de la sangre a través de la aorta. La parte derecha del corazón no contribuye significativamente a la generación del primer sonido del corazón.

La causa del primer sonido cardiaco es la oscilación de las válvulas tensas inmediatamente después del cierre junto con la de la sangre adyacente, las paredes del corazón y los principales vasos alrededor del mismo. Esto es, en la generación del primer sonido cardiaco, la contracción de los ventrículos produce inicialmente una reverberación súbita de la sangre contra las válvulas AV, haciendo que se cierren y se abomben hacia las aurículas hasta que las cuerdas tendinosas detienen bruscamente este abombamiento. El estiramiento de las cuerdas tendinosas y de las válvulas produce, a continuación, una reverberación de la sangre para rebotar de nuevo hacia delante en cada ventrículo respectivo. Esto hace oscilar la sangre, las paredes ventriculares y las propias válvulas tensas causan una perturbación oscilante. Las oscilaciones viajan entonces a través de los tejidos adyacentes hasta la pared torácica, donde pueden oírse como un ruido con el estetoscopio.

2.3.2 Segundo Sonido del Corazón

El segundo sonido del corazón (S_2) ocurre al final de la sístole ventricular y el inicio de la relajación ventricular, después del cierre de la aorta y la válvula pulmonar. S_2

usualmente posee componentes de mayor frecuencia que S_1 y es generalmente más corto en duración que S_1 .

S_2 está constituido de dos componentes de alta frecuencia, el componente aórtico (A_2 , es el más importante, y se escucha en todos los focos) y el componente pulmonar (P_2 , y se ausculta en el 2do. o 3er. espacio intercostal izquierdo), que pueden ser causados cuando las hojillas de la aorta y la válvula pulmonar se detienen al final del cierre. S_2 es provocado cuando la sangre reduce la velocidad y el flujo es invertido en la aorta y las arterias pulmonares.

El segundo sonido cardiaco se produce por el cierre súbito de las válvulas sigmoides. Cuando estas se cierran, se abomban hacia atrás, hacia los ventrículos, y su estiramiento elástico hace retroceder la sangre hacia las arterias, lo que causa un corto periodo de reverberación de la sangre hacia atrás y hacia delante entre las paredes de las arterias y las válvulas sigmoides, así como entre las válvulas y las paredes ventriculares. Las oscilaciones generadas en las paredes arteriales se transmiten principalmente a lo largo de las arterias. Cuando las oscilaciones de los vasos o ventrículos toman contacto con una tabla sonora, como la pared torácica, crean un sonido que puede oírse.

2.3.3 Tercer y Cuarto Sonidos del Corazón

El tercer (S_3) y cuarto (S_4) sonido del corazón pueden estar o no presentes. Su interpretación, como fenómeno normal o patológico, depende del contexto global. En ocasiones, puede percibirse un tercer sonido cardiaco débil y ahogado al comienzo del tercio medio de la diástole. Una explicación lógica pero no aprobada de este tono es la oscilación de la sangre de un lado a otro entre las paredes de los ventrículos, iniciada por el ingreso de la sangre desde las aurículas. Esto es análogo a la corriente de agua desde un grifo hasta una bolsa, la entrada de agua retumba de acá para allá entre las paredes del recipiente provocando oscilaciones en las mismas. Se piensa que el motivo de que este tercer sonido cardiaco no aparezca hasta el tercio medio de la diástole es que al principio de esta los ventrículos no están lo suficientemente llenos para crear incluso la pequeña tensión elástica necesaria para la reverberación. La frecuencia de este sonido suele ser tan baja que el oído no puede escucharlo; aunque, a menudo se puede registrar con el PCG.

Comparado con los dos primeros sonidos del corazón, el tercer sonido del corazón es bastante débil (es un sonido de baja frecuencia e intensidad). Dura de 0.04 a 0.08 segundos y ocurre aproximadamente de 0.12-0.16 segundos después de S₂. El S₃ es normal en niños y en menores de 30 años (en pacientes jóvenes debido a lo delgado de la piel en el pecho, y es raro después de los 40 años), pero puede llegar a ser un indicador patológico de falla ventricular si se oye en pacientes mayores de 40 años de edad.

El S₄ en algunas personas, puede detectarse con el PCG, aunque casi nunca puede oírse con el estetoscopio debido a su baja frecuencia (habitualmente 20 Hz ó menos) que se escucha justo antes del primer sonido cardíaco (es producido en la parte final de la diástole cuando se llena el ventrículo como resultado de la contracción de la aurícula). Tiene una duración de 0.04 a 0.08 segundos y puede escucharse en personas delgadas y simpaticotónicas. Un S₄ audible es evidencia de una anomalía cardíaca (es considerado un indicador clínico de hipertrofia ventricular izquierda y/o enfermedad de la arteria coronaria).

2.4 Actividad Eléctrica del Corazón

El sistema de conducción cardíaco está compuesto de células cardíacas que no se contraen pero están especializadas para generar señales eléctricas las cuales son conducidas a través del corazón para producir el latido regular. Estas células tienen la propiedad de ser excitables eléctricamente, produciéndose un flujo de iones a través de su membrana que genera un potencial eléctrico variable entre el interior y el exterior (potencial de acción de la célula). En este proceso de excitación, la membrana celular cambia de polaridad (se despolariza). Cuando una célula del músculo cardíaco se excita eléctricamente se produce un efecto de propagación, excitando a las células de las regiones adyacentes. Esto permite al miocardio despolarizarse y contraerse en una forma ordenada de las aurículas a los ventrículos.

La señal electrocardiográfica (ECG) está asociada a la actividad eléctrica del músculo cardíaco y presenta un comportamiento repetitivo unido a cada recurrencia de los latidos cardíacos. Cada recurrencia o ciclo de la señal consta de distintas ondas en una secuencia determinada. Cada onda o grupo de estas, representa a una de las distintas fases del latido cardíaco y se denota por una letra del alfabeto (P, Q, R, S, T).

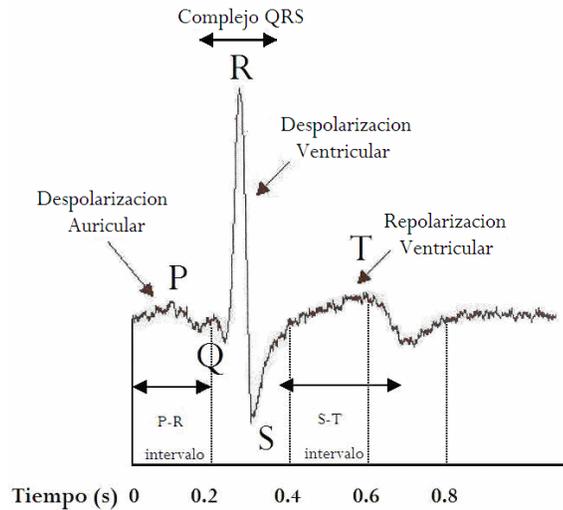


Figura 2.3. Se muestra la forma de un electrocardiograma, las tres desviaciones de onda y los intervalos.

La figura 2.3 muestra una señal ECG típica correspondiente a un latido cardiaco. Durante la despolarización y repolarización miocárdica, aparecen diversas ondas que forman el patrón del ECG. Las distancias entre ondas se denominan segmentos o intervalos. El ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos o segmentos:

- a) Complejo QRS. Es resultado de la despolarización ventricular e inicia antes de las contracciones ventriculares. Su forma procede de la diferencia del tamaño de los dos ventrículos y el tiempo necesario de cada ventrículo para despolarizarse. El complejo QRS normalmente dura alrededor de 0.08 segundos. La configuración y longitud del complejo QRS no es afectado por la fuerza de contracción o frecuencia cardiaca del corazón.
- b) Onda P. La primera onda es pequeña y es conocida como la onda P, con una duración aproximada de 0.08 segundos. Es causada por los movimientos de la onda de despolarización del nodo SA y representa la despolarización de ambas aurículas. Un aumento del voltaje o de la duración de esta onda indica una anomalía cardiaca.
- c) Onda T. Corresponde a la repolarización ventricular, la onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice, la pendiente de su rama inicial es más suave que la de su rama terminal, apareciendo al final del segmento

ST que dura aproximadamente 0.16 segundos. Las anomalías de esta onda puede indicar enfermedades cardiacas primarias, aunque hay casos de personas sanas con las mismas anomalías. Debido a que la repolarización es más lenta que la despolarización, la onda T está más extendida que el complejo QRS y tiene una amplitud menor.

- d) Intervalo PR. Es el período de inactividad eléctrica, corresponde al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo AV. Su duración debe estar comprendida entre 0.120 y 0.210 segundos, dependiendo de la frecuencia cardiaca.
- e) Intervalo ST. Es el intervalo entre el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T. Representa el tiempo durante el que los ventrículos permanecen en estado activo y puede iniciarse la repolarización ventricular. Normalmente el intervalo ST es isoeléctrico, aunque puede estar también ligeramente desviado.
- f) Intervalo QT. El intervalo QT corresponde al intervalo de tiempo entre el inicio del complejo QRS y el final de la onda T y representa la despolarización ventricular. Su duración está comprendida entre los 0.320 y 0.400 segundos.

La señal ECG generalmente no se encuentra en condiciones ideales sino que aparece contaminada por ruidos de distintos tipos. Los más comunes son los artefactos de movimiento y las interferencias eléctricas causadas por el entorno. Los artefactos de movimiento pueden manifestarse como variaciones en la línea de base debidas a: artefactos inducidos por la respiración, desplazamiento de los electrodos en su contacto con la piel y ruido muscular. Estos pueden minimizarse con una preparación adecuada de la piel y de las conexiones de los electrodos. Desde el punto de vista del procesado de señales, hay que tener en cuenta el contenido frecuencial del ECG. El ancho de banda de la señal electrocardiográfica es aproximadamente de unos 125Hz, con la distribución espectral mostrada en la figura 2.4.

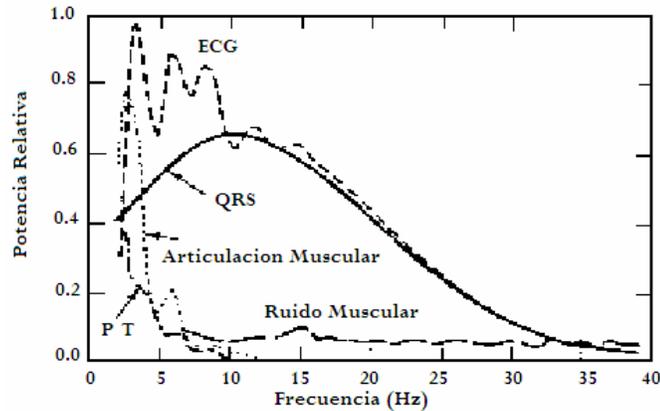


Figura 2.4. Distribución frecuencial de las distintas componentes de un electrocardiograma normal. Se puede observar como las componentes por encima de los 35 Hz no son muy significativas. El ruido muscular se puede aproximar a ruido blanco, ya que su espectro es prácticamente plano [10].

2.5 Alcance de la Tesis y Justificación de la Investigación

Las ECV constituyen en la actualidad una de las principales causas de muerte [1]. Pero si se logra una detección oportuna y un control adecuado de dichas patologías, estas estadísticas pueden ser menos alarmantes y mejorarse la calidad de vida en los pacientes. La detección de ECV puede lograrse con la auscultación de los sonidos del corazón.

Pero un largo y paciente entrenamiento del oído y un perfecto conocimiento de la dinámica cardíaca son absolutamente necesarios para que la auscultación conduzca a conclusiones patógenas fundamentales y utilizables.

Además existen algunos inconvenientes que presenta la auscultación como son la falta de documentación objetiva de la auscultación, la imposibilidad de enviar el registro a otro profesional para efectuar una segunda opinión médica o su uso en telemedicina. Esto puede ser subsanado a través de la utilización de la fonocardiografía

Los PCG son una herramienta importante en el campo de la cardiología, ya que muchas condiciones patológicas del sistema cardiovascular se reflejan en los sonidos y soplos cardíacos generados antes de manifestarse en otras señales como el ECG [14]. No son muy invasivos, no provocan trauma al paciente, son rápidos, baratos y pueden guardarse para usos futuros. Sin embargo, los PCG no son ampliamente usados, y ello pudiera deberse a varias razones incluso la falta de estandarización de equipo y

procedimientos y problemas con el ruido. La remoción del ruido es muy importante para el desarrollo de la fonocardiografía como una herramienta clínica de amplio uso. En esta tesis se propone un instrumento que puede potenciar la utilidad de la auscultación con estetoscopio y fonocardiografía. Se realiza la captura de las señales PCG y ECG de manera simultánea y se utilizan comandos para el filtrado de las señales. Y una vez que se obtiene una señal limpia se representa la información gráficamente y por medio del diseño de una interfase gráfica (“GUI” por sus siglas en inglés) se pueden señalar puntos (o ventanas) de interés de forma visual, y seleccionar operaciones de un banco disponible, que posibilita analizar y diferenciar patrones en las señales fácilmente.

Capítulo 3

Métodos para la Adquisición de datos y Procesamiento de Señales ECG y PCG

3.1 Sistemas de Fonocardiografía y ECG

3.1.1 Planteamiento del Sistema de Fonocardiografía

El sistema de fonocardiografía que se ha desarrollado emplea tres estetoscopios electrónicos (EE) que capturan las señales con un osciloscopio digital y hace uso de la computadora personal para su procesamiento y despliegado. El sistema tiene la capacidad de grabar los sonidos simultáneamente con la señal eléctrica del corazón. El ECG es sensado con electrodos de pinza muñeca/pierna con el amplificador ECG1WT Ramsey ECG monitor. El sensado del PCG se realiza a través de un micrófono electreto con el amplificador cardionics E-Scope II electronic stethoscope, las señales se acoplan y se digitaliza la información a través del osciloscopio digital Tektronix TDS 460A de cuatro canales, con un ancho de banda de 400 Mhz y una velocidad de muestreo 100MS/s. El procedimiento para obtener el PCG y ECG de un paciente es representado por el diagrama de bloques de la figura 3.1. La señal del ECG, es una composición de voltajes de diferentes áreas del cuerpo, y la señal PCG, es una grabación de los sonidos del corazón, ambas señales son digitalizadas por el convertidor A/D del osciloscopio. Las señales son muestreadas simultáneamente y almacenadas para que las dos puedan usarse posteriormente.

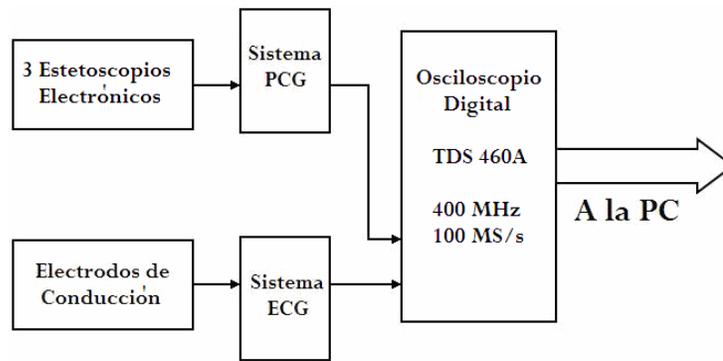


Figura 3.1. Diagrama de bloques ECG-PCG.

La información obtenida a través del osciloscopio se graba en un dispositivo (diskette), para transferir esa información y ser utilizada en la PC. Se utilizaron comandos de MatLab en el procesamiento de la señal; se realizó un análisis de frecuencia para detectar picos de interferencia (para verificar si hay ruido) dentro del ancho de banda de la señal y aplicar métodos de filtrado a través de filtros pasa-bajos elípticos de orden 4, para eliminar el ruido de las señales obtenidas.

Se desarrolló una interfase gráfica para poder realizar la correlación visual entre los eventos eléctricos y mecánicos del corazón. Se realiza el despliegue gráfico de las señales de los PCG y el ECG simultáneamente en la pantalla de la PC, lo que permite repetir las señales cuando sean requeridas por el especialista. Se buscó que fuera un sistema útil en el diagnóstico de patologías cardiacas.

3.1.2 Dispositivos de Captura y Adquisición de la Señal (ECG/PCG)

Los estetoscopios electrónicos Cardionics E-Scope II son usados para obtener la señal de los sonidos del corazón. Estos EE usan un micrófono electreto que requiere corriente muy pequeña; el micrófono opera como un condensador. Los médicos poseen un amplio entrenamiento en el uso del estetoscopio convencional (acústico) y ya que el E-Scope II es muy parecido al estetoscopio convencional pero con funciones adicionales, puede ser usado fácilmente por los médicos. Todos los tipos de micrófonos recogen ruido que puede ser un problema cuando se graban los sonidos del corazón. Una fotografía del E-Scope II puede verse en la figura 3.2.



Figura 3.2. Estetoscopio Electrónico Cardionics II, usado para grabar sonidos del corazón.

La función principal del equipo en esta investigación es la de amplificar (ECG/PCG), capturar y filtrar las señales a través de la utilización de filtros digitales para eliminar el ruido ambiental, biológico y de los artefactos presentes en la captura de la señal. El sistema de adquisición debe de estar protegido para las situaciones y entornos eléctricamente peligrosos, de modo que esté limitada la corriente que puede circular por el paciente. Esto se consigue con un preamplificador de aislamiento que desacopla al paciente del resto del circuito. Los dispositivos empleados brindan seguridad al paciente, según el fabricante.

Se hace el registro de la señal, en forma digital para usarse en una computadora. Para ello y por medio del osciloscopio digital, la señal es convertida en una serie de muestras correspondientes al valor del ECG/PCG en instantes de tiempo igualmente espaciados (período de muestreo). Eligiendo adecuadamente la frecuencia de muestreo (inverso al período de muestreo), estos valores representan a la señal sin pérdida de información. Su digitalización a 8 bits en diferentes escalas permite su almacenamiento en la computadora y su procesamiento. Normalmente se utilizan frecuencias de muestreo entre 200 y 5000 Hz. En cualquier caso es necesario realizar un filtrado analógico previo con una frecuencia de corte menor o igual a la mitad de la frecuencia de muestreo para así evitar problemas de “aliasing”.

3.1.3 Áreas del Pecho para la Grabación y Proceso de Grabado del PCG

Los sonidos se escuchan en determinados puntos del tórax, llamados focos de auscultación. Hay cuatro focos típicos de auscultación válvular del pecho humano donde se realizan grabaciones de fonocardiografía. Las áreas para escuchar los diferentes sonidos cardiacos no se hallan directamente encima de las propias válvulas (no corresponden

exactamente a su proyección anatómica, ya que la propagación de las vibraciones acústicas se hace preferentemente, en los puntos en donde el corazón y los grandes vasos tienen contacto más íntimo con la pared torácica). Estas áreas se indican en esta sección y se muestran en la figura 3.3. Así, la elección del foco de auscultación debe ser basada en razones prácticas.

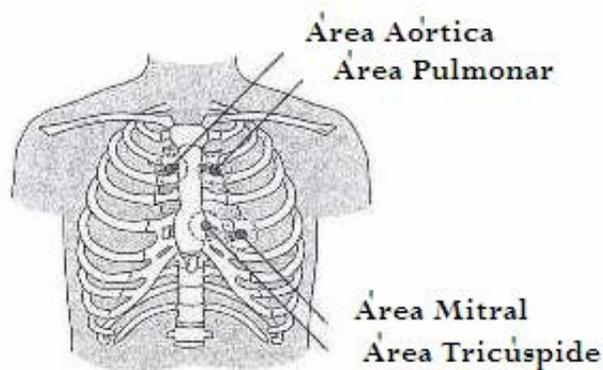


Figura 3.3. Áreas torácicas donde mejor se escucha cada sonido valvular.

- a) Área Aórtica (Área de la Aorta). Los sonidos que mejor se oyen en esta localización son aquellos causados por las anomalías aórticas e irregularidades de una carótida ó de las arterias subclavianas. Esta área inicia en el 2do. espacio intercostal derecho junto al esternón (figura 3.4).

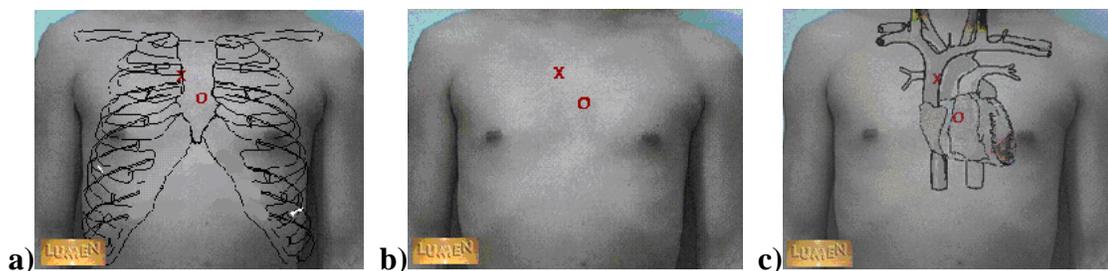


Figura 3.4. Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área aórtica, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.

- b) Área Pulmonar. Esta área es la mejor para escuchar y grabar alguna anomalía presente en las arterias pulmonares. Está localizada entre la segunda y tercer costilla en el 2do. espacio intercostal izquierdo (figura 3.5).

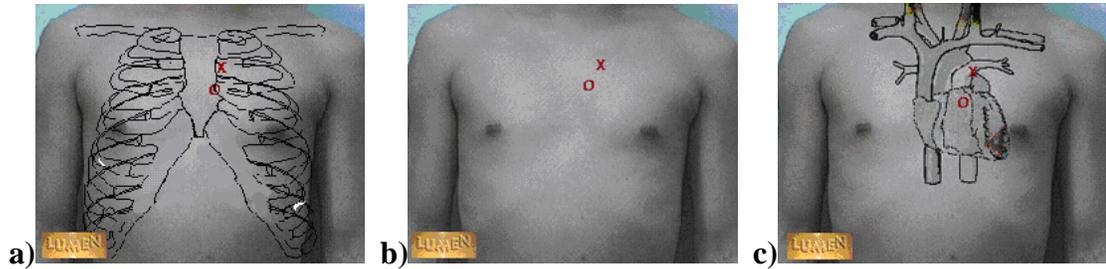


Figura 3.5. Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área pulmonar, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.

- c) Área Tricúspide (Área de la Aurícula Derecha). Esta área es la localización óptima para escuchar y grabar el soplo de insuficiencia tricúspide. Éste está típicamente localizado de 1 a 2 cm. a la derecha del esternón en el 6to. espacio intercostal derecho (figura 3.6).

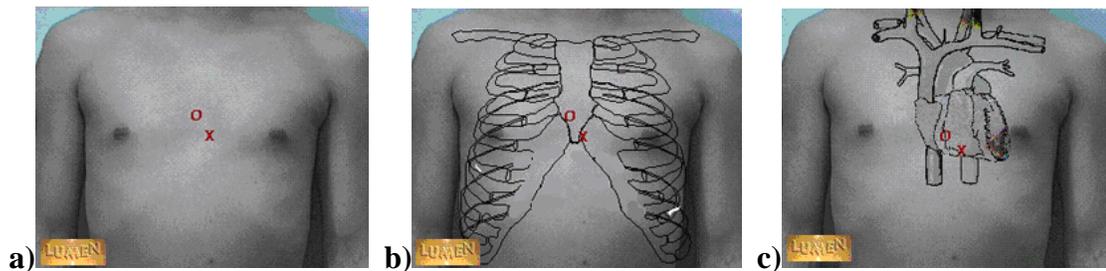


Figura 3.6. Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área tricúspide, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.

- d) Área Mitral (Área de la Aurícula Izquierda). Cuando una insuficiencia mitral se presenta, esta área es el mejor lugar para grabar el soplo característico que este produce. En la punta cardíaca, en el área sobre y a la izquierda del ápice es considerado el Área Mitral ubicado en el 6to. espacio intercostal izquierdo (figura 3.7).

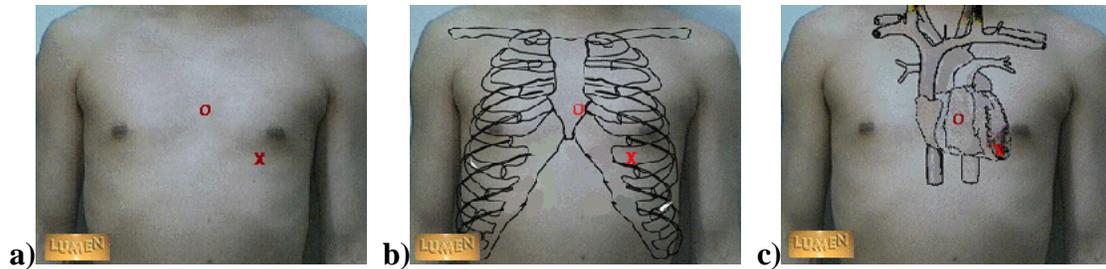


Figura 3.7. Superficies de proyección (O) y los puntos de auscultación (X) para el área mitral, a) Vista anterior de la pared del pecho, b) Relación con las costillas, c) Con el corazón sobrepuesto.

El grabado del PCG se realiza poniendo el EE en el foco de auscultación, se le dice al paciente que debe relajarse y no hablar, que aspire un poco de aire y sostenga la respiración (apnea respiratoria), el PCG es grabado alrededor de 6 segundos usando el sistema de grabación descrito.

3.1.4 Electroodos

Para medir y registrar la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo se necesita un dispositivo sensor de esta variable física. Este transductor está formado por un par de electrodos que convierten la corriente iónica del cuerpo en corrientes eléctricas en un conductor.

Los electrodos pueden clasificarse en polarizables y no polarizables. Los electrodos polarizables se comportan como un condensador, de modo que una corriente constante que fluye por ellos genera un voltaje que se incrementa indefinidamente. Los electrodos no polarizables se comportan como resistencias, de modo que una corriente que fluya por ellos produzca una diferencia de potencial constante entre ellos.

Ninguno de estos tipos de electrodos es realizable físicamente, y los electrodos reales sólo se pueden aproximar a uno u otro tipo de los anteriores descritos. En general los electrodos están formados por una parte metálica, que hace propiamente el electrodo, y de un electrolito que es el que permite realizar la transformación entre iones y electrones al reaccionar con el electrodo. Los electrodos basados en metales nobles se comportan más como electrodos polarizables, y los basados en plata (Ag) y cloruro de plata (AgCl) se comportan más como electrodos no polarizables.

La mayoría de los electrodos consta de una parte adhesiva y una parte conductora. La parte adhesiva suele ser de espuma, papel o material sintético que debe ser hipoalergénico, y la parte metálica es comúnmente de Ag y AgCl. El electrolito suele estar compuesto de una pasta electrolítica inmersa en una esponja húmeda, de modo que garantice un adecuado contacto con la piel y minimice los artefactos* debidos al movimiento. En este estudio se utilizaron los electrodos de pinza muñeca/pierna de (AgCl), figura 3.8.



Figura 3.8. Electros de pinza muñeca/pierna de (AgCl).

3.1.5 Derivaciones

Dependiendo de la posición sobre la superficie del cuerpo del paciente donde se coloquen los electrodos, se tendrán distintas derivaciones o pares de puntos. Las llamadas bipolares son las que se obtienen con el llamado triángulo de Einthoven (figura 3.9 a). Los electrodos se colocan en las extremidades (figura 3.9 b). La Tabla 3.1 muestra las derivaciones bipolares, con la posición de los electrodos.

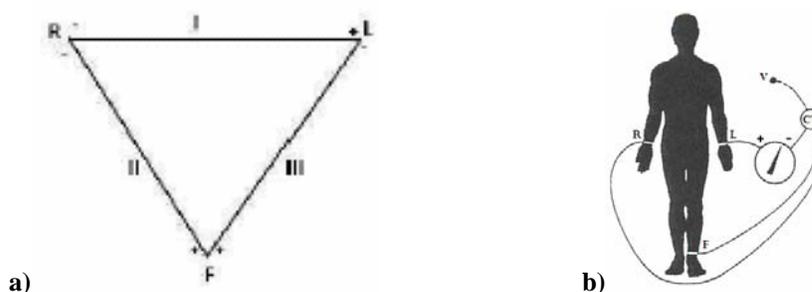


Figura 3.9. a) Triángulo de Einthoven. b) Colocación de los electrodos en las extremidades.

* El término **artefacto**, es utilizado en medicina y procesamiento de datos, para indicar cualquier distorsión percibida y/o cualquier otro error de datos causado por un instrumento de la observación o medición, el cual puede provocar una mala interpretación o resultados erróneos.

Tabla 3.1. Descripción de las principales derivaciones.

Derivación	Posición Electrodo	Nomenclatura
Bipolar	RL, LL, RA, LA	I = LA - RA II = LL - RA III = LL - LA

Una vez establecida la posición de los electrodos, la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo nos da una derivación como forma específica para detectar la señal ECG. Los cardiólogos, a fin de unificar criterios, han estandarizado diferentes tipos de medidas del ECG. A cada posición de medida (par de puntos) se le conoce con el nombre de derivación, y por extensión a la señal ECG registrada entre esos dos puntos se le denomina con el mismo término. La Tabla 3.2 muestra la nomenclatura utilizada y la polaridad resultante de las ondas. Las tres primeras derivaciones normalizadas fueron propuestas por Einthoven en 1913 y se conocen con el nombre de derivaciones bipolares I, II, III. Estas están definidas a partir de los potenciales ubicados en: la pierna derecha (RL), pierna izquierda (LL), brazo derecho (RA) y brazo izquierdo (LA). El punto RL sirve como la referencia de voltaje para el amplificador y las derivaciones están formadas por tres posibles combinaciones de pares de los puntos restantes.

Tabla 3.2. Derivaciones electrocardiográficas y polaridad de las ondas.

Derivación	Onda P	Complejo QRS	Onda T
I	+	+	+
II	+	+	+
III	+/-	+/-	+/-

3.2 Adquisición de la Señal y Procesamiento

En un sistema de procesado de señales típico, la primera etapa consiste en la adquisición de la propia señal. Una vez que la señal es adquirida, ésta todavía no debe utilizarse para el diagnóstico ya que presenta una serie de elementos ajenos a la propia señal debido a varios factores: ruido, interferencia de la red y variaciones de la línea base. Estos elementos deben ser aislados y minimizados para que las siguientes fases

pertenecientes a un proceso de análisis visual ó automático ofrezcan unos resultados con una precisión satisfactoria. Cada uno de estos elementos se puede estudiar por separado. Así, la señal adquirida podrá ser representada como la combinación de todos estos elementos, de la forma descrita:

$$y[n] = x[n] + r[n] + b[n]$$

donde $y[n]$ representa la señal discreta adquirida, $x[n]$ la señal fonocardiográfica real o la señal electrocardiográfica real producida por la actividad cardíaca que se desea registrar, $r[n]$ ruido en general, incluyendo algunos artefactos y la interferencia de la red eléctrica y $b[n]$ las variaciones de la línea base (principalmente en la señal ECG). En todos los casos n representa el índice temporal discreto. El objetivo de los algoritmos de procesamiento es reducir al máximo $r[n]$ y $b[n]$ para que la señal obtenida $y[n]$ sea lo más parecida a la señal real $x[n]$.

3.2.1 Métodos de eliminación de ruido

El ruido es un elemento presente en mayor ó menor medida, en todas las señales reales. En este caso concreto, el ruido presente en las señales PCG y ECG puede ser debido a varios factores: ruido debido al movimiento relativo del contacto electrodo-piel, ruido generado por los propios aparatos electrónicos destinados a la adquisición (ruido térmico o ruido blanco), y ruido debido a señales eléctricas de los músculos (señales miográficas). Lo que provoca que a la señal original se superponga otra señal de cierto nivel que puede enmascarar rasgos significativos que nos interesan. En la figura 3.10 se muestra una señal ECG y PCG que fueron capturadas con el sistema propuesto en este trabajo, y se puede observar un nivel de ruido que permite determinar los rasgos básicos del patrón de la señal.

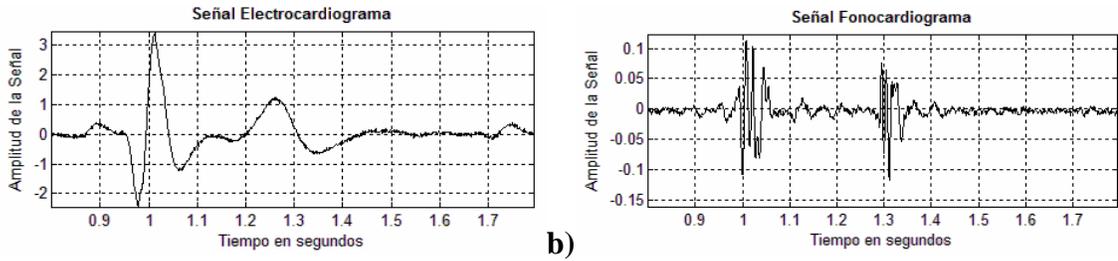


Figura 3.10. a) Señal ECG antes del procesamiento b) Señal PCG antes del procesamiento.

En la figura 3.11 se puede observar el espectro de frecuencia de una señal PCG real y de una señal ECG real, donde se aprecia el contenido frecuencial máximo de estas señales.

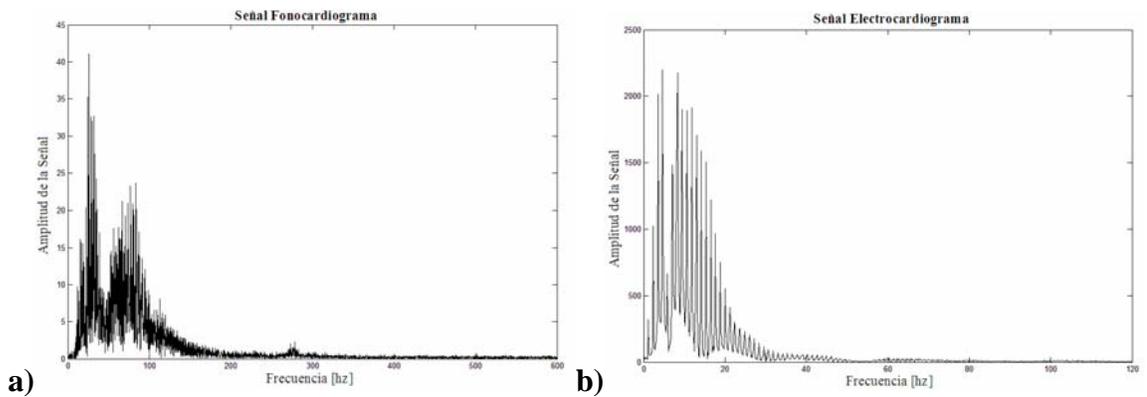


Figura 3.11. Espectro de una señal PCG y ECG real. Las componentes principales en las señales PCG y ECG se encuentran por debajo de los 300Hz y 80Hz aproximadamente.

3.2.1.1 Método Basado en Técnicas Clásicas de Filtrado

Uno de los métodos más usuales de reducción del ruido presente en una señal lo constituye el uso de filtros paso bajo. Éste es un método genérico de reducción del ruido de una señal [11], teniendo en cuenta que sus componentes frecuenciales están por encima (aunque en algunos casos también pueden solaparse) de las de la señal. Estos filtros se diseñan utilizando las técnicas clásicas de diseño de filtros FIR (respuesta al impulso finita) e IIR (respuesta al impulso infinita). En [12] se describen dos filtros paso bajo para eliminar el ruido de alta frecuencia, uno de ellos de primer orden y el otro de segundo orden. La ecuación del filtro de primer orden es:

$$H(z) = \frac{(1-z^{-m})}{(1-z^{-1})}$$

que corresponde a la ecuación en diferencias:

$$y[n] = y[n-1] + x[n] - x[n-m]$$

el problema relacionado con este filtro de primer orden es la presencia de lóbulos secundarios y poca selectividad. Para mejorar estos aspectos se puede utilizar el filtro de segundo orden también propuesto en [12]:

$$H(z) = \frac{(1-z^{-4})^2}{(1-z^{-1})^2}$$

cuya ecuación en diferencias es:

$$y[n] = 2y[n-1] - y[n-2] + x[n] - 2x[n-4] + x[n-8]$$

3.2.1.2 Métodos Basados en Análisis de Fourier

Muchos de los fenómenos físicos pueden describirse mediante una señal en el dominio del tiempo; sin embargo, la información que se puede obtener directamente de esta representación no siempre es la más apropiada, puesto que la información que caracteriza a la señal, en muchos casos, puede observarse más claramente en el dominio de la frecuencia. La transformada de Fourier (FT) convierte una señal expresada en el dominio del tiempo a una señal expresada en el dominio de la frecuencia. Esto es en muchas ocasiones de gran utilidad, ya que la información contenida en el espectro de una señal es de vital importancia. La representación de un latido del corazón puede verse en la figura 3.12a) y la representación FT de un latido del corazón puede verse en la figura 3.12b). $X(f)$ son los coeficientes de Fourier los cuales representan los componentes de frecuencia que contiene una señal. Los picos en la gráfica de la FT de una señal corresponden a las

componentes de frecuencia dominante de la señal, lo cual se corresponde con las frecuencias esperadas según la tabla 2.1 para el caso de sonidos del corazón.

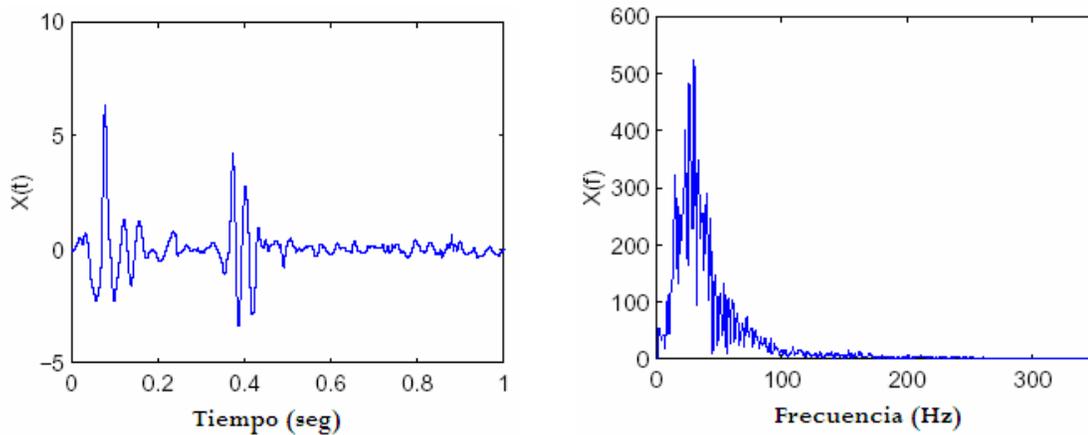


Figura 3.12. Esta figura muestra un latido del corazón en diferentes representaciones con a) Representación en el dominio del tiempo b) Representación en el dominio de la frecuencia.

El análisis de Fourier no es eficaz cuando se usa en señales no estacionarias porque esta no proporciona el contenido de información de frecuencia localizado en el tiempo. Muchas de las señales del mundo real tienen características no estacionarias (como la señal del sonido del corazón), así que para estos casos el análisis de Fourier no es tan útil.

El análisis de Fourier es una herramienta de uso en múltiples aplicaciones de procesamiento de señales, entre las que se encuentra la reducción del ruido. Para llevar a cabo esta reducción del ruido, prácticamente todos los métodos se basan en los siguientes pasos:

- 1) Aplicar Transformada de Fourier a una señal.
- 2) Aplicar un umbral, para eliminar, en principio, aquellos componentes que representan mayoritariamente al ruido.
- 3) Calcular la transformada inversa para recuperar la señal, con las componentes del ruido eliminadas en el punto anterior.

Como principios básicos para aplicar esta herramienta a la reducción del ruido, se precisa que:

1. La señal resultante del proceso debe ser al menos tan suave como la señal original.

2. Se minimice el error cuadrático medio.

3.2.1.3 Autocorrelación

El objetivo de la correlación es medir el parecido que existe entre dos señales y así extraer información que dependerá de la aplicación concreta considerada. En el caso especial de que $y[n] = x[n]$, tenemos la autocorrelación de $x[n]$:

$$r_{xx}[\eta] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] x[n - \eta]$$

Esta función presenta máximos en aquellos puntos η donde dos traslaciones de $x[n]$ tienen mayor parecido. De esta forma, aplicando esta expresión a las señales PCG y ECG, es de suponer que los máximos indicarán el periodo de la señal.

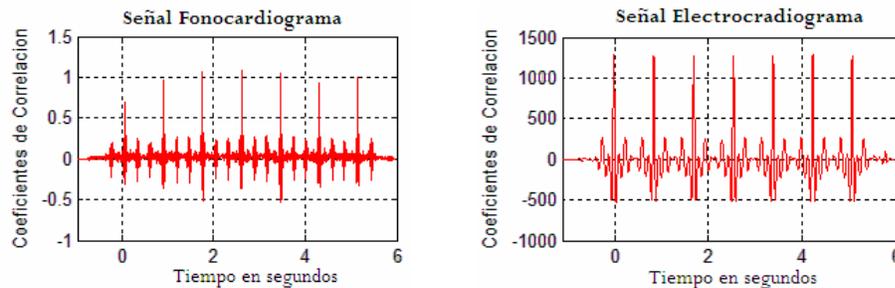


Figura 3.13. Resultado de la autocorrelación. Se puede observar que no aparece un único máximo, sino varios, por lo que la detección del punto exacto correspondiente al principio y fin de cada latido resulta muy difícil.

Sin embargo, debido al ruido y la variabilidad inherente a este tipo de señales, existen zonas en las que aparecen varios máximos, lo cual hace difícil la localización exacta del máximo que mejor define el periodo, por lo que este método no resulta apropiado. En la figura 3.13 se muestra este efecto. Pero aún se puede establecer un nivel de umbral simple para determinar la periodicidad con precisión.

Este método puede realzar ciertos picos debidos a ruido y provocar así errores en la detección. Pero también se puede inventanar en el eje temporal la señal original para

reducir la cantidad de información, de forma que se mejora la precisión como para competir con otros métodos de detección del QRS y de ondas dentro del PCG [10].

3.2.2 Interferencia de la Red y Variación de la Línea Base

Otro efecto que aparece con relativa frecuencia en señales ECG y en general, en cualquier señal biomédica (para nuestro caso PCG), es la superposición de una señal de interferencia debido a la red eléctrica. En un inicio se trabajó en un laboratorio con falta de acondicionamiento eléctrico provocando armónicos significativos, como se observa en la figura 3.14.

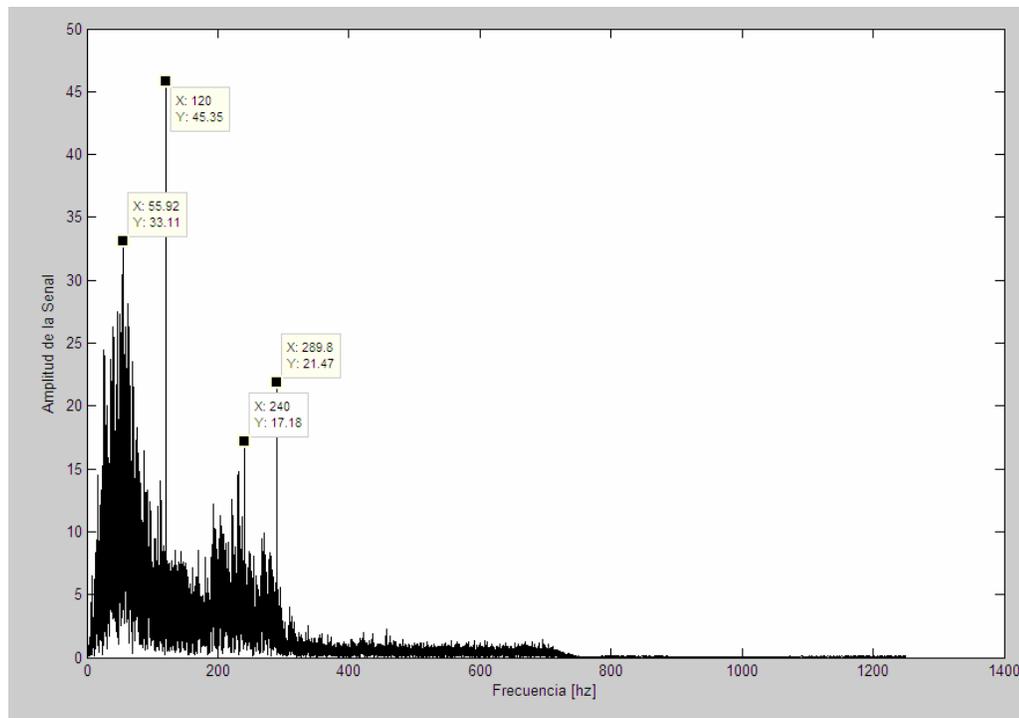


Figura 3.14 Señal Fonocardiografica con interferencia debido a la red eléctrica.

Para esta investigación, se utilizó una instalación eléctrica la cual contiene un regulador de voltaje Power Line Conditioner, Controlled Power 5CGX-8K-7-D input 240V 8.4 KVA fase 60Hz, output 120/240 8KVA.

Las variaciones de la línea base se producen debido a múltiples factores, como por ejemplo al movimiento del paciente durante la adquisición del PCG ECG y, la respiración y cambios en la impedancia de los electrodos. Estas variaciones suponen una interferencia

de baja frecuencia y de cierta amplitud que debe ser reducida para no alterar el resultado de procesos posteriores.

Estas componentes de baja frecuencia pueden inducir a un error cuando se realiza una interpretación visual o análisis automático de las señales ECG y PCG. El contenido frecuencial de estas variaciones normalmente está en el rango 0 a 0.5Hz. De ser evidente esta interferencia, un paso en el procesado de las señales ECG y PCG sería la reducción de las variaciones en la línea base.

3.3 Localización de Puntos Significativos

En cualquier tipo de análisis de las señales ECG y PCG es muy importante la detección de ciertos elementos para obtener la duración y amplitud de las ondas con el fin de realizar el diagnóstico.

Dentro de la localización de puntos significativos, el caso más relevante es la localización del complejo QRS para el ECG. El caso más relevante para el PCG es la localización de S_1 para los distintos focos de auscultación, ya que cada uno de ellos nos representa una forma diferente de la señal. Debido a que S_1 siempre es el inicio del ciclo cardiaco podemos tomar como referencia el complejo QRS, que coincide con S_1 . Examinando los intervalos RR se puede obtener el ritmo cardiaco. Cambios en el tamaño de la onda T y/o deformaciones en esta onda o en la pendiente del ST pueden ser asociados con arritmias e infartos. La duración del complejo QRS y la duración del latido completo del corazón están relacionadas a la duración de los sonidos del corazón S_1 y S_2 . Este dispositivo ayuda a la localización visual de estos puntos significativos.

Capítulo 4

Resultados y Discusión

4.1 Introducción

Se presentan los resultados sobre el sistema de captura y despliegue de fonocardiograma y electrocardiograma que se desarrolló pensando en que fuera útil para la enseñanza y diagnóstico del ciclo cardiaco, haciendo uso de la PC para ser un sistema flexible y de fácil implementación. El sistema tiene la capacidad de grabar los sonidos y las señales eléctricas del corazón. El ECG es sensado por electrodos de pinza muñeca/pierna con el amplificador (ECG1WT Ramsey ECG Monitor). El sensado del PCG se realiza a través de un micrófono electreto con el amplificador (Cardionics E-Scope II Electronic Stethoscope), las señales se acoplan y se digitaliza la información a través del osciloscopio digital (Osciloscopio Tektronix TDS 460A four Channel Digitalizing Oscilloscope (400 Mhz, 100Mmuestras/s)). El diagrama de la figura 4.1 muestra el diagrama de bloques de la captura (figura 4.1a) y procesamiento de la señal (figura 4.1b).

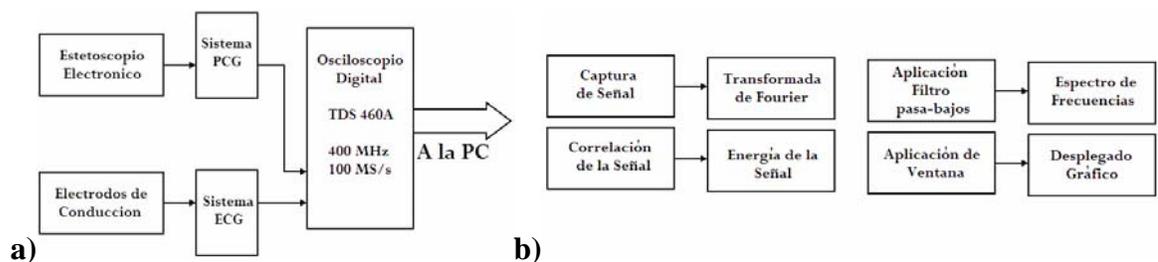


Figura 4.1. a) Implementación de captura, b) Procesamiento de la Señal

Se utilizaron tres EE para esta investigación, debido a que el osciloscopio que utilizamos cuenta únicamente con 4 entradas y una de ellas la utilizamos para el ECG. Además, debido al costo del equipo y ya que los espacios típicos de auscultación cardiaca son cuatro, se estimó que tres representa una buena opción de auscultación y se decidió no

adquirir otro, concluyéndose utilizar los focos: Aórtico, Pulmonar, y Tricúspide, con respecto al foco de auscultación Tricúspide nos decidimos por él ya que representa una mayor energía que el área Mitral.

La captura de las señales de los estetoscopios se realizó con una escala de 100mVolts/división y las del ECG con una escala de 5.0Volts/división. La información obtenida a través del osciloscopio se graba en un dispositivo (diskette), para transferir esa información y ser utilizada en la PC. Se realizó la captura de información con 15,000 muestras, en 15 divisiones, con una base de tiempo de 400ms/división equivalente a 6 segundos de longitud total, con una velocidad de muestreo de 2,500 muestras/s, representando aproximadamente 7 latidos del corazón.

Se desarrolló una interfase gráfica para poder realizar la correlación visual entre los eventos eléctricos y mecánicos del corazón, para realizar el despliegue gráfico de las señales de los PCG y el ECG simultáneamente en la pantalla de la PC, y para reproducir las señales cuando sean requeridas por el especialista.

Se utilizaron funciones de MatLab en el procesamiento de la señal, por ser una herramienta técnica para el cálculo, análisis y simulaciones matemáticas, que utiliza un lenguaje técnico de programación; se realizó un análisis de frecuencia para detectar picos de interferencia (para verificar si hay ruido) dentro del ancho de banda de la señal. Para eliminar el ruido de las señales obtenidas, se programaron filtros pasa-bajos elípticos de orden 4, y se habilitó la opción en la interfase gráfica.

Se calculó la energía de la señal para verificar la cantidad que existe con respecto al foco de auscultación. Se encontró la tasa de energía de los sonidos S_1/S_2 de cada señal de los PCG para ver si existe alguna relación con respecto a una condición normal, para diferentes afecciones cardiacas se busca el área torácica donde mejor se escucha cada ruido valvular, ya que la información obtenida se relaciona directamente con la posición del punto donde se realiza la auscultación (como por ejemplo el área tricúspide, es el área de ubicación óptima para escuchar y grabar el soplo de insuficiencia tricúspide). El dispositivo desarrollado debe ser un auxiliar para el especialista en el entendimiento de alguna afección cardiaca, así, la elección del sitio de auscultación debe ser basada en razones prácticas.

4.2 Contaminación Ruido Acústico

Para evaluar los problemas relacionados con la contaminación de ruido acústico ambiental, se realizaron las mediciones en un área cerrada, donde no había ruidos procedentes del exterior, se obtuvo la señal con los tres EE dentro de una caja anecoica (figura 4.2), para verificar la respuesta de cada uno, y comprobar la atenuación en el nivel de amplitud del ruido.

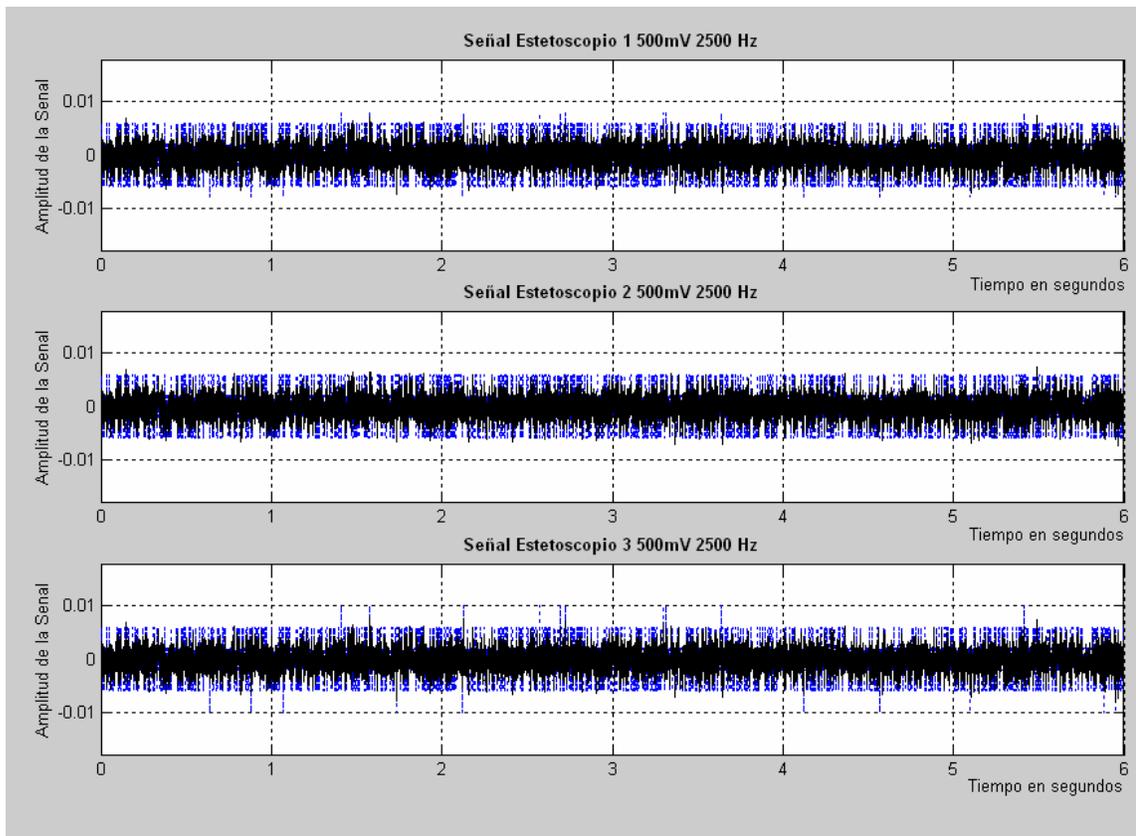


Figura 4.2. Gráfica de las señales de los tres EE en una caja anecoica.

Se obtienen las gráficas del espectro de frecuencia para ver si está presente alguna frecuencia que contamine la señal, apreciando la ausencia de algún armónico dominante (figura 4.3) tanto en la señal sin filtrar, como para cuando se usa el filtro.

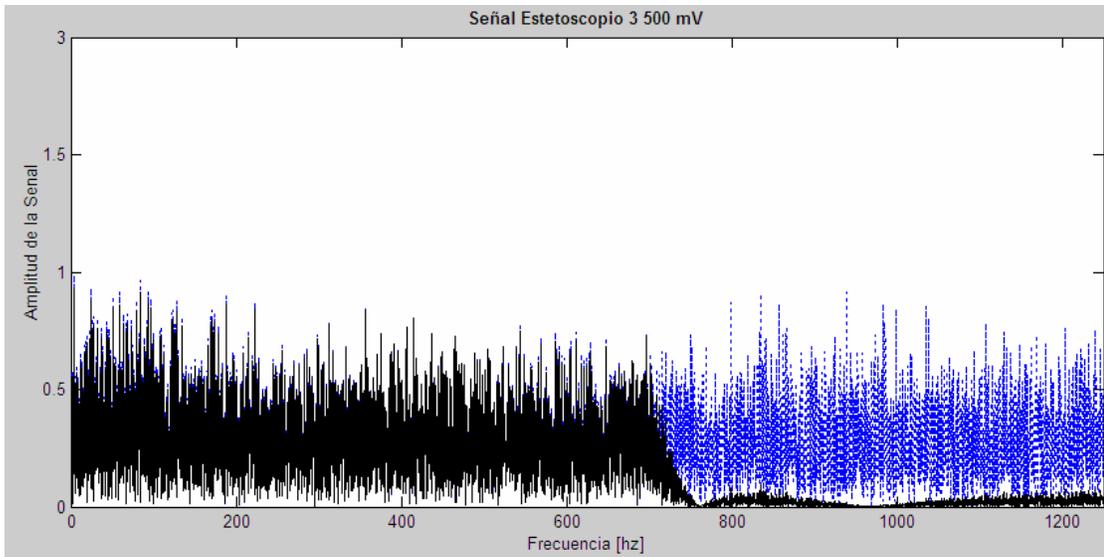


Figura 4.3. Gráfica típica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE en una caja anecoica. Se muestra solo el canal del EE3. Señal en Negritas (Aplicando filtro pasa bajos), Señal Punteada (Sin filtrar).

Pero además encontramos la autocorrelación de cada una de las señales para observar si existe algún patrón determinado en la forma de onda de la señal, y observamos que no es así que únicamente tenemos una señal totalmente aleatoria (figura 4.4).

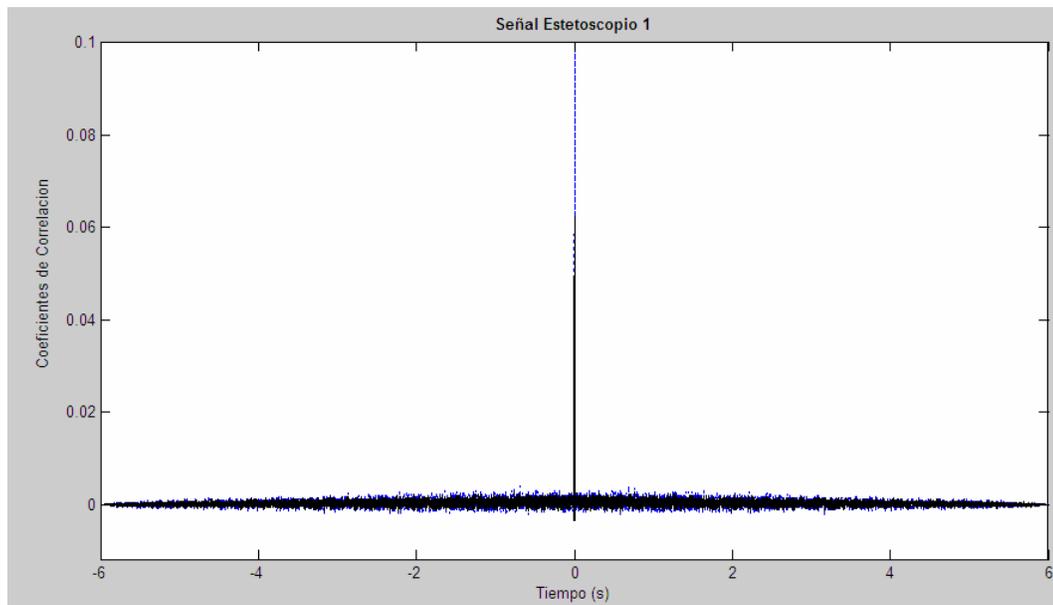


Figura 4.4. Gráfica típica de la autocorrelación de las señales de los tres EE en una caja anecoica.

Se obtuvieron Señales con Estetoscopios en ambiente de auscultación (fuera de caja anecoica). Se analizó la respuesta de los EE en condiciones normales de auscultación con ruido ambiental presente (figura 4.5).

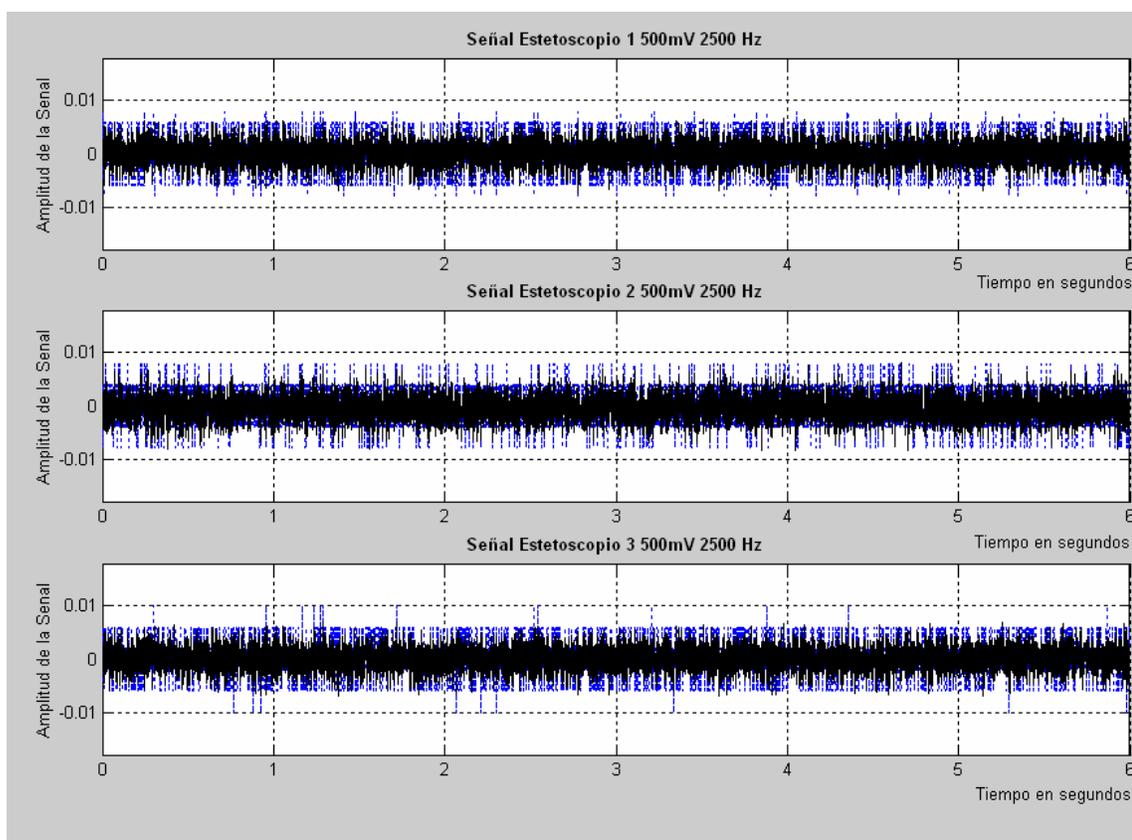


Figura 4.5. Gráfica de las señales de los tres EE sin caja anecoica.

Se obtienen las gráficas del espectro de frecuencia para ver si está presente alguna frecuencia que contamine la señal. Se observa un aumento de armónicos entre los 200 y 500 Hz, probablemente debido a la actividad de las personas en el cuarto, pero no se aprecia algún patrón dominante. Después de capturar los PCG, se observa que la señal es mucho mayor de lo que este ruido representa. Además para confirmar el efecto insignificante de este ruido encontramos la autocorrelación de cada una de las señales para observar si existe algún patrón determinado en la forma de onda de la señal, y observamos que no es así que únicamente tenemos una señal principalmente aleatoria.

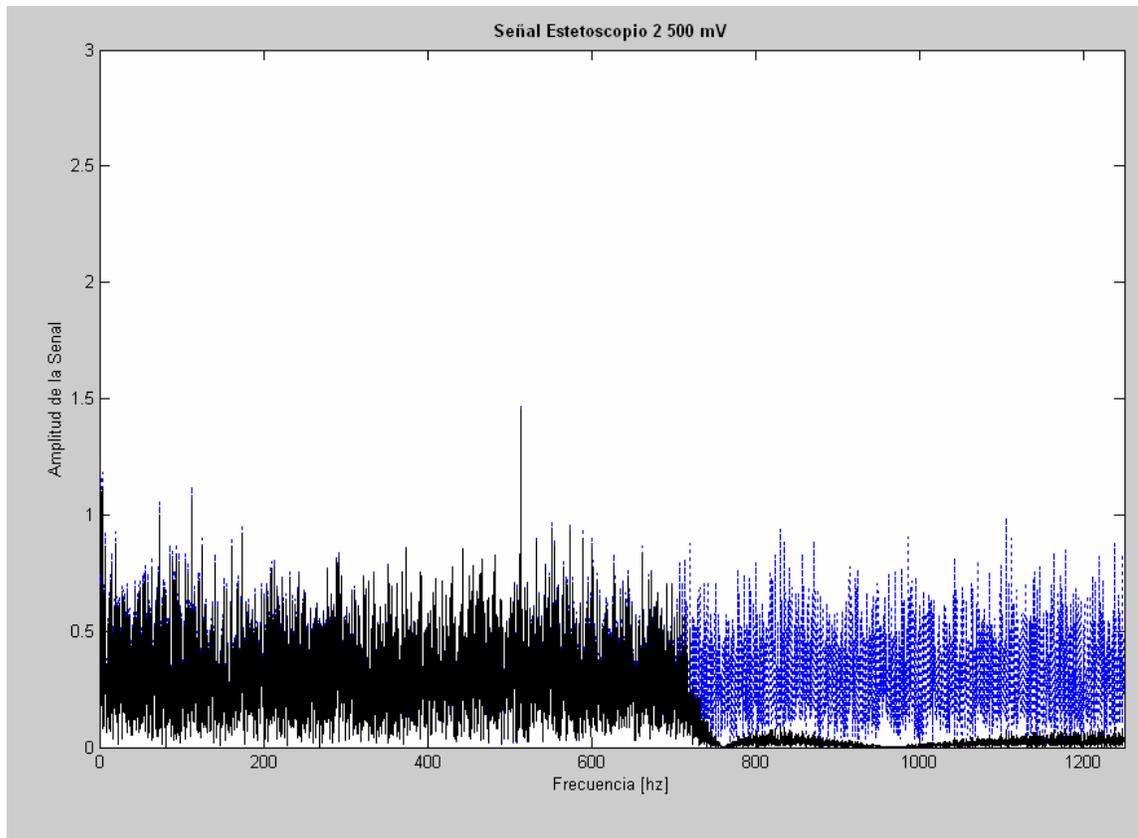


Figura 4.6. Gráfica típica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE sin caja anecoica. Se muestra solo el canal del EE2.

4.3 Atenuación por Posición de Estetoscopios

Otras investigaciones que buscan analizar acústicamente el pecho, han utilizado arreglos de micrófonos en línea [15] y en forma circular [16], para análisis visual 3-D y 2-D. El posicionamiento de los EE en línea, o en alguna formación simétrica, facilitaría los cálculos por su simple relación, por lo que se evaluó con la posición de los estetoscopios en forma horizontal, para comprobar que tanto se atenúa la señal conforme nos alejamos del foco de auscultación. Las posiciones evaluadas se muestran en la figura 4.7a), colocándose los EE a partir del foco tricúspide lo más cercanos posibles mientras no se presentara el contacto de los metales de los micrófonos. Se verificó inicialmente que los EE tuvieran la misma respuesta. Se obtienen las gráficas del espectro de frecuencia y se ve que las señales presentan la misma forma general, así como se observa la atenuación en los valores de las frecuencias de la señal pico (figura 4.8). También se muestra la gráfica de bloques de energía donde se observa que conforme nos alejamos del foco de auscultación la

energía disminuye (figura 4.9). Los valores de energía se obtuvieron de la gráfica 4.7b) analizando un ciclo cardiaco (en el mismo tiempo) de cada una de las señales de los EE. Para el cálculo de la energía se seleccionó un mismo tamaño de ventana sobre S_1 y S_2 .

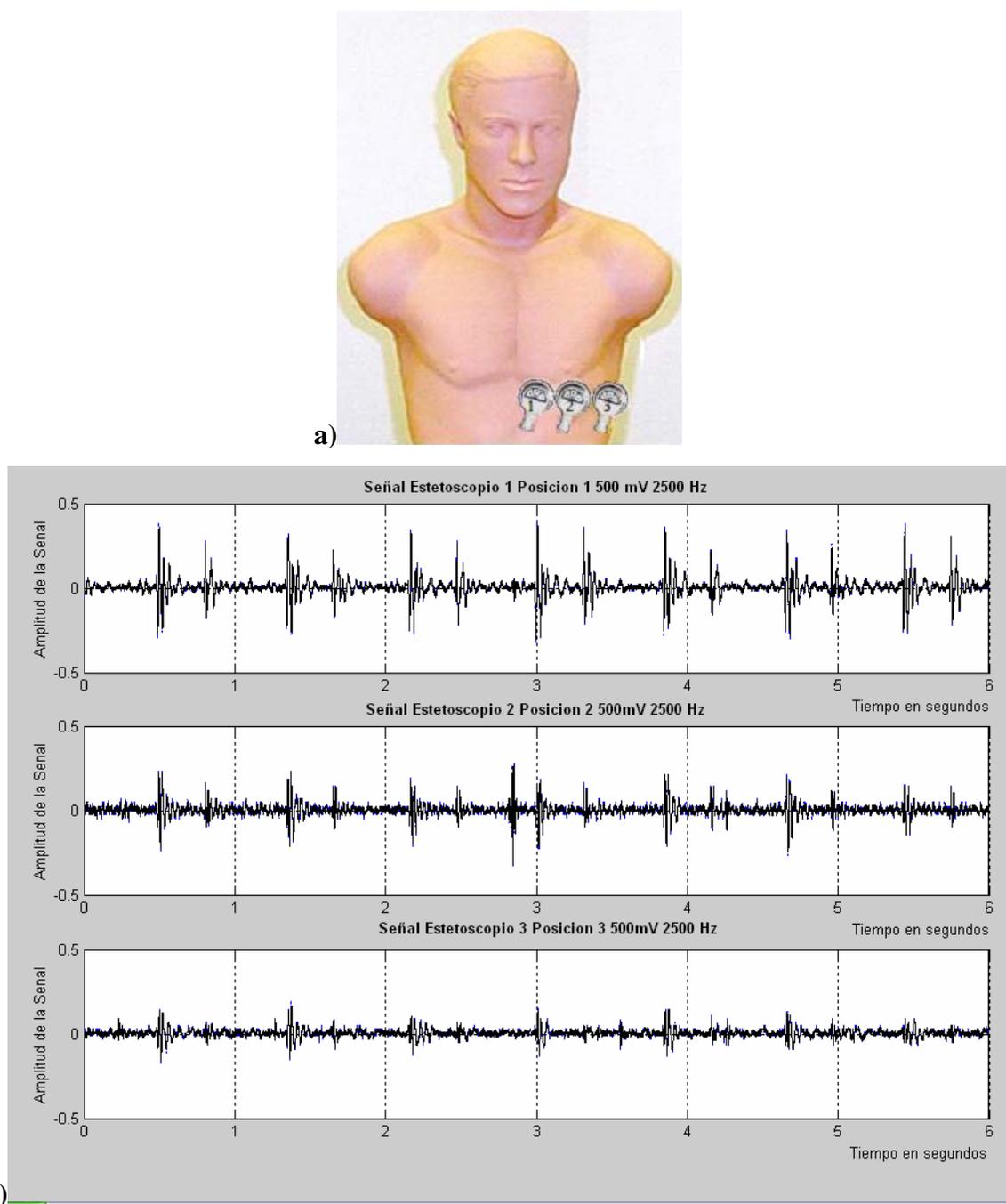
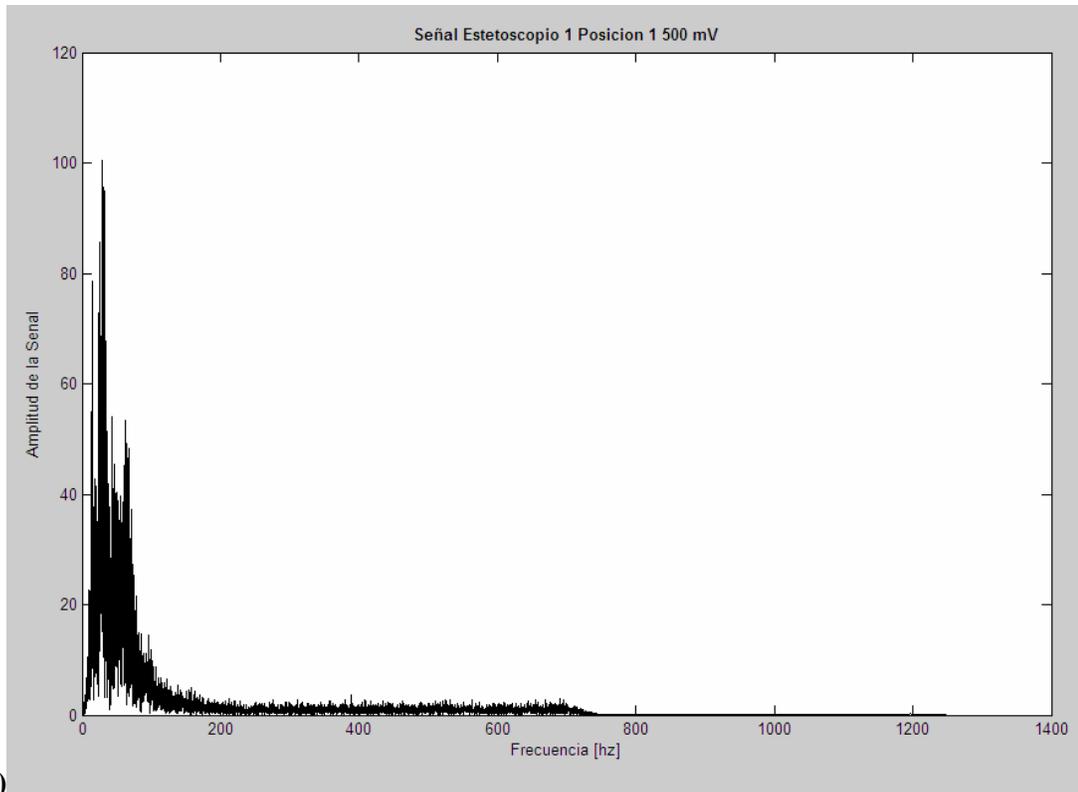
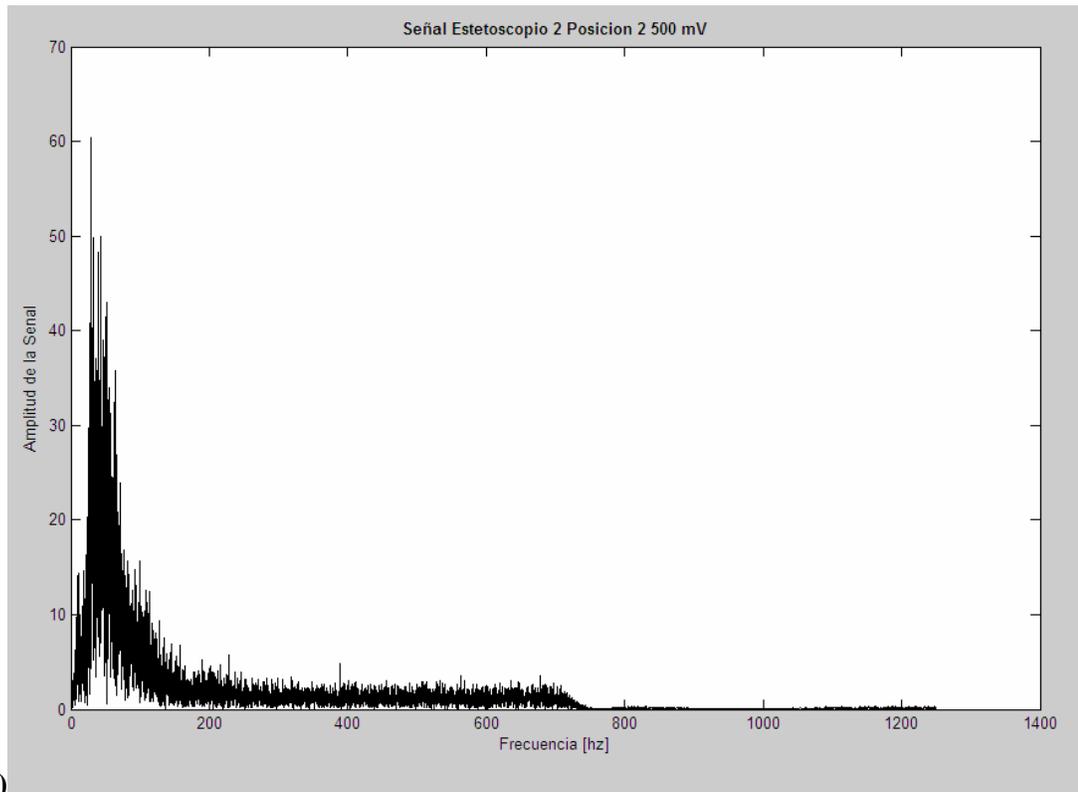


Figura 4.7. Gráfica de las señales de los tres EE posición horizontal. a) Diagrama de posición de los EE en el pecho, b) Gráficas de los tres EE.



a)



b)

Figura 4.8. Gráfica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE en posición horizontal, a) EE1, b) EE2, c) EE3.

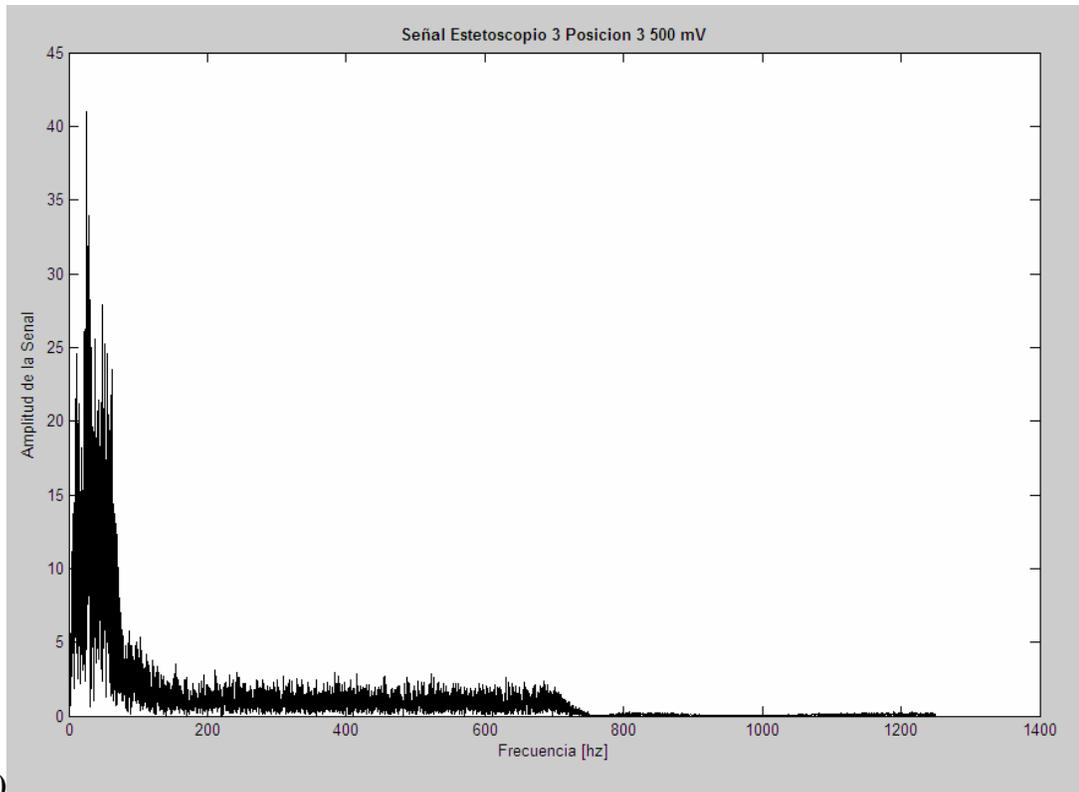


Figura 4.8. continuación Gráfica de los espectros de frecuencia de las señales de los tres EE en posición horizontal, a) EE1, b) EE2, c) EE3.

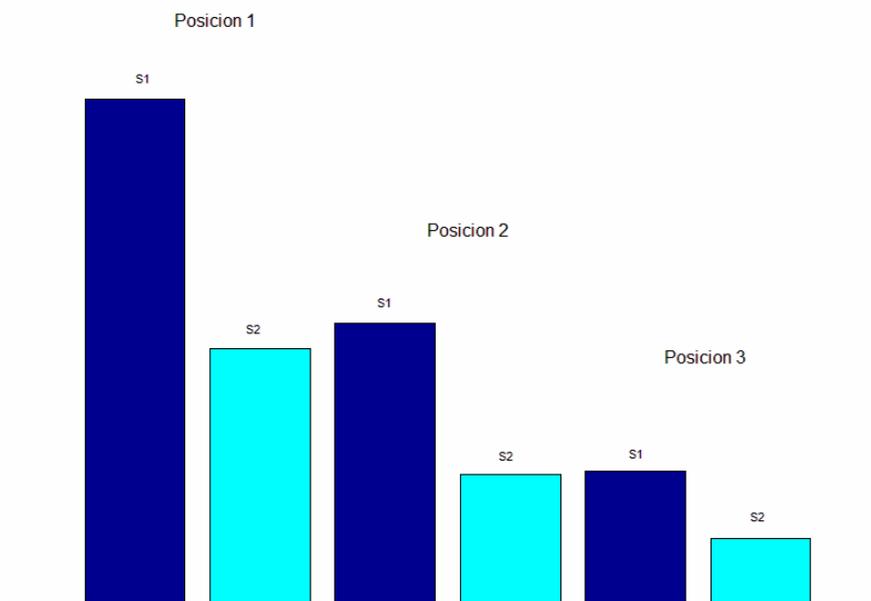


Figura 4.9. Gráfica de bloques de energía para EE en posición horizontal.

Encontramos la autocorrelación de cada una de las señales para observar el tiempo de inicio de cada latido del corazón y observamos que cada ciclo cardiaco inicia en el mismo tiempo (figura 4.10).

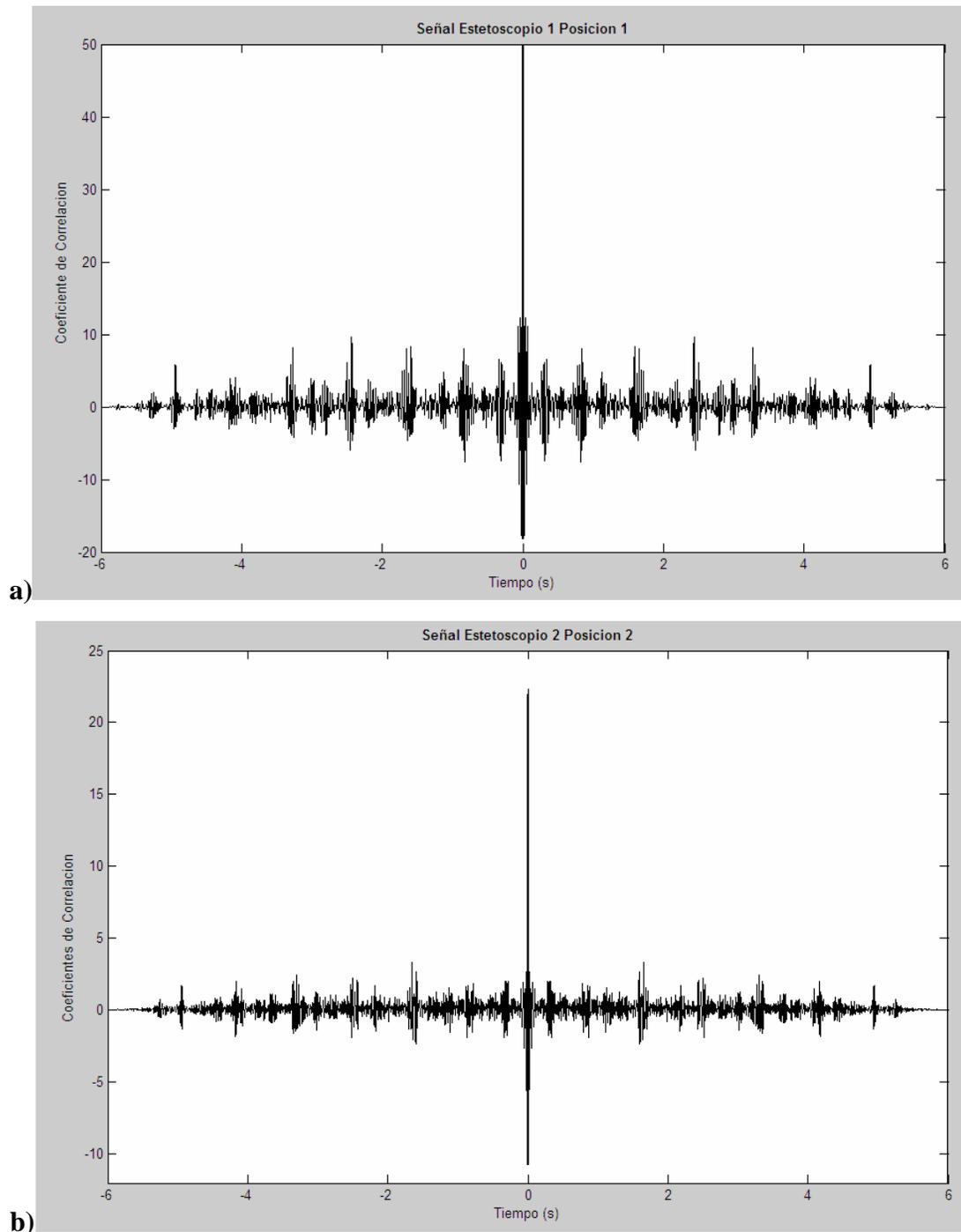


Figura 4.10. Gráfica de la autocorrelación de las señales de los tres EE en una caja anecoica, a) EE1, b) EE2, c) EE3.

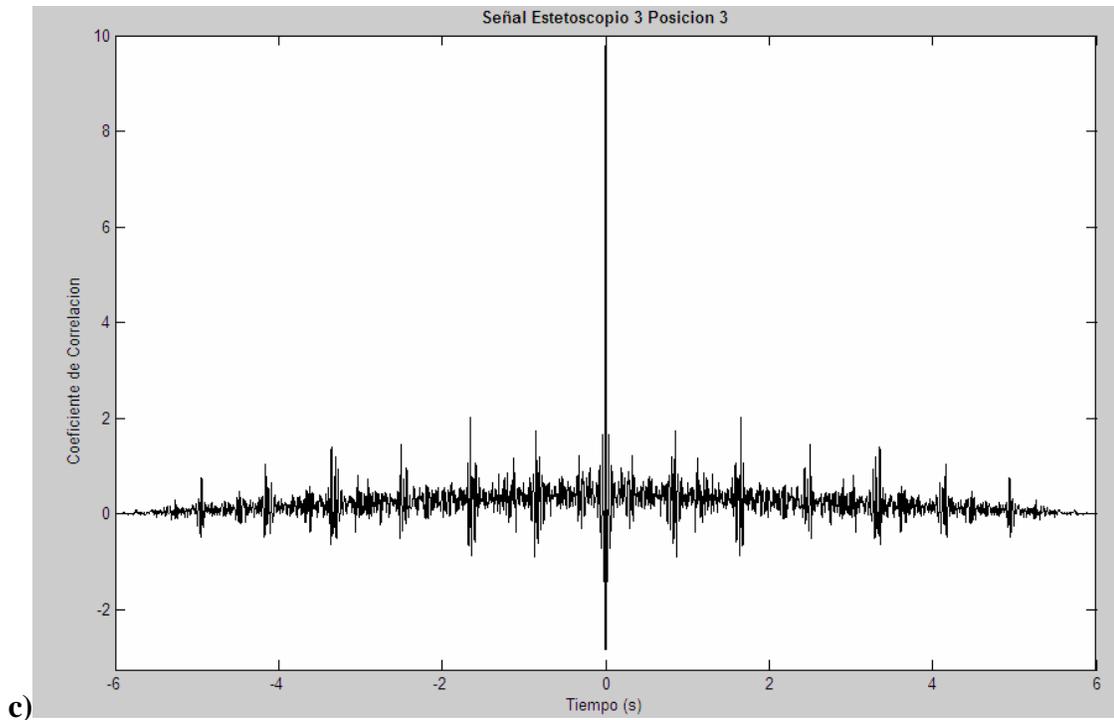


Figura 4.10.continuación Gráfica de la autocorrelación de las señales de los tres EE en una caja anecoica, a) EE1, b) EE2, c) EE3.

Aunque el disponer los EE en arreglo horizontal permite conocer la distancia entre las fuentes de sonido, la señal llega a atenuarse tanto que impide su uso práctico. El posicionar los EE directamente sobre los focos de auscultación da una mejor captura de la señal.

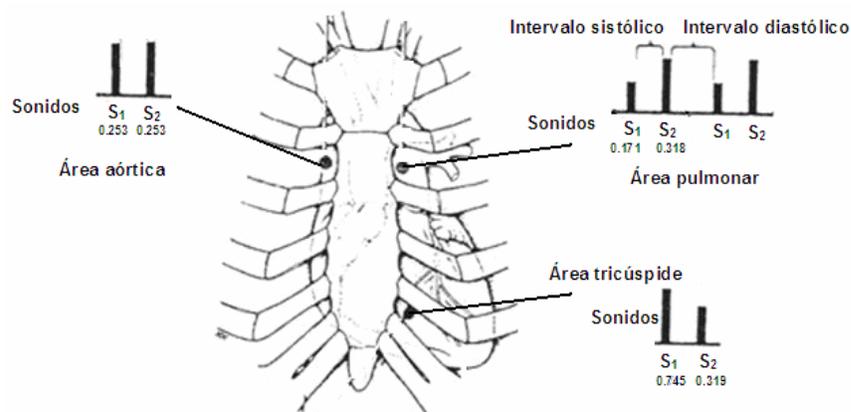


Figura 4.11. Focos de auscultación y energía.

Realizamos la auscultación en 3 focos: el Aórtico, Pulmonar y Tricúspide (figura 4.11) y analizamos la respuesta en energía para cada uno de los focos (Tabla 4.1), en 7 periodos de la señal grabada.

Tabla 4.1. Energía en cada Foco de Auscultación.

Peri odo	Área Aórtica				Área Pulmonar				Área Tricúspide			
	E S1	E S2	E S1f	E S2f	E S1	E S2	E S1f	E S2f	E S1	E S2	E S1f	E S2f
1	0.247	0.279	0.220	0.250	0.177	0.316	0.157	0.281	0.665	0.355	0.594	0.317
2	0.254	0.250	0.226	0.224	0.181	0.321	0.160	0.286	0.661	0.352	0.591	0.315
3	0.258	0.239	0.230	0.214	0.174	0.337	0.154	0.300	0.887	0.301	0.792	0.269
4	0.260	0.243	0.232	0.218	0.181	0.308	0.160	0.274	0.782	0.276	0.699	0.247
5	0.265	0.274	0.236	0.246	0.160	0.321	0.142	0.286	0.900	0.319	0.804	0.285
6	0.222	0.228	0.197	0.203	0.145	0.292	0.129	0.259	0.619	0.300	0.553	0.268
7	0.263	0.258	0.235	0.230	0.181	0.332	0.160	0.295	0.702	0.334	0.627	0.298
	0.253	0.253	0.225	0.226	0.171	0.318	0.152	0.283	0.745	0.319	0.666	0.285

Se realizó la captura de información con: EE 4.4 cm. de diámetro, 15,000 muestras en 15 divisiones, una base de tiempo de 400mS/división equivalente a 6 seg. de longitud total, con una velocidad de muestreo de 2,500 muestras/segundo, en posición acostado, captura simultánea de las señales (ECG, tres PCG), en pacientes jóvenes, menores de 25 años, complexión delgada, en apnea respiratoria, deteniendo el barrido cuando se observaba que la señal presentaba la menor cantidad de interferencia.

4.4 Interfaz Gráfica

Se desarrolló una interfase gráfica GUI (Graphical User Interfaces) que cuenta con una figura en la pantalla de inicio, que muestra los focos típicos de auscultación para representar el interés de esta investigación. El GUI cuenta con dos secciones: la “Opción Señal” y la de “Seleccione Opción”. Y a partir del diseño de estas secciones se puede interactuar con las funciones de procesamiento (Toolbox) de Matlab para el despliegue y medición de las múltiples señales que permitan al especialista visualizar mejor el ciclo cardiaco. La “Opción Señal” debe de emplearse primero, esta nos sirve para seleccionar si queremos mostrar las señales filtradas, señales sin filtrar o el despliegue de ambas señales filtradas y sin filtrar. Esta sección se desarrolla a través de la función de *pushbutton* (los

botones generan una acción cuando se presionan), que sirve para mantener la opción de la señal que seleccionamos hasta que cambiamos a otra opción del *pushbutton*.

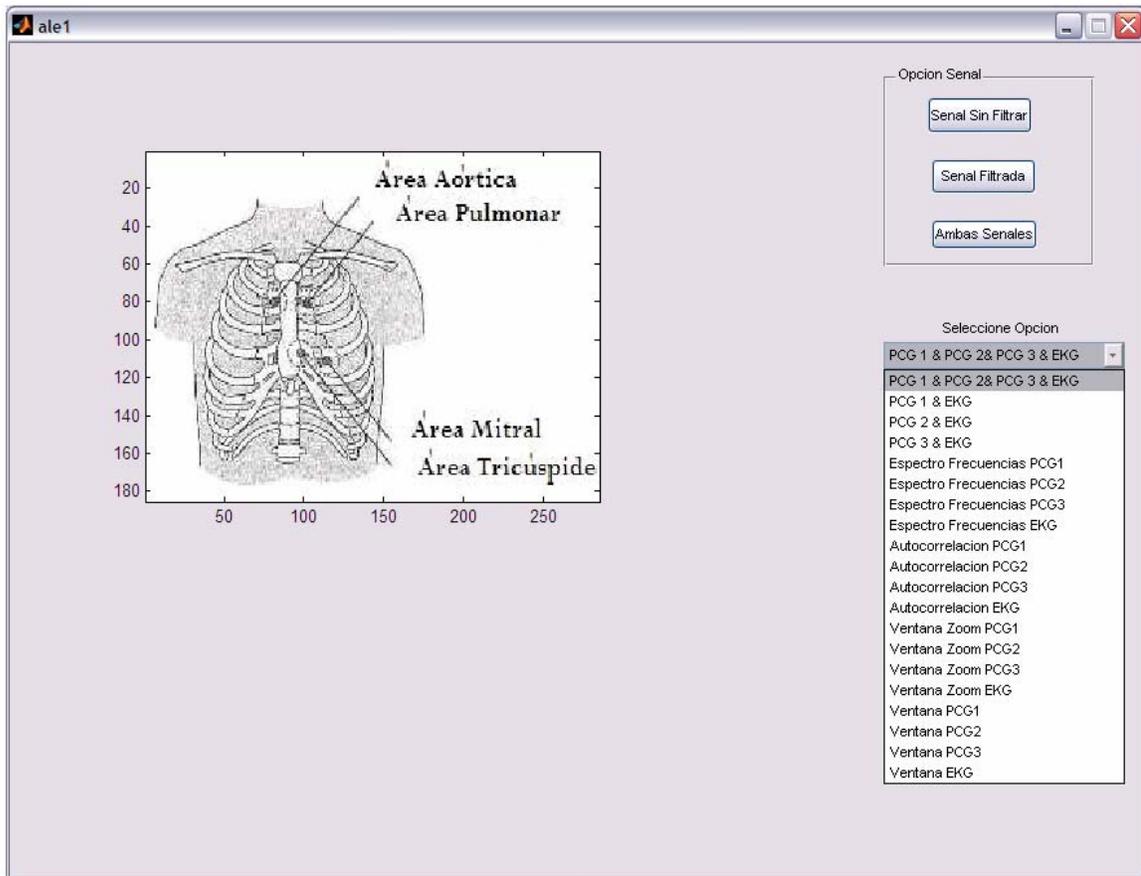


Figura 4.12. Pantalla de la Interfase gráfica.

Después de haber hecho una elección de “Opción Señal” seleccionamos algunas de las opciones que nos marca el recuadro de “Seleccione Opción” pudiendo escoger en una amplia gamma de alternativas con respecto a la señal que deseamos desplegar y que podemos ir variando mientras la función de *pushbutton* se mantiene.

De la sección en la pantalla principal, una opción de un menú automático (Popup), aparece, según se indica en el diagrama de bloques de la figura 4.13, mientras que en la Tabla 4.2 se muestran las funciones de MatLab empleadas por cada opción. Si no se selecciona ninguno como valor predefinido el programa muestra la gráfica de las señales de los PCG1 PCG2 PCG3 & EKG.

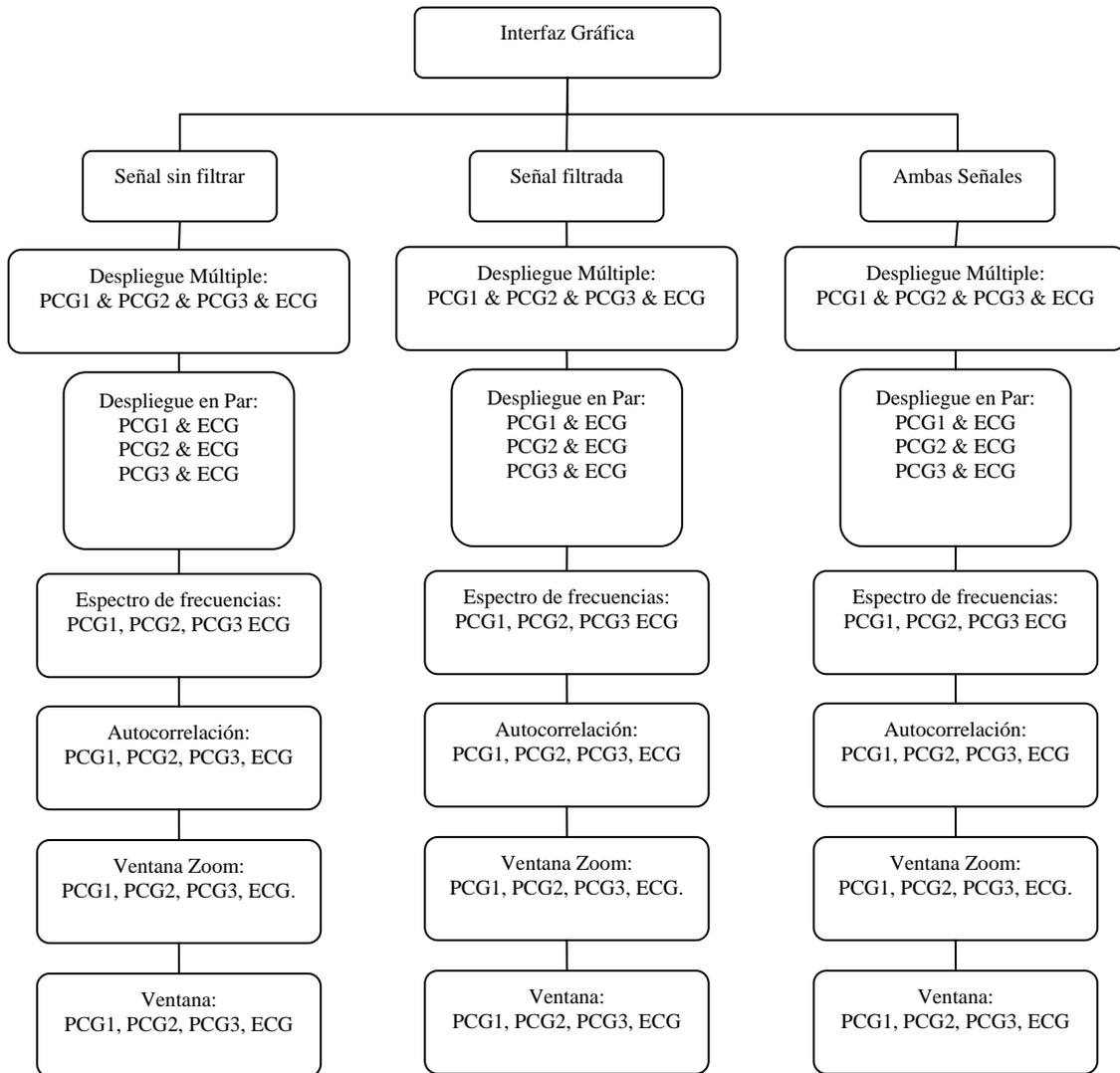


Figura 4.13. Organización a bloques del Software.

Tabla 4.2. Opciones de la Interfaz Gráfica y funciones de MatLab utilizadas.

Opción	Funciones de MatLab empleadas
1. PCG1 PCG2 PCG3 & EKG 2. PCG1 & EKG 3. PCG2 & EKG 4. PCG3 & EKG	Load ('function.CSV'); [b11,a11]=ellip(4,0.5,20,0.56); df11=filter(b11,a11,d1); Filtro pasa bajo
5. Espectro de Frecuencias PCG1 6. Espectro de Frecuencias PCG2 7. Espectro de Frecuencias PCG3 8. Espectro de Frecuencias EKG	ft11=abs(fft(df11)); ft11=ft11(1:muestras/2); ft(11)=0; f11=(0:length(ft11)-1)*fm/muestras;
9. Autocorrelación PCG1 10. Autocorrelación PCG2 11. Autocorrelación PCG3 12. Autocorrelación EKG	correlacion senal1=xcorr2(d1); a1=length(crrelacionsenal1); tiempoa=(-a1-1)*Tm/2+Tm:Tm(a1-1)*Tm/2;
13. Ventana Zoom PCG1 14. Ventana Zoom PCG2 15. Ventana Zoom PCG3 16. Ventana Zoom EKG	x1y1=[]; n1=0; for i=1:2 [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1); plot(x1i(i),y1i(i),'r*'); n1=n1+1; x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)]; end tiemponuevo1=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2)); ynuevo1=d1(tiemponuevo1); energia_d1_S1=sum(abs(ynuevo1).^2)
17. Ventana PCG1 18. Ventana PCG2 19. Ventana PCG3 20. Ventana EKG	x1y1=[]; n1=0; for i=1:2 [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1); plot(x1i(i),y1i(i),'r*'); n1=n1+1; x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)]; end y1lmin=min(d1); y1lmax=max(d1); [z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2))); axis([x1i y1lmin y1lmax]); tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2)); ynuevo11=d1(tiemponuevo11); energia_d1_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2) axis([x1ia y1lmin y1lmax]);

4.4.1 Despliegue Gráfico ECG y PCG multi-sitio

Se obtiene la gráfica de las señales ECG y PCG multi-sitio, donde se muestran en forma simultánea, primero las señales antes del preprocesamiento, señales filtradas y el despliegue superpuesto de las señales sin procesar así como las señales procesadas para poder apreciar gráficamente la disminución de ruido de la señal (figura 4.14).

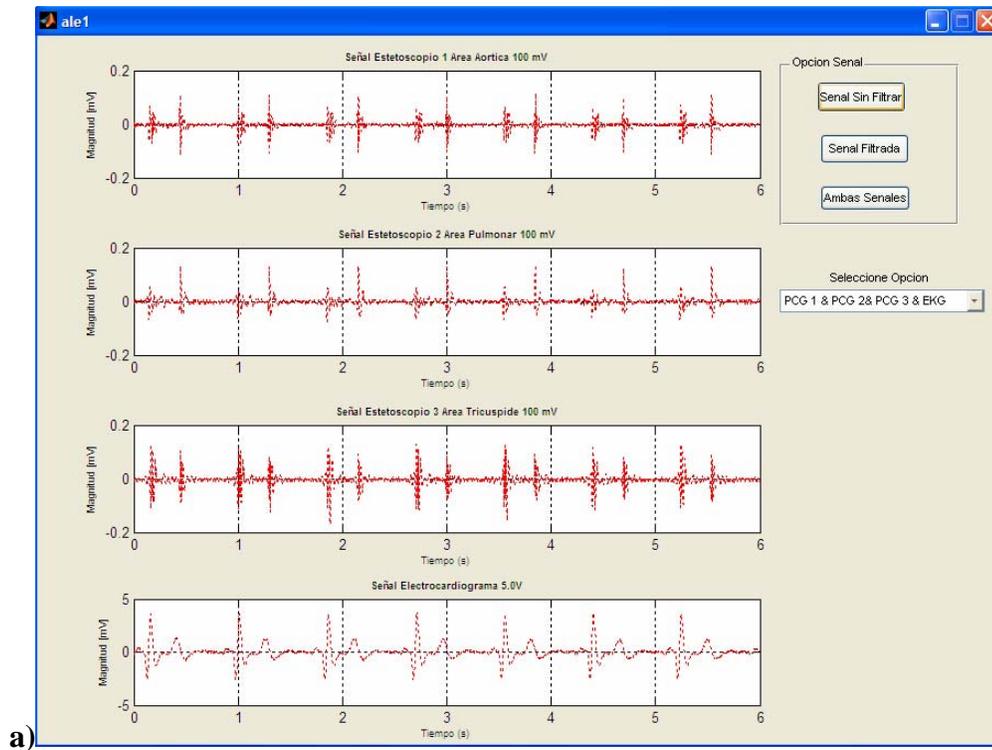


Figura 4.14. Gráfica típica de ECG y PCG multi-sitio. a) Señal sin filtrar, b) Señal filtrada, c) Ambas señales.

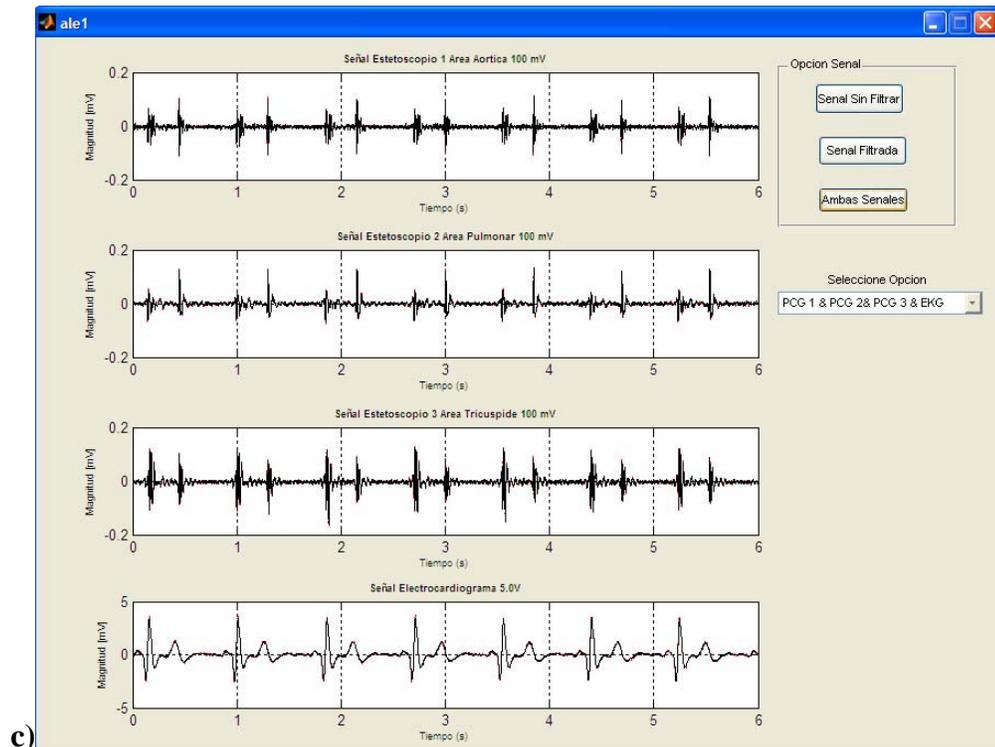
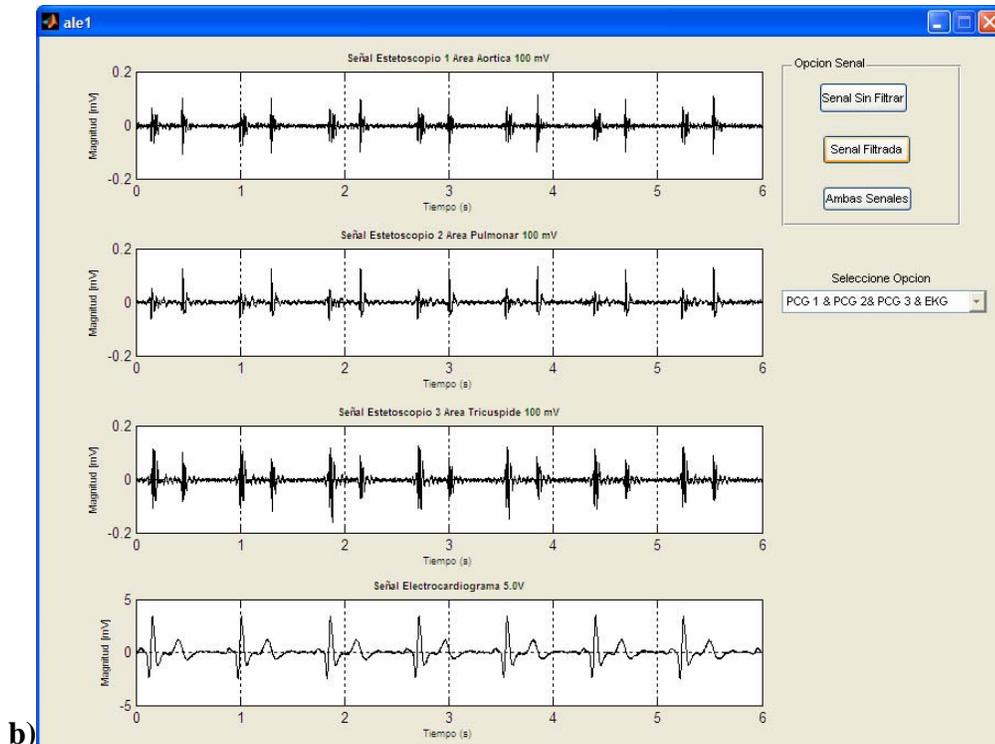


Figura 4.14. continuación. Gráfica típica de ECG y PCG multi-sitio. a) Señal sin filtrar, b) Señal filtrada, c) Ambas señales.

4.4.2 Comparación Visual por parte del Especialista

Se hace el despliegue conjuntamente de cada una de las señales de los PCG y ECG, para poder analizar el punto de inicio de la señal para cada foco de auscultación (figura 4.15).

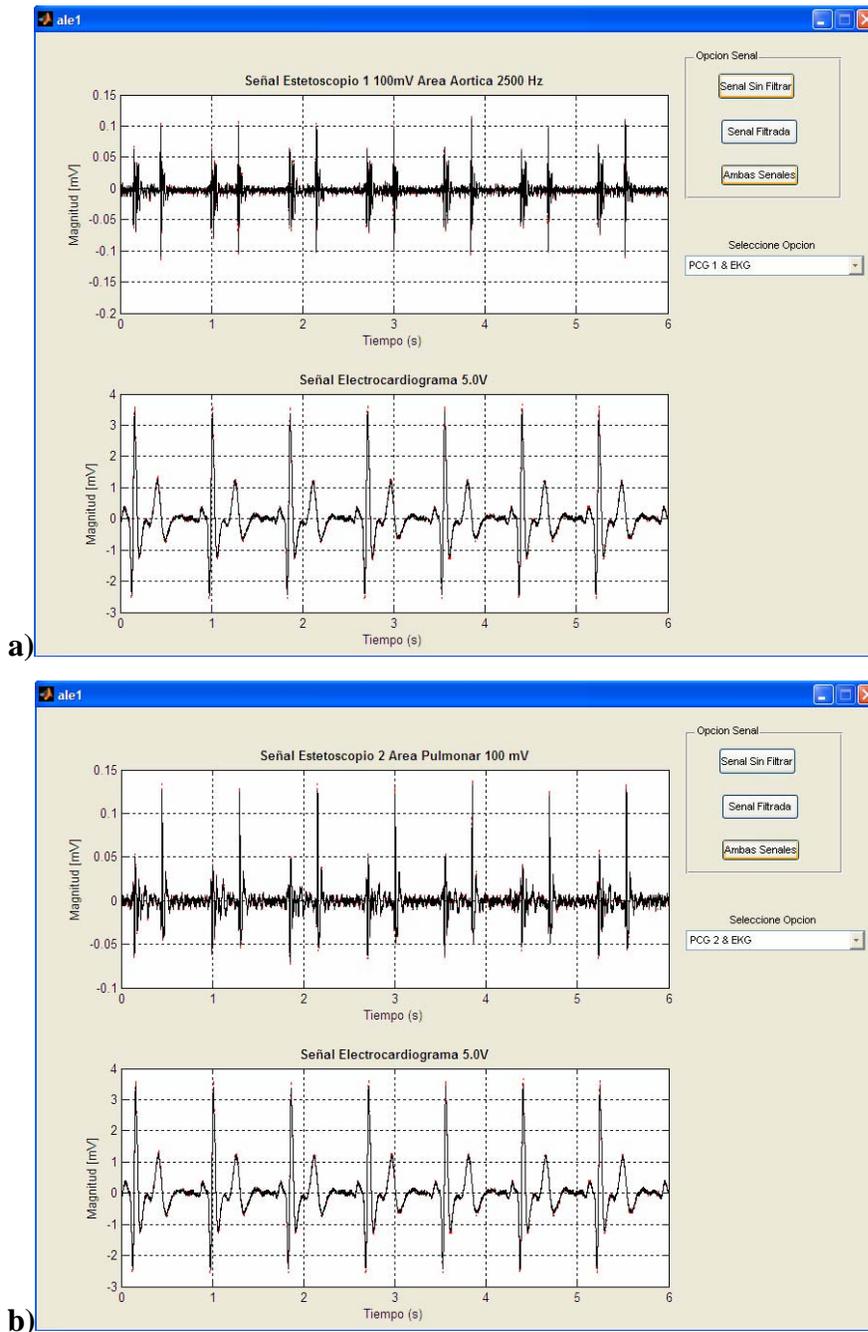


Figura 4.15. Gráfica de correlación de las señales ECG y PCG multi-sitio. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide.

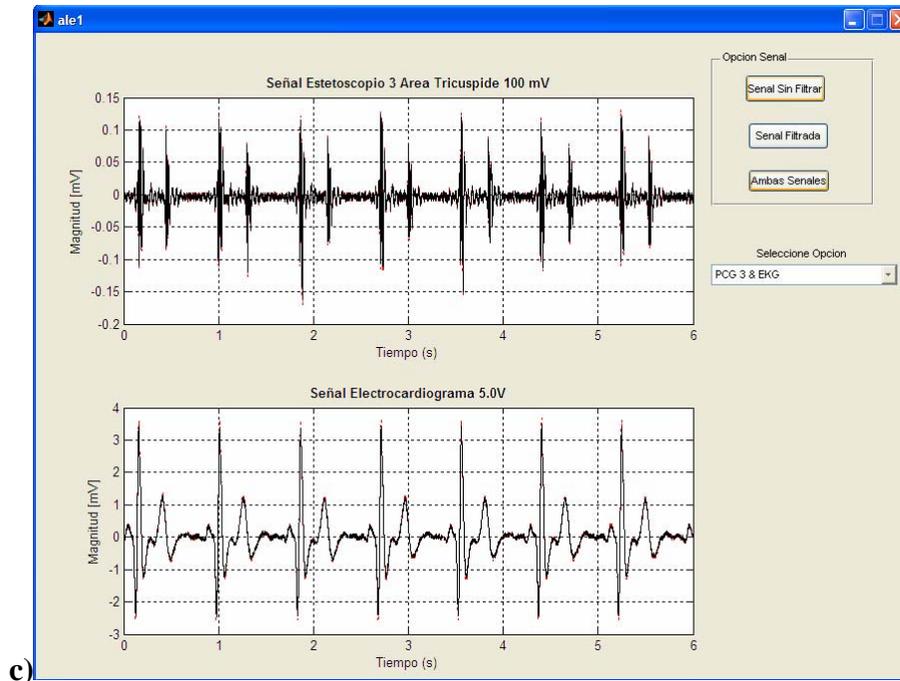


Figura 4.15.continuación. Gráfica de correlación de las señales ECG y PCG multi-sitio.
a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide.

4.4.3 Espectro de Frecuencias de las Señales Seleccionadas

Se hace el análisis del espectro de frecuencias para analizar si hay alguna frecuencia de contaminación que debamos de tomar en cuenta en el análisis (por ejemplo interferencia de la red para aplicar filtro notch) para cada foco de auscultación (figura 4.16). Las frecuencias de la señal se encuentran contenidas en los valores esperados, lo cual se corresponde con las frecuencias pretendidas según la tabla 2.1 para el caso de sonidos del corazón.

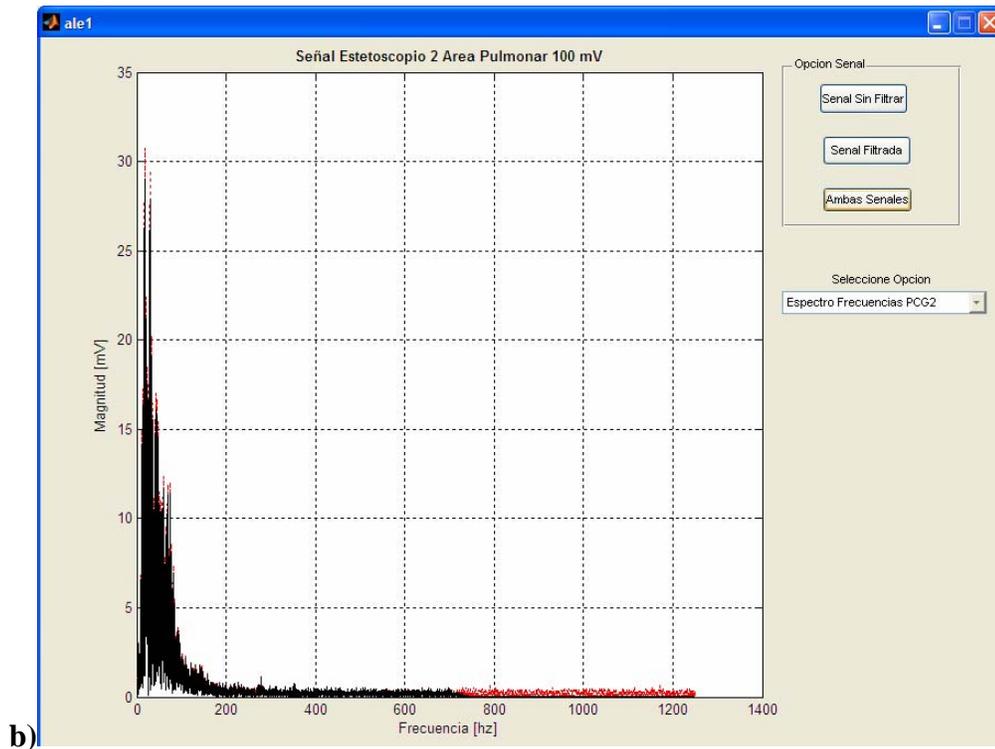
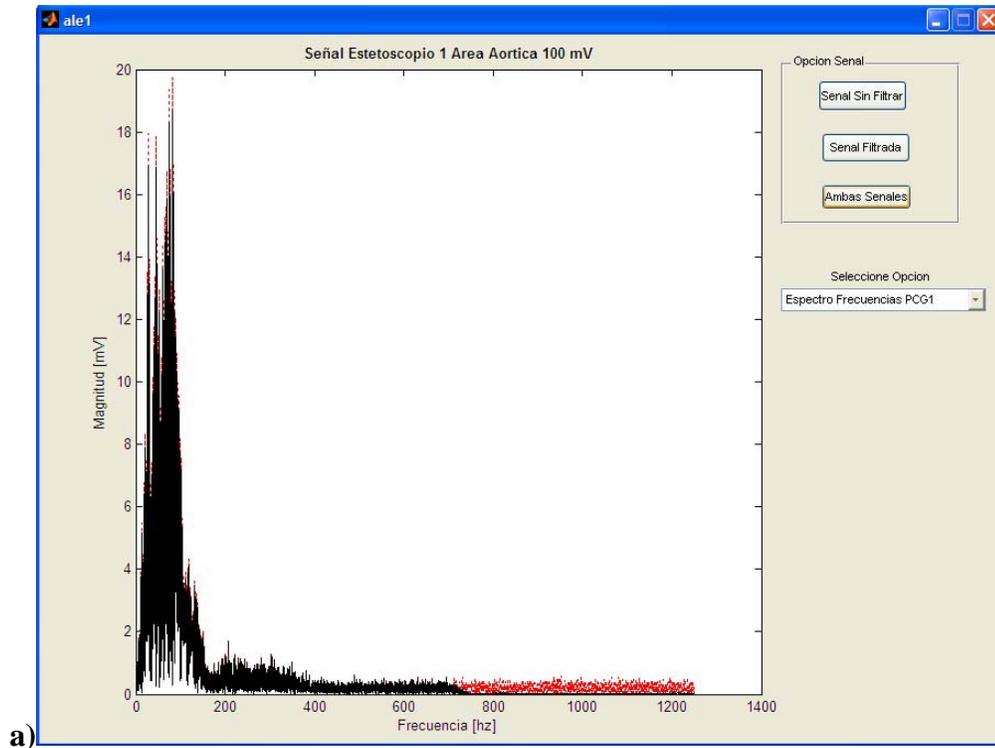


Figura 4.16. Gráfica del espectro de frecuencia. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

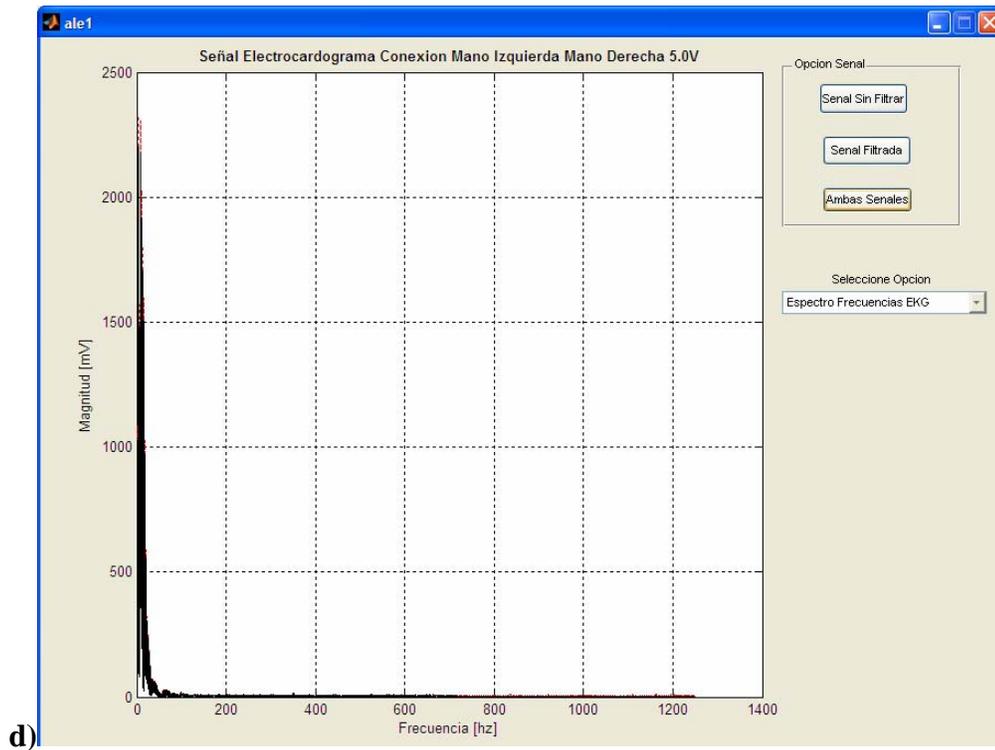
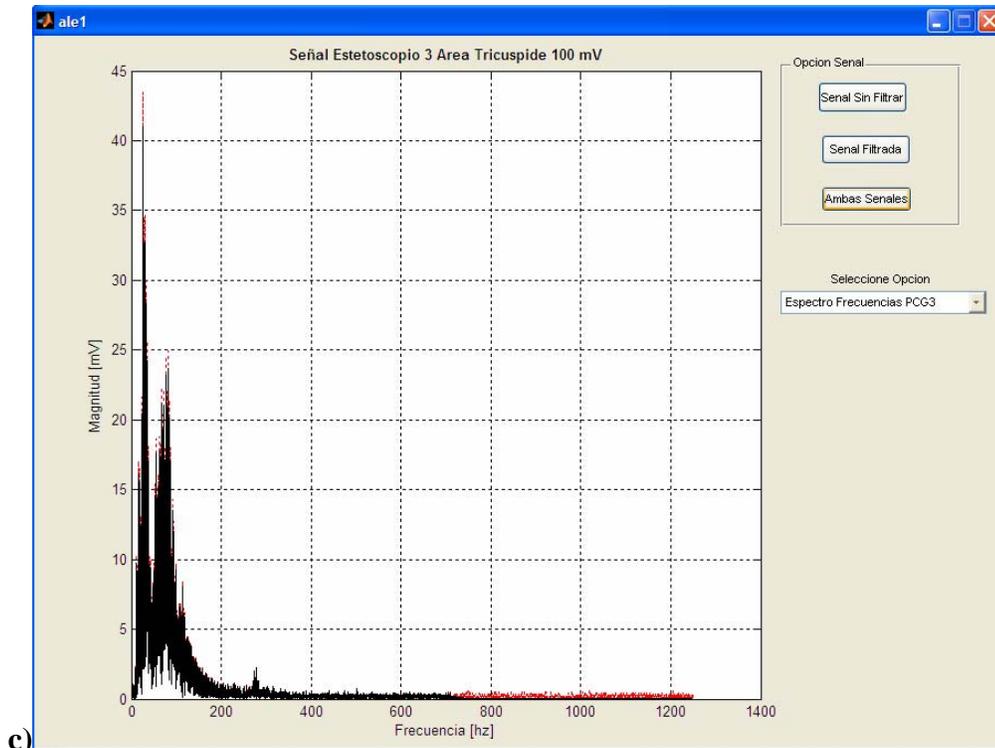


Figura 4.16.continuación. Gráfica del espectro de frecuencia. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

4.4.4 Autocorrelación de las Señales Seleccionadas

La interfaz gráfica ofrece la operación de autocorrelación, lo que permite indagar acerca de la periodicidad en la señal. Como por ejemplo, el conocer la cantidad de latidos cardiacos contenidos y el tiempo del inicio de cada uno de los latidos para cada foco de auscultación en la señal analizada (figura 4.17).

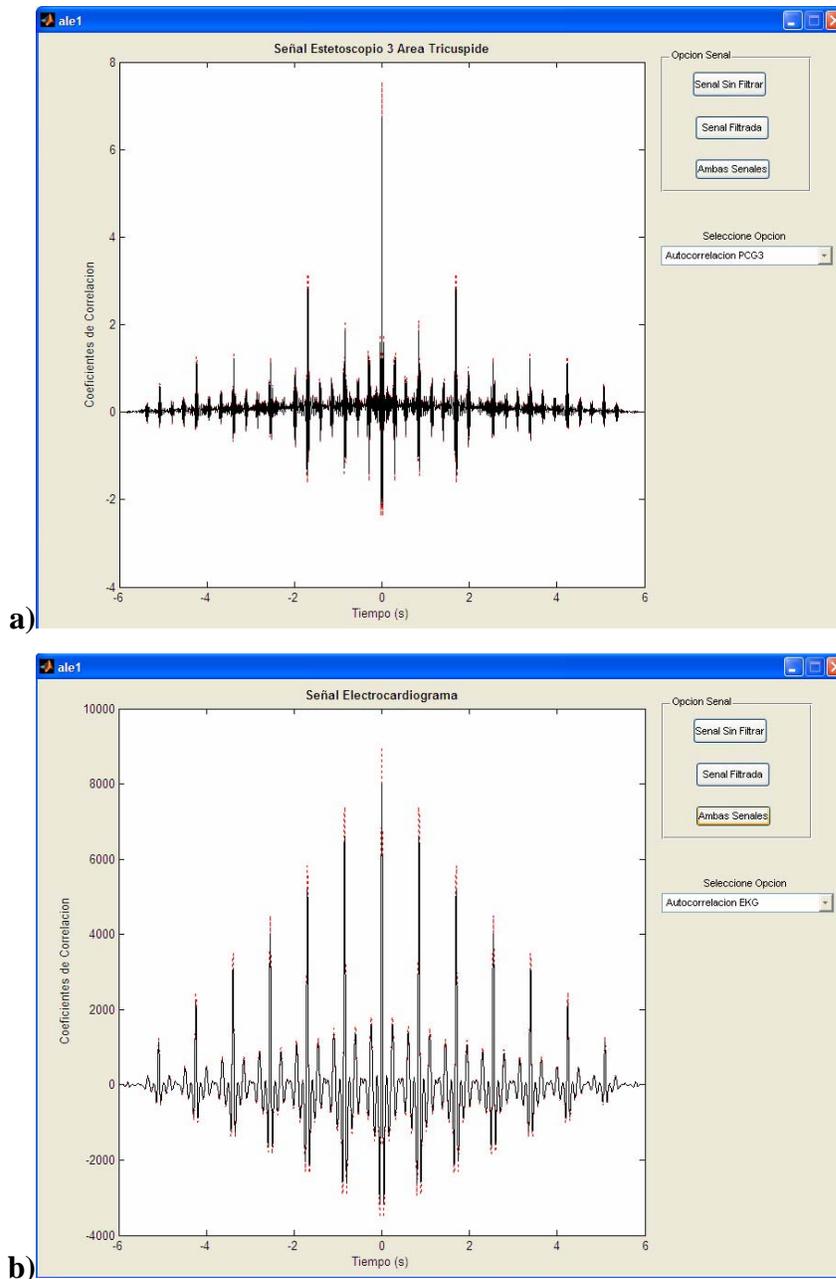


Figura 4.17. Gráfica de autocorrelación para determinar el tiempo de inicio de cada latido del corazón. a) Foco tricúspide, b) Electrocardiograma.

4.5 Uso de Ventanas

Se emplean ventanas en el análisis de la señal para poder observar con detalle alguna parte de interés de esta, pudiendo hacer análisis con respecto a restricciones en el eje temporal, así como restricciones en el eje temporal y la magnitud en forma simultánea de acuerdo a la información que se desea analizar en la señal considerada.

4.5.1 Ventanas Con Restricciones en el Eje Temporal de las Señales Seleccionadas

Se representa una ventana rectangular con restricciones en el eje temporal, para poder observar una región de interés de la señal y procesar nada más la porción de la señal que nos interese (figura 4.18). Cuando seleccionamos una ventana que nos representa un latido del corazón obtenemos que la correlación de la ventana se mejora en los picos de concordancia entre ellas, y nos dice la cantidad de latidos presentes en ella. Como puede observarse en la gráfica de la figura 4.18 que corresponden a la correlación con la señal de la región de interés.

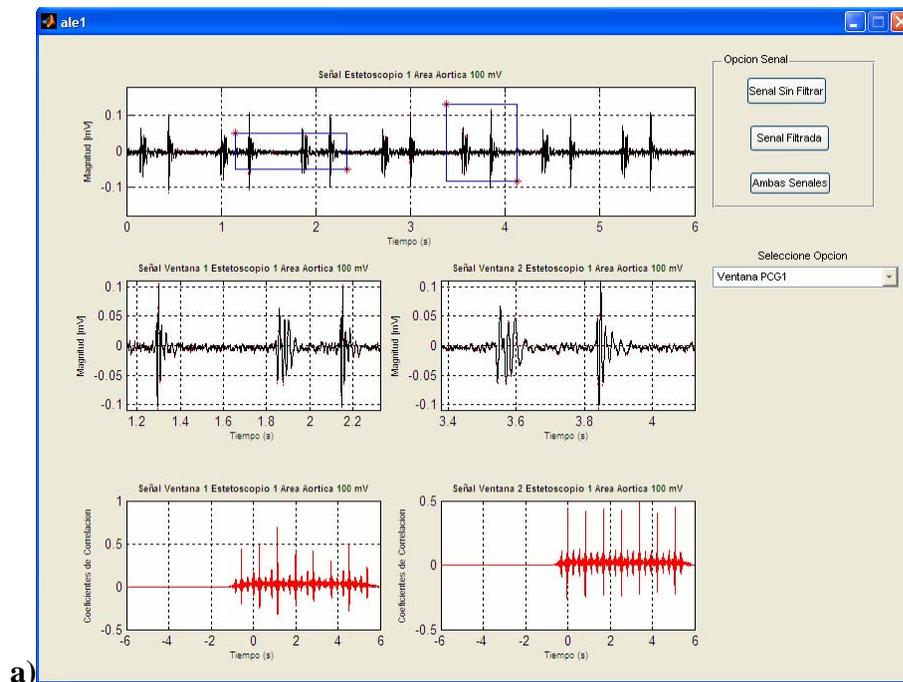
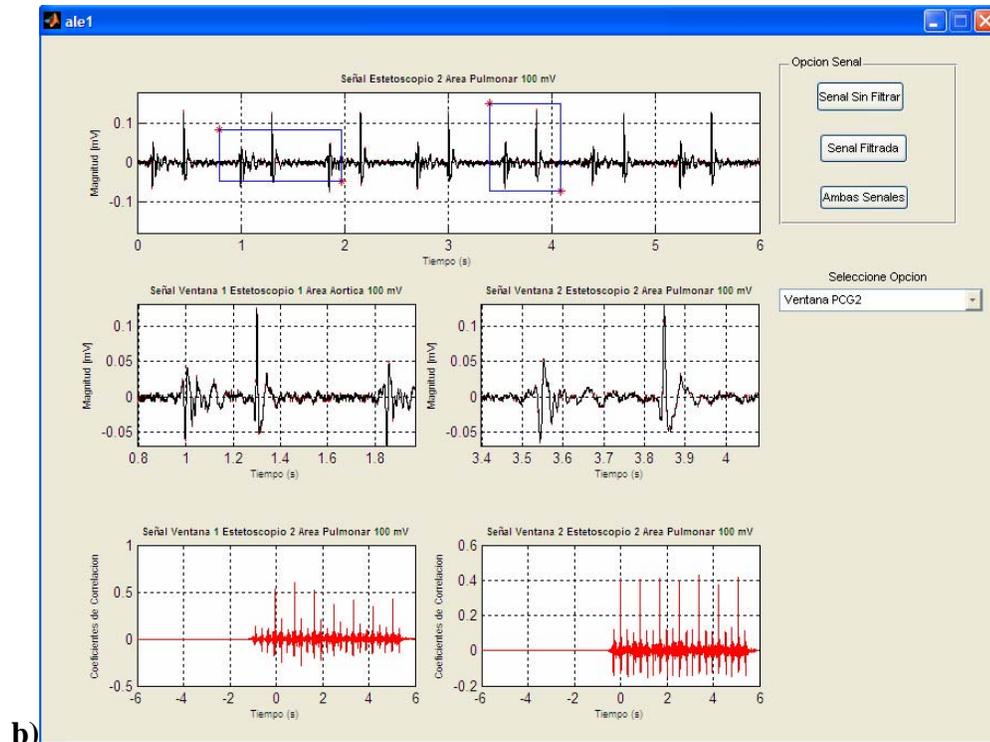
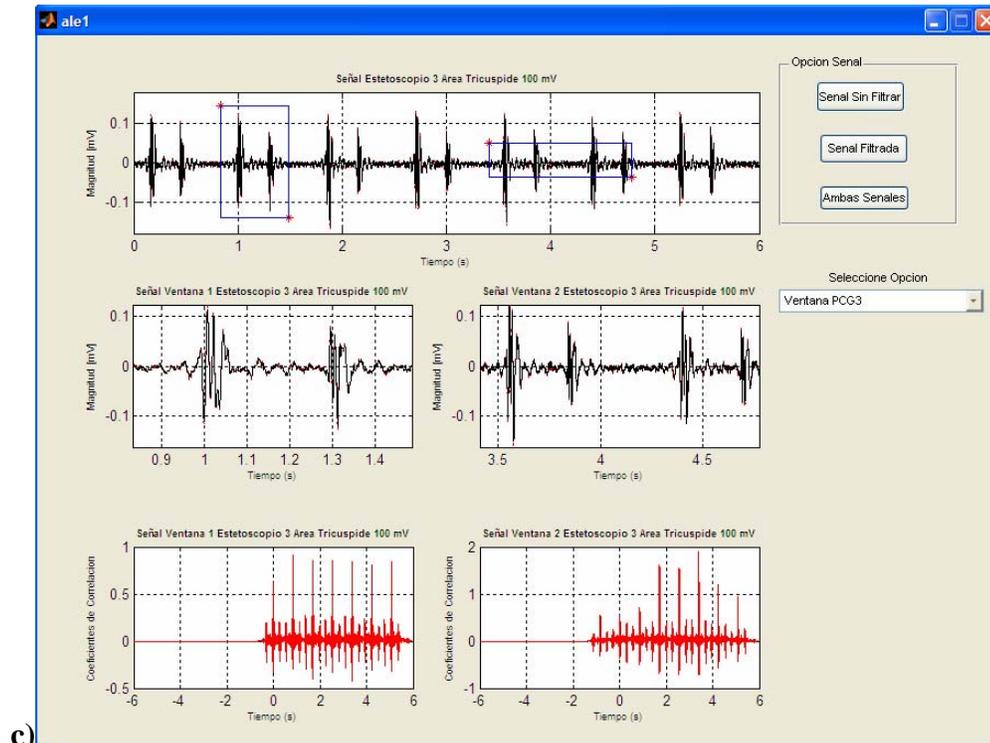


Figura 4.18. Ventanas en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.



b)



c)

Figura 4.18.continuación. Ventanas en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

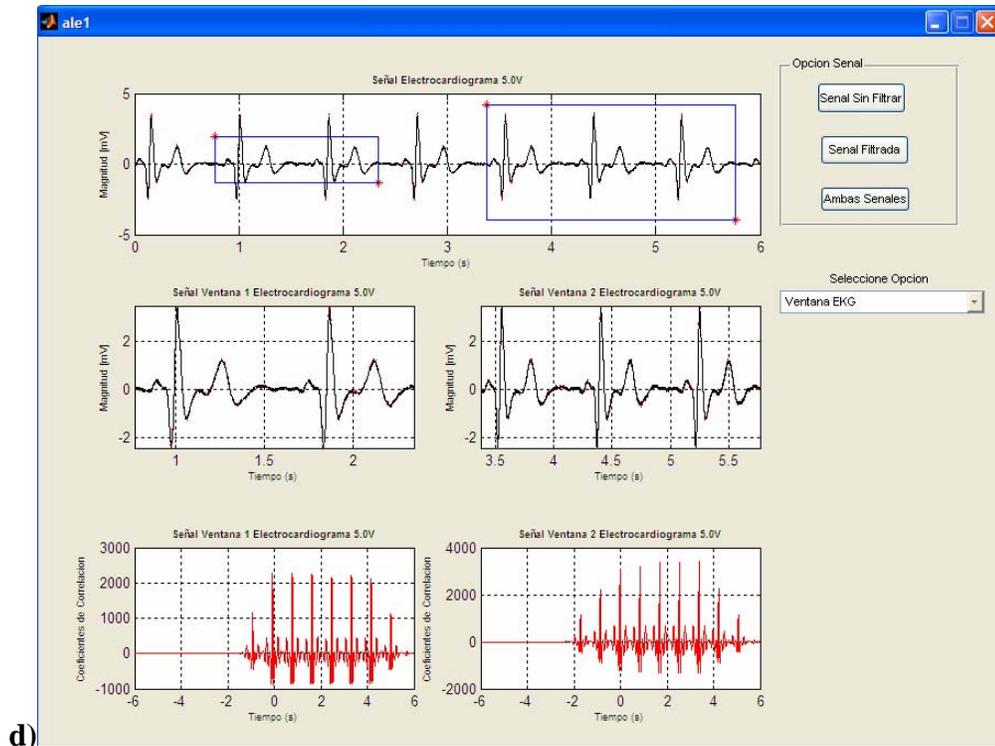
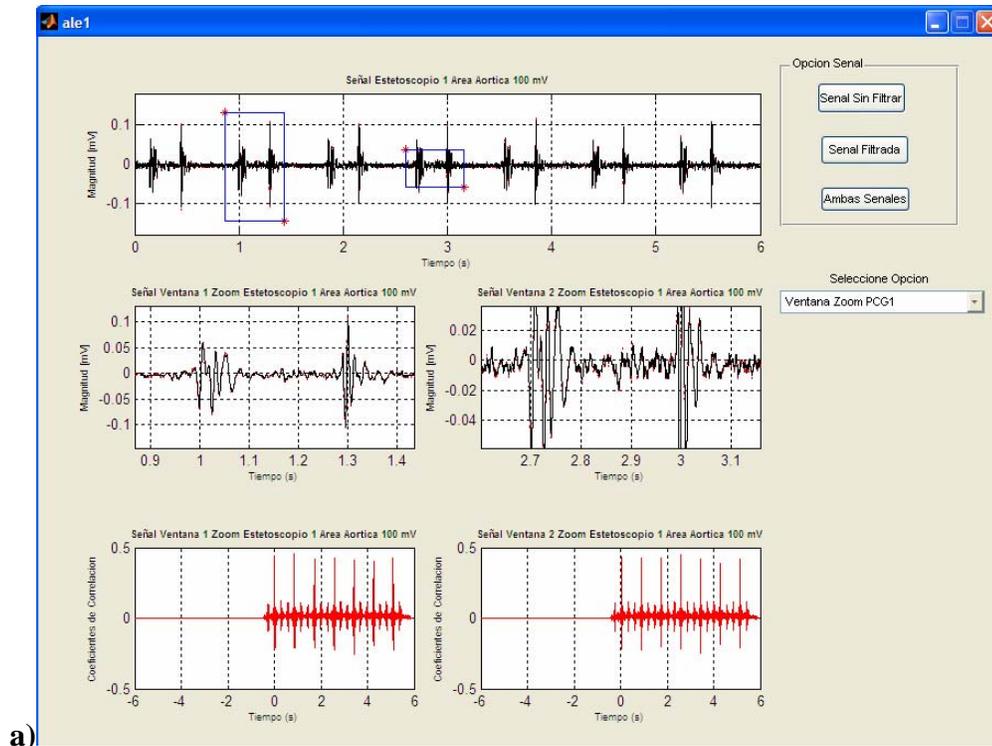


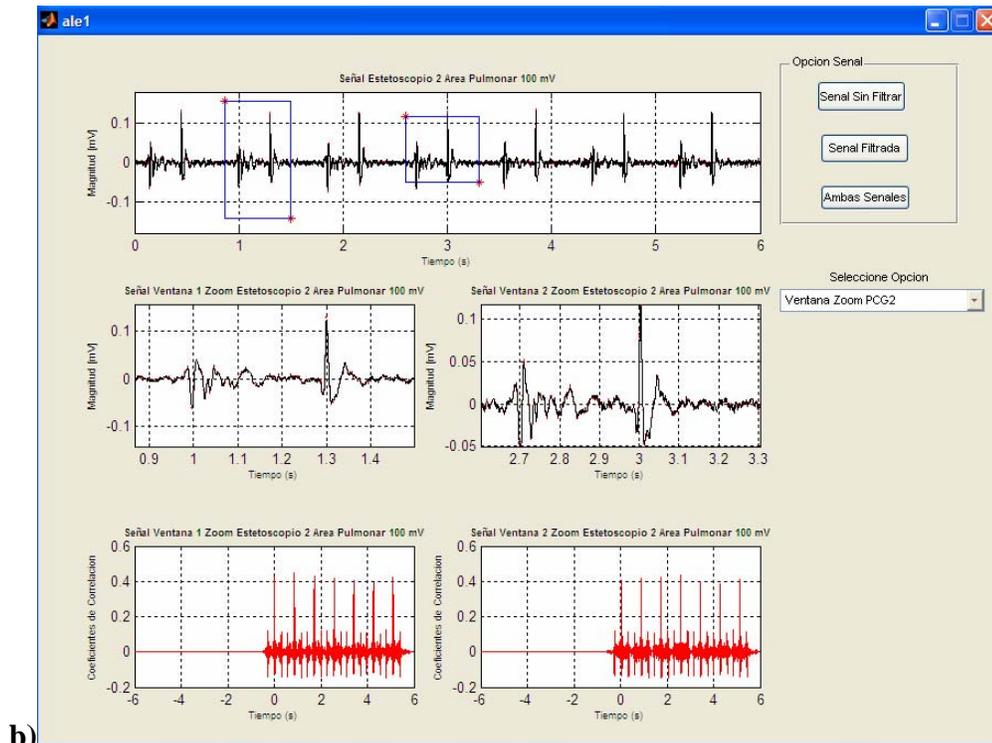
Figura 4.18.continuación. Ventanas en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

4.5.2 Ventanas Con Restricciones en el Eje Temporal y la Magnitud de las Señales Seleccionadas

Se representa una ventana rectangular con restricciones en las coordenadas en el eje temporal y la magnitud, para poder observar con detenimiento alguna parte de interés de la señal aplicando un zoom, es decir podemos observar el tiempo de la señal que nos interese así como la amplitud seleccionada (figura 4.19). Cuando seleccionamos una ventana que nos representa un latido del corazón obtenemos que la correlación de la ventana se mejora en los picos de concordancia entre ellas y nos dice la cantidad de latidos contenidos en ella.



a)



b)

Figura 4.19. Ventanas con zoom en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

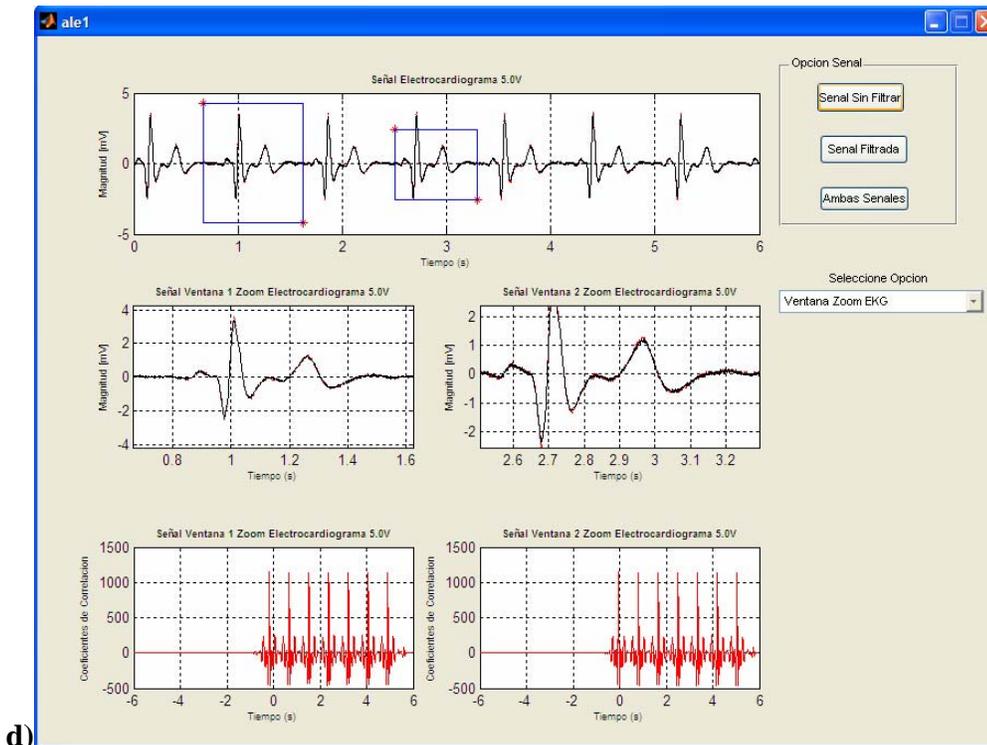
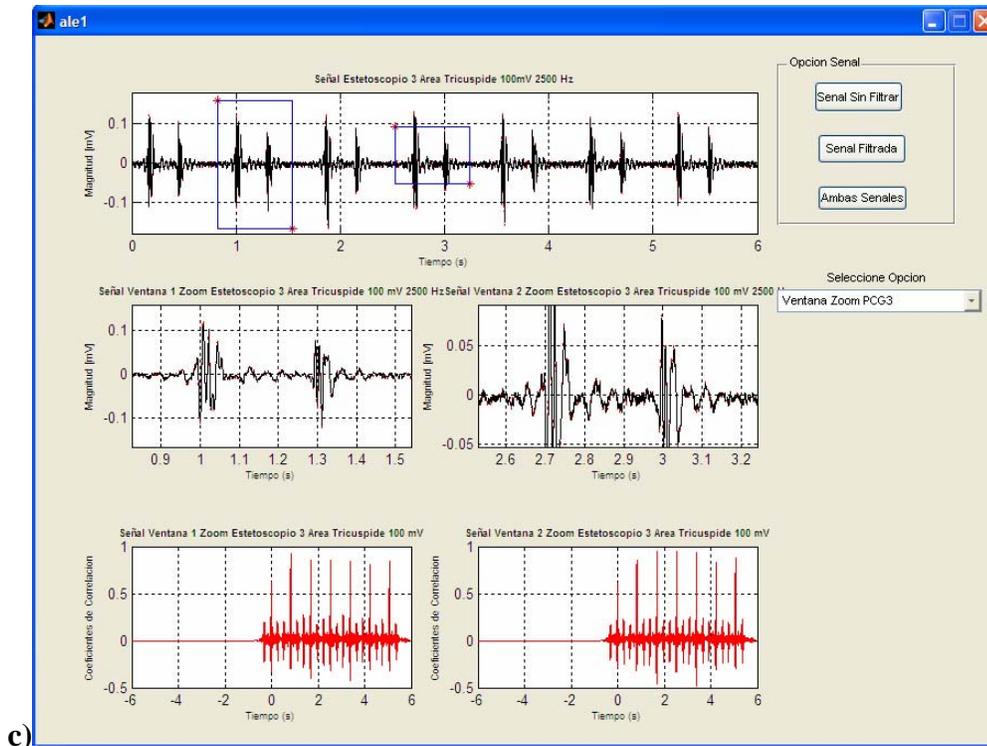


Figura 4.19.continuación. Ventanas con zoom en PCG y ECG. a) Foco aórtico, b) Foco pulmonar, c) Foco tricúspide, d) Electrocardiograma.

4.6 Datos Clínicos sobre los Focos de Auscultación

La energía de los sonidos cardiacos en cada posición de auscultación es una medida que los especialistas utilizan como diagnóstico de funcionamiento cardiovascular, pero esto requiere de un gran entrenamiento y experiencia del especialista. El sistema calcula la energía sobre una ventana seleccionada y este valor puede ser relacionado con otras áreas de auscultación usando la misma ventana. Para dar una información que el especialista pueda interpretar de manera más sencilla, se obtiene la gráfica de barras para representar las respuestas de energía en cada uno de los focos de auscultación de la señal seleccionada (figura 4.20).

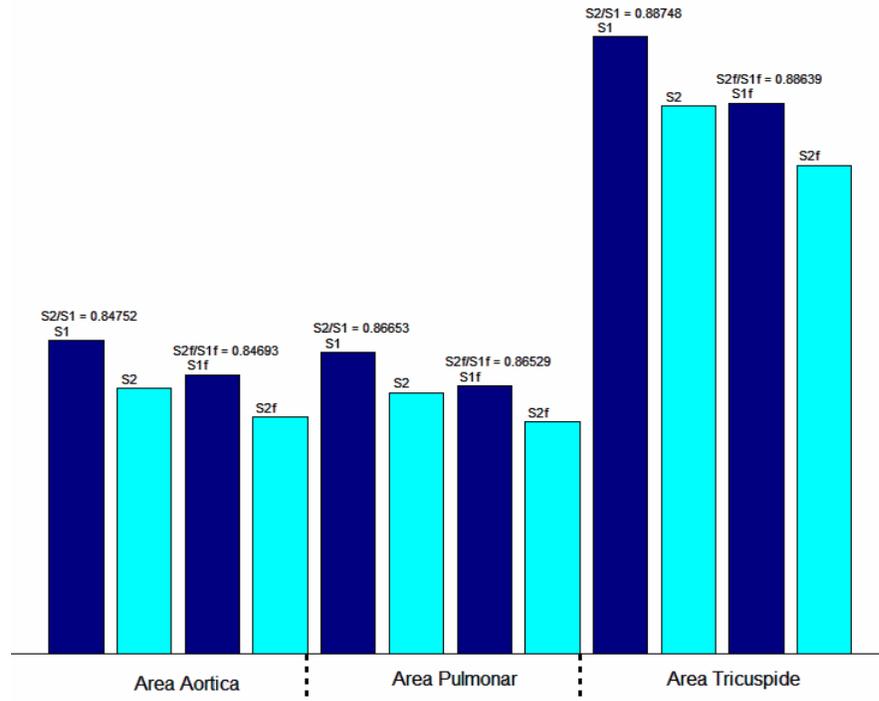


Figura 4.20. Gráfica de Bloques de energía de las ventanas seleccionadas para cada uno

de los focos de auscultación $\frac{S_2}{S_1}$ = Define la señal sin procesar ,

$\frac{S_{2f}}{S_{1f}}$ = Define la señal filtrada .

Capítulo 5

Conclusiones y Trabajos Futuros.

Se desarrolló un instrumento que da la oportunidad de realizar el acoplamiento, registro simultáneo y almacenamiento de las señales de la auscultación multi-sitio (3 focos) junto con el grabado del ECG, y realizar el desplegado gráfico sincronizado de las señales de ECG y PCG. Se describió el equipo que se usó en este proceso, obteniendo una herramienta para auxiliar a los médicos, que proporciona una mejor información para diagnóstico comparado con el del estetoscopio tradicional: el médico podrá ver cada foco de auscultación separadamente o simultáneamente con un ECG (consideramos que para una mejor apreciación en la auscultación cardiaca se debe analizar simultáneamente el PCG y el ECG). Se estudiaron los sonidos del corazón de una persona sana, y los resultados de este estudio pueden utilizarse para la comparación de personas con alguna anormalidad o enfermedad cardiaca. El desplegado gráfico, permitiría una resolución cuando los examinadores estuvieran en discordancia. Aunque puede tener limitaciones en el despliegue de patrones complejos de sonidos.

Se ha estudiado la fonocardiografía para proporcionar la información sobre la instrumentación y los procedimientos usados para obtener los datos; las herramientas utilizadas para escuchar claramente los sonidos del corazón debido a las limitaciones del oído humano. Se presentaron las especificaciones del equipo utilizado en el estudio, la adquisición de las señales PCG y ECG, así como la teoría de preprocesamiento de la señal, y el filtrado de las señales PCG y ECG.

Para la reducción del ruido se han presentado métodos basados en técnicas clásicas de filtrado. El proceso para la eliminación de la interferencia de la red eléctrica es una buena alternativa, debido a que esto protegería a una cantidad importante de equipo que es afectado por la interferencia de la red. Respecto a la localización de puntos significativos, aunque se realiza de manera manual y visual por parte del especialista, para poder determinar algún punto de interés de la señal, consideramos que la instrumentación

desarrollada facilitará esta tarea. Como trabajo futuro se puede hacer el acondicionamiento de la señal para utilizar una tarjeta de adquisición de datos y obtener la señal en tiempo real con su respectivo procesamiento y despliegue.

APÉNDICE A

Normas para la Auscultación

Hay una serie de normas básicas que deben seguirse para que la auscultación cardíaca sea correcta:

1. Debe practicarse en un ambiente tranquilo y de presencia con luz tenue, para que nada distraiga la atención de quien realiza la auscultación. Se debe considerar la influencia de ruidos de fondo (ruido ambiental) en los consultorios públicos así como en la consulta privada ya que siempre existen, y a veces con un nivel sorprendentemente elevado (normalmente entre 60-70 dB).
2. La posición que se debe adoptar para la auscultación de los pacientes es variable; la que da mejores resultados es la que se realiza con el paciente tranquilo relajado y proyectado sobre la espalda, con la parte superior del cuerpo ligeramente incorporada. La persona que realiza la auscultación debe sentarse a la derecha del paciente. Aunque muchos fenómenos acústicos se detectan mejor en decúbito lateral izquierdo (se llama decúbito a la posición horizontal), como los que se originan en la válvula mitral (mayor contacto con la pared; punto de auscultación de la región de la punta cardíaca), los generalmente débiles y suaves soplos in crescendo diastólico de la insuficiencia aórtica, así como los de la insuficiencia pulmonar (punto de auscultación en el 3er. espacio intercostal, en el borde esternal izquierdo). En el decúbito lateral derecho, son más patentes los fenómenos acústicos de la válvula tricúspide, y en la posición sentada con el cuerpo proyectado hacia adelante (postura de Harvey), los que se originan a nivel de los focos aórticos y pulmonares.
3. La persona que realiza la auscultación debe acostumbrarse a auscultar a los pacientes no solo en apnea respiratoria (contención de la respiración), sino también con respiración normal, lo cual adquiere importancia singular en el desdoblamiento del segundo sonido cardíaco y en el soplo tricúspide.

La apnea respiratoria es obligada para la captación de fenómenos acústicos débiles, por ejemplo, un soplo diastólico aórtico suave.

El incremento inspiratorio del volumen sistólico del ventrículo derecho es también responsable del aumento de la intensidad de todos los fenómenos acústicos originados en la válvula tricúspide durante la inspiración; este fenómeno inscrito por Rivera-Carvallo, afecta tanto al soplo sistólico de la insuficiencia tricúspide como al soplo diastólico de la estenosis tricúspide. De la misma forma, el tono de apertura de la tricúspide es más sonoro durante la inspiración.

También, según esta relación de dependencia respiratoria, el frote pericárdico se hace más intenso durante la inspiración y más débil durante la exhalación.

4. Debemos habituarnos a un tipo sistemático de auscultación. Se inicia la auscultación de la punta cardíaca con la parte de la campana de nuestro estetoscopio y auscultamos en los diversos focos (Área Aórtica, Área Pulmonía, Área Mitral, Área Tricúspide) hasta llegar a la base. Pasamos luego a la membrana del estetoscopio para seguir el mismo proceso de auscultación, pero siguiendo un orden inverso.

Es preciso que en cada punto de auscultación sigamos un orden sistemático al prestar atención a los distintos fenómenos acústicos, primero concentramos exclusivamente nuestra atención sobre los sonidos cardiacos, el primer y segundo sonido, en ese orden. Tiene especial importancia la valoración del segundo sonido cardiaco en la región pulmonar, pues, por lo general, es este el único factor que nos permite identificar el desdoblamiento del segundo sonido cardiaco, tan importante para toda la auscultación.

5. Un largo y paciente entrenamiento del oído y un perfecto conocimiento de la dinámica cardiaca son absolutamente necesarios para que la auscultación conduzca a conclusiones patógenas fundamentales y utilizables.

APÉNDICE B

Especificaciones del Estetoscopio

Aumento Audio	27 dB @ 200 Hz (SPL/SPL). Salida máxima para los sonidos del corazón y de la respiración.
Respuesta de Frecuencia	Seleccionable entre los sonidos de corazón (HS) y los sonidos de la respiración (BS) vía el botón en la cabeza del estetoscopio, Sonidos del corazón: 100-240 hertzio (-3dB) SPL/SPL 45 a 900 hertzios (-20dB). Sonidos de la respiración: 125 a 350 hertzios (-3dB). 50-2000 hertzio (-20dB).
Salida máxima	SPL de 124dB, no deformado.
Micrófono	Tipo de sonido de presión con micrófono de elemento eléctrico establecido sobre el pecho.
Altavoz	Tipo dinámico con impedancia de 180 ohmios situada en el contorno.
Salida de Sonidos	Salidas de audio con capacidad para manejar auricular de 32 ohmios o estetoscopio Cardionics.
Peso	6.2 onzas (176 gramos).
Longitud	38 pulgadas (96.5 centímetros) desde el pecho hasta los auriculares.
Controles	Los controles de volumen +/- del volumen están situados en la cabeza del estetoscopio. Presionando cualquier botón se encenderá el E-Scope. Reinicie apretando cualquier botón encenderá el E-Scope y recordará los ajustes anteriores del volumen. El E-Scope se apagará automáticamente 2 minutos después de presionar cualquier botón. El filtro seleccionador HS/BS se localiza en la cabeza del estetoscopio y cambia entre las frecuencias del corazón y las frecuencias de respiración.
Fuente de Alimentación	Una batería AAA puede impulsar el E-Scope II aproximadamente durante 6 meses con 6 horas de uso por semana o 30 usos por día.

Tabla A.1. Especificaciones para el estetoscopio electrónico, que se utiliza para grabar los PCG (Cardionics II).

APÉNDICE C

Especificaciones de Osciloscopio

EL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Frecuencia de muestreo - 100 MS/s en todos los canales.

Sensibilidad - 1 mV a 10 V/div (con calibrado de ajuste fino).

Rango de Posición - ± 5 Divisiones.

Rango de desplazamiento - ± 1 V de 1 a 99.5; ± 10 V de 100 mV a 995; ± 100 V de 1 a 10 V/div.

Exactitud de Ganancia DC - $\pm 1.5\%$.

Resolución vertical - los 8- Bits (256 niveles encima de 10.24 divisiones verticales).

Selección del ancho de banda analógico - 20 MHz, 100 MHz, y Total.

Acoplamiento de Entrada - CA, DC o GND.

Selección de Impedancia de entrada - 1 M Ω en este con 15 pF, o 50 Ω (el CA y DC acoplado).

Canal de Aislamiento - $>100:1$ a 100 MHz para dos canales cualquiera.

SISTEMA DE BASE DE TIEMPO

Bases de Tiempo - Principal, retraso.

Tiempo/ Promedio División - 1 ns a 20 s/div.

Cursor de Medidas - Absoluto, Delta, voltios, Tiempo, Frecuencia.

Tipos de Cursor - barras Horizontales (voltios); barras Verticales (tiempo); pares; operación independientemente o modo de rastreo.

ALMACENAMIENTO

Longitud de Grabado (tiempo real y tiempo equivalente) - los puntos de la Muestra por el canal: de 500 a 30,000. opción XL ofrece 120,000 puntos.

Unidad de disco flexible - 3.5 en. 1.44 MB o 720 KB

DOS compatible (almacén de forma de onda, pantalla, datos, y configuraciones)*1

Configuraciones - 10 configuraciones de tablero principal.

CRT

Tipo - 7 pulgadas diagonales, desviación magnética. Trama de búsqueda Horizontal. P31 fósforo verde.

Resolución - 640 horizontal por 480 vertical pixeles desplegados.

CARACTERÍSTICAS GENERALES.

REQUERIMIENTOS DE ENERGIA

Voltaje de Línea Promedio - 90 a 250 V RMS.

Frecuencia de la línea - 48 a 63 Hz.

Consumo de Energía - 240 W máximo.

SEGURIDAD DEL MEDIOAMBIENTE

Temperatura - Operacion: de 0°C a +50°C.

No operar: de -40°C a +75°C.

Humedad - Operar y no operar: arriba de 95% humedad relativa o por debajo de +40°C; a 75% humedad relativa de +41°C a +50°C.

Altitud - Operar: 15,000 pies, no operar: a 40,000 pies

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

DIMENSIONES:

Altura 164 mm; 6.4 pulgadas, w/acc. bolsa 177 mm; 7.5 pulgadas.

Anchura 362 mm, 14.25 pulgadas, Tapa de w/front de profundidad de instalación 491 mm; 19.25 pulgadas, w/handle de profundidad extendidos 576 mm; 22.2 pulgadas.

PESO.

Aproximadamente 9.1 kg; 22.5 lb

Envío aproximadamente 12.5kg; 32 lb

*1 forma de onda puede guardarse para archivar en MathCAD y Hoja de cálculo.

Apéndice D

Programa MatLab

%Programa en MatLab Para el procesamiento de las 3 señales PCG y la señal ECG

```
function varargout = ale1(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @ale1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @ale1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [] , ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function ale1_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
if strcmp(get(hObject,'Visible'),'off')
    axes('position',[.12 .45 .4 .42]);
    image(imread('areasauscultacion.jpg'));
end
function varargout = ale1_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)

varargout{1} = handles.output;
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
muestras=15000;
divisiones=15;
t=400/1000;
tm=t*divisiones;
fm=muestras/tm;
Tm=1/fm;
S1=load ('TEK0000z0.CSV');
tiempo=S1(:,1)+3;
d1=S1(:,2);
S2=load ('TEK0000z1.CSV');
d2=S2(:,2);
S3=load ('TEK0000z2z.CSV');
d3=S3(:,2);
S4=load ('TEK0000z3.CSV');
d4=S4(:,2);
popup_sel_index = get(handles.popupmenu1, 'Value');
switch popup_sel_index
    case 1
        subplot('position',[0.10,0.80,0.65,0.15]);
        plot(tiempo,d1,'r:');
        xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
        ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
        title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
```

```

grid on;
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.15]);
plot(tiempo,d2,'r:');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.30,0.65,0.15]);
plot(tiempo,d3,'r:');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.055,0.65,0.15]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 2
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d1,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 1 100mV Area Aortica 2500 Hz','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 3
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d2,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 4
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d3,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');

```

```

title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 5
ft1=abs(fft(d1));
ft1=ft1(1:muestras/2);
ft1(1)=0;
f1=(0:length(ft1)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f1,ft1,'r:');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold');
case 6
ft2=abs(fft(d2));
ft2=ft2(1:muestras/2);
ft2(1)=0;
f2=(0:length(ft2)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f2,ft2,'r:');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 7
ft3=abs(fft(d3));
ft3=ft3(1:muestras/2);
ft3(1)=0;
f3=(0:length(ft3)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f3,ft3,'r:');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 8
ft4=abs(fft(d4));
ft4=ft4(1:muestras/2);
ft4(1)=0;
f4=(0:length(ft4)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f4,ft4,'r:');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 9
correlacionsenal11=xcorr2(d1);
a11=length(correlacionsenal11);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia11=sum(abs(d1).^2);
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal11,'r:');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica','fontweight','bold');
case 10

```

```

correlacionsenal22=xcorr2(d2);
a11=length(correlacionsenal22);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia22=sum(abs(d2).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal22,'r:');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar','fontweight','bold');
case 11
correlacionsenal33=xcorr2(d3);
a11=length(correlacionsenal33);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia33=sum(abs(d3).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal33,'r:');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspide','fontweight','bold');
case 12
correlacionsenal44=xcorr2(d4);
a11=length(correlacionsenal44);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia44=sum(abs(d4).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal44,'r:');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Electrocardiograma','fontweight','bold');
case 13
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d1,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(1) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];

```

```

end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
if y1i(1)>y1i(2);
    axis([x1i y1i(2) y1i(1)]);
else y1i(1)<y1i(2);
    axis([x1i y1i(1) y1i(2)]);
end
tiemponuevo1=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo1=d1(tiemponuevo1);
energia_d1_S1=sum(abs(ynuevo1).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
if y1aia(1)>y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(2) y1aia(1)]);
else y1aia(1)<y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(1) y1aia(2)]);
end
tiemponuevo1a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo1a=d1(tiemponuevo1a);
energia_d1_S2=sum(abs(ynuevo1a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1=xcorr(d1,ynuevo1);
a1nuevo1=length(correlacionsenalnuevo1);
tiemponuevoa1=(-a1nuevo1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo1-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa1,correlacionsenalnuevo1,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1a=xcorr(d1,ynuevo1a);
a1nuevo1a=length(correlacionsenalnuevo1a);
tiemponuevoa1a=(-a1nuevo1a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo1a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa1a,correlacionsenalnuevo1a,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 14
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa2=plot(tiempo,d2,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);

```

```

cla(aaaaa2);
hold on;
x2y2=[];
n2=0;
for i=1:2
    [x2i(i),y2i(i),but]=ginput(1);
    plot(x2i(i),y2i(i),'r*');
    n2=n2+1;
    x2y2(:,n2)=[x2i(i);y2i(i)];
end
line([x2i(1) x2i(2) x2i(2) x2i(1) x2i(1)], [y2i(1) y2i(1) y2i(2) y2i(2) y2i(1)]);
grid on;
hold on;
x2ay2a=[];
n2a=0;
for ia=1:2
    [x2aia(ia),y2aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x2aia(ia),y2aia(ia),'r*');
    n2a=n2a+1;
    x2ay2a(:,n2a)=[x2aia(ia);y2aia(ia)];
end
line([x2aia(1) x2aia(2) x2aia(2) x2aia(1) x2aia(1)], [y2aia(1) y2aia(1) y2aia(2) y2aia(2) y2aia(1)]);
grid on;
subplot ('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r:');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y2i(1)>y2i(2);
    axis([x2i y2i(2) y2i(1)]);
else y2i(1)<y2i(2);
    axis([x2i y2i(1) y2i(2)]);
end
tiemponuevo2=find(tiempo>=x2i(1)&tiempo<=x2i(2));
ynuevo2=d2(tiemponuevo2);
energia_d2_S1=sum(abs(ynuevo2).^2);
grid on;
subplot ('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r:');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y2aia(1)>y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(2) y2aia(1)]);
else y2aia(1)<y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(1) y2aia(2)]);
end
tiemponuevo2a=find(tiempo>=x2aia(1)&tiempo<=x2aia(2));
ynuevo2a=d2(tiemponuevo2a);
energia_d2_S2=sum(abs(ynuevo2a).^2);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo2=xcorr(d2,ynuevo2);
a1nuevo2=length(correlacionsenalnuevo2);
tiemponuevoa2=(-a1nuevo2-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo2-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa2,correlacionsenalnuevo2,'r');

```

```

xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo2a=xcorr(d2,ynuevo2a);
alnuevo2a=length(correlacionsenalnuevo2a);
tiemponuevo2a=(-alnuevo2a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo2a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevo2a,correlacionsenalnuevo2a,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 15
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa3=plot(tiempo,d3,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100mV 2500 Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa3);
hold on;
x3y3=[];
n3=0;
for i=1:2
    [x3i(i),y3i(i),but]=ginput(1);
    plot(x3i(i),y3i(i),'r*');
    n3=n3+1;
    x3y3(:,n3)=[x3i(i);y3i(i)];
end
line([x3i(1) x3i(2) x3i(2) x3i(1) x3i(1)], [y3i(1) y3i(1) y3i(2) y3i(2) y3i(1)]);
grid on;
hold on;
x3ay3a=[];
n3a=0;
for ia=1:2
    [x3aia(ia),y3aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x3aia(ia),y3aia(ia),'r*');
    n3a=n3a+1;
    x3ay3a(:,n3a)=[x3aia(ia);y3aia(ia)];
end
line([x3aia(1) x3aia(2) x3aia(2) x3aia(1) x3aia(1)], [y3aia(1) y3aia(1) y3aia(2) y3aia(2) y3aia(1)]);
grid on;
subplot ('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV 2500
Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
if y3i(1)>y3i(2);
    axis([x3i y3i(2) y3i(1)]);
else y3i(1)<y3i(2);
    axis([x3i y3i(1) y3i(2)]);
end
tiemponuevo3=find(tiempo>=x3i(1)&tiempo<=x3i(2));
ynuevo3=d3(tiemponuevo3);

```

```

energia_d3_S1=sum(abs(ynuevo3).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV 2500
Hz','fontWeight','bold','FontSize',7);
if y3aia(1)>y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(2) y3aia(1)]);
else y3aia(1)<y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(1) y3aia(2)]);
end
tiempouno3a=find(tiempo>=x3aia(1)&tiempo<=x3aia(2));
ynuevo3a=d3(tiempouno3a);
energia_d3_S2=sum(abs(ynuevo3a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3=xcorr(d3,ynuevo3);
alnuevo3=length(correlacionsenalnuevo3);
tiempouno3a=(-alnuevo3-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo3-1)*Tm/2;
plot(tiempouno3a,correlacionsenalnuevo3,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3a=xcorr(d3,ynuevo3a);
alnuevo3a=length(correlacionsenalnuevo3a);
tiempouno3a=(-alnuevo3a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo3a-1)*Tm/2;
plot(tiempouno3a,correlacionsenalnuevo3a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 16
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa4=plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-5.00,5.00]);
cla(aaaa4)
hold on;
x4y4=[];
n4=0;
for i=1:2
    [x4i(i),y4i(i),but]=ginput(1);
    plot(x4i(i),y4i(i),'r*');
    n4=n4+1;
    x4y4(:,n4)=[x4i(i);y4i(i)];
end
line([x4i(1) x4i(2) x4i(2) x4i(1) x4i(1)], [y4i(1) y4i(1) y4i(2) y4i(2) y4i(1)]);
grid on;
hold on;
x4ay4a=[];

```

```

n4a=0;
for ia=1:2
    [x4aia(ia),y4aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x4aia(ia),y4aia(ia),'r*');
    n4a=n4a+1;
    x4ay4a(:,n4a)=[x4aia(ia);y4aia(ia)];
end
line([x4aia(1) x4aia(2) x4aia(2) x4aia(1) x4aia(1)], [y4aia(1) y4aia(1) y4aia(2) y4aia(2) y4aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
if y4i(1)>y4i(2);
    axis([x4i y4i(2) y4i(1)]);
else y4i(1)<y4i(2);
    axis([x4i y4i(1) y4i(2)]);
end
tiemponuevo4=find(tiempo>=x4i(1)&tiempo<=x4i(2));
ynuevo4=d4(tiemponuevo4);
energia_d4_S1=sum(abs(ynuevo4).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
if y4aia(1)>y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(2) y4aia(1)]);
else y4aia(1)<y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(1) y4aia(2)]);
end
tiemponuevo4a=find(tiempo>=x4aia(1)&tiempo<=x4aia(2));
ynuevo4a=d4(tiemponuevo4a);
energia_d4_S2=sum(abs(ynuevo4a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4=xcorr(d4,ynuevo4);
alnuevo4=length(correlacionsenalnuevo4);
tiemponuevo4a=(-alnuevo4-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo4-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevo4a,correlacionsenalnuevo4,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4a=xcorr(d4,ynuevo4a);
alnuevo4a=length(correlacionsenalnuevo4a);
tiemponuevo4a4a=(-alnuevo4a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo4a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevo4a4a,correlacionsenalnuevo4a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;

```

case 17

```

subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d1,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel("Magnitud [mV]");
title("Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV");
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(d1);
y11max=max(d1);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d1,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel("Magnitud [mV]");
title("Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV");
axis([x1i y11min y11max]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=d1(tiemponuevo11);
energia_d1_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r:');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel("Magnitud [mV]");
title("Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV");
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=d1(tiemponuevo11a);
energia_d1_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(d1,ynuevo11);

```

```

a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiempounuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(d1,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempounuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 18
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d2,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y1lmin=min(d2);
y1lmax=max(d2);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d2,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y1lmin y1lmax]);
tiempounuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));

```

```

ynuevo11=d2(tiemponuevo11);
energia_d2_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=d2(tiemponuevo11a);
energia_d2_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(d2,ynuevo11);
alnuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiemponuevoa11=(-alnuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(d2,ynuevo11a);
alnuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-alnuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 19
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d3,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspide 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2

```

```

[x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
n1a=n1a+1;
x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(d3);
y11max=max(d3);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d3,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiempounuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=d3(tiempounuevo11);
energia_d3_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiempounuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=d3(tiempounuevo11a);
energia_d3_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(d3,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiempounuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(d3,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempounuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 20
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d4,'r:');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);

```

```

axis([0,6,-5.0,5.0]);
cla('aaaaa1');
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y1lmin=min(d4);
y1lmax=max(d4);
[z1l]=length(x1i(1):1/2500:x1i(2));
plot(tiempo,d4,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo1l=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo1l=d4(tiemponuevo1l);
energia_d4_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo1l).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo1la=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo1la=d4(tiemponuevo1la);
energia_d4_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo1la).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1l=xcorr(d4,ynuevo1l);
a1nuevo1l=length(correlacionsenalnuevo1l);
tiemponuevoa1l=(-a1nuevo1l-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo1l-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa1l,correlacionsenalnuevo1l,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);

```

```

title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(d4,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
end
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
muestras=15000;
divisiones=15;
t=400/1000;
tm=t*divisiones;
fm=muestras/tm;
Tm=1/fm;
S1=load ('TEK0000z0.CSV');
tiempo=S1(:,1)+3;
d1=S1(:,2);
S2=load ('TEK0000z1.CSV');
d2=S2(:,2);
S3=load ('TEK0000z2z.CSV');
d3=S3(:,2);
S4=load ('TEK0000z3.CSV');
d4=S4(:,2);
[b11,a11]=ellip(4,0.5,20,0.56); %Filtro Pasa Bajo
df11=filter(b11,a11,d1);
[b21,a21]=ellip(4,0.5,20,0.56); %Filtro Pasa Bajo
df21=filter(b21,a21,d2);
[b31,a31]=ellip(4,0.5,20,0.56); %Filtro Pasa Bajo
df31=filter(b31,a31,d3);
[b41,a41]=ellip(4,0.5,20,0.56); %Filtro Pasa Bajo
df41=filter(b41,a41,d4);
popup_sel_index = get(handles.popupmenu1, 'Value');
switch popup_sel_index
case 1
subplot('position',[0.10,0.80,0.65,0.15]);
plot(tiempo,df11,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.15]);
plot(tiempo,df21,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.30,0.65,0.15]);
plot(tiempo,df31,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);

```

```

grid on;
subplot('position',[0.10,0.055,0.65,0.15]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 2
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df1l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 1 100mV Area Aortica 2500 Hz','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 3
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 4
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 5
ft1=abs(fft(df1l));
ft1=ft1(1:muestras/2);
ft1(1)=0;
f1=(0:length(ft1)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f1,ft1,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold');

```

```

case 6
ft2=abs(fft(df21));
ft2=ft2(1:muestras/2);
ft2(1)=0;
f2=(0:length(ft2)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f2,ft2,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 7
ft3=abs(fft(df31));
ft3=ft3(1:muestras/2);
ft3(1)=0;
f3=(0:length(ft3)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f3,ft3,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 8
ft4=abs(fft(df41));
ft4=ft4(1:muestras/2);
ft4(1)=0;
f4=(0:length(ft4)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f4,ft4,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 9
correlacionsenal11=xcorr2(df11);
a11=length(correlacionsenal11);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia11=sum(abs(df11).^2);
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal11,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica','fontweight','bold');
case 10
correlacionsenal22=xcorr2(df21);
a11=length(correlacionsenal22);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia22=sum(abs(df21).^2);
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal22,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar','fontweight','bold');
case 11
correlacionsenal33=xcorr2(df31);
a11=length(correlacionsenal33);

```

```

tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia33=sum(abs(df31).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal33,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricusvide','fontweight','bold');
case 12
correlacionsenal44=xcorr2(df41);
a11=length(correlacionsenal44);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
energia44=sum(abs(df41).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal44,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Electrocardiograma','fontweight','bold');
case 13
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)","FontSize",7);
ylabel("Magnitud [mV]","FontSize",7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)","FontSize",7);
ylabel("Magnitud [mV]","FontSize",7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y1i(1)>y1i(2);
    axis([x1i y1i(2) y1i(1)]);
else y1i(1)<y1i(2);
    axis([x1i y1i(1) y1i(2)]);

```

```

end
tiempounuevo1=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo1=df11(tiempounuevo1);
energia_d1_S1=sum(abs(ynuevo1).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df11,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y1aia(1)>y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(2) y1aia(1)]);
else y1aia(1)<y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(1) y1aia(2)]);
end
tiempounuevo1a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo1a=df11(tiempounuevo1a);
energia_d1_S2=sum(abs(ynuevo1a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1=xcorr(df11,ynuevo1);
alnuevo1=length(correlacionsenalnuevo1);
tiempounuevo1a=(-alnuevo1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo1-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo1a,correlacionsenalnuevo1,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1a=xcorr(df11,ynuevo1a);
alnuevo1a=length(correlacionsenalnuevo1a);
tiempounuevo1a=(-alnuevo1a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo1a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo1a,correlacionsenalnuevo1a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 14
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa2=plot(tiempo,df21,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa2);
hold on;
x2y2=[];
n2=0;
for i=1:2
    [x2i(i),y2i(i),but]=ginput(1);
    plot(x2i(i),y2i(i),'r*');
    n2=n2+1;
    x2y2(:,n2)=[x2i(i);y2i(i)];
end
line([x2i(1) x2i(2) x2i(2) x2i(1) x2i(1)], [y2i(1) y2i(1) y2i(2) y2i(2) y2i(1)]);
grid on;

```

```

hold on;
x2ay2a=[];
n2a=0;
for ia=1:2
    [x2aia(ia),y2aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x2aia(ia),y2aia(ia),'r*');
    n2a=n2a+1;
    x2ay2a(:,n2a)=[x2aia(ia);y2aia(ia)];
end
line([x2aia(1) x2aia(2) x2aia(2) x2aia(1) x2aia(1)], [y2aia(1) y2aia(1) y2aia(2) y2aia(2) y2aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y2i(1)>y2i(2);
    axis([x2i y2i(2) y2i(1)]);
else y2i(1)<y2i(2);
    axis([x2i y2i(1) y2i(2)]);
end
tiemponuevo2=find(tiempo>=x2i(1)&tiempo<=x2i(2));
ynuevo2=df2l(tiemponuevo2);
energia_d2_S1=sum(abs(ynuevo2).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y2aia(1)>y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(2) y2aia(1)]);
else y2aia(1)<y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(1) y2aia(2)]);
end
tiemponuevo2a=find(tiempo>=x2aia(1)&tiempo<=x2aia(2));
ynuevo2a=df2l(tiemponuevo2a);
energia_d2_S2=sum(abs(ynuevo2a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo2=xcorr(df2l,ynuevo2);
a1nuevo2=length(correlacionsenalnuevo2);
tiemponuevoa2=(-a1nuevo2-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo2-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa2,correlacionsenalnuevo2,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo2a=xcorr(df2l,ynuevo2a);
a1nuevo2a=length(correlacionsenalnuevo2a);
tiemponuevoa2a=(-a1nuevo2a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo2a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa2a,correlacionsenalnuevo2a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);

```

```

grid on;
case 15
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa3=plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel("Magnitud [mV]",FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricusvide 100mV 2500 Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa3);
hold on;
x3y3=[];
n3=0;
for i=1:2
    [x3i(i),y3i(i),but]=ginput(1);
    plot(x3i(i),y3i(i),'r*');
    n3=n3+1;
    x3y3(:,n3)=[x3i(i);y3i(i)];
end
line([x3i(1) x3i(2) x3i(2) x3i(1) x3i(1)], [y3i(1) y3i(1) y3i(2) y3i(2) y3i(1)]);
grid on;
hold on;
x3ay3a=[];
n3a=0;
for ia=1:2
    [x3aia(ia),y3aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x3aia(ia),y3aia(ia),'r*');
    n3a=n3a+1;
    x3ay3a(:,n3a)=[x3aia(ia);y3aia(ia)];
end
line([x3aia(1) x3aia(2) x3aia(2) x3aia(1) x3aia(1)], [y3aia(1) y3aia(1) y3aia(2) y3aia(2) y3aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel("Magnitud [mV]",FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricusvide 100 mV 2500
Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
if y3i(1)>y3i(2);
    axis([x3i y3i(2) y3i(1)]);
else y3i(1)<y3i(2);
    axis([x3i y3i(1) y3i(2)]);
end
tiemponuevo3=find(tiempo>=x3i(1)&tiempo<=x3i(2));
ynuevo3=df3l(tiemponuevo3);
energia_d3_S1=sum(abs(ynuevo3).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel("Magnitud [mV]",FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricusvide 100 mV 2500
Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
if y3aia(1)>y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(2) y3aia(1)]);
else y3aia(1)<y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(1) y3aia(2)]);

```

```

end
tiempounuevo3a=find(tiempo>=x3aia(1)&tiempo<=x3aia(2));
ynuevo3a=df3l(tiempounuevo3a);
energia_d3_S2=sum(abs(ynuevo3a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3=xcorr(df3l,ynuevo3a);
alnuevo3=length(correlacionsenalnuevo3);
tiempounuevo3a=(-alnuevo3-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo3-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo3a,correlacionsenalnuevo3,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3a=xcorr(df3l,ynuevo3a);
alnuevo3a=length(correlacionsenalnuevo3a);
tiempounuevo3a=(-alnuevo3a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo3a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo3a,correlacionsenalnuevo3a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 16
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa4=plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-5.00,5.00]);
cla(aaaaa4)
hold on;
x4y4=[];
n4=0;
for i=1:2
    [x4i(i),y4i(i),but]=ginput(1);
    plot(x4i(i),y4i(i),'r*');
    n4=n4+1;
    x4y4(:,n4)=[x4i(i);y4i(i)];
end
line([x4i(1) x4i(2) x4i(2) x4i(1) x4i(1)], [y4i(1) y4i(1) y4i(2) y4i(2) y4i(1)]);
grid on;
hold on;
x4ay4a=[];
n4a=0;
for ia=1:2
    [x4aia(ia),y4aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x4aia(ia),y4aia(ia),'r*');
    n4a=n4a+1;
    x4ay4a(:,n4a)=[x4aia(ia);y4aia(ia)];
end
line([x4aia(1) x4aia(2) x4aia(2) x4aia(1) x4aia(1)], [y4aia(1) y4aia(1) y4aia(2) y4aia(2) y4aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);

```

```

ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold',FontSize,7);
if y4i(1)>y4i(2);
    axis([x4i y4i(2) y4i(1)]);
else y4i(1)<y4i(2);
    axis([x4i y4i(1) y4i(2)]);
end
tiemponuevo4=find(tiempo>=x4i(1)&tiempo<=x4i(2));
ynuevo4=df4l(tiemponuevo4);
energia_d4_S1=sum(abs(ynuevo4).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold',FontSize,7);
if y4aia(1)>y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(2) y4aia(1)]);
else y4aia(1)<y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(1) y4aia(2)]);
end
tiemponuevo4a=find(tiempo>=x4aia(1)&tiempo<=x4aia(2));
ynuevo4a=df4l(tiemponuevo4a);
energia_d4_S2=sum(abs(ynuevo4a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4=xcorr(df4l,ynuevo4);
a1nuevo4=length(correlacionsenalnuevo4);
tiemponuevo4a=(-a1nuevo4-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo4-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevo4a,correlacionsenalnuevo4,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4a=xcorr(df4l,ynuevo4a);
a1nuevo4a=length(correlacionsenalnuevo4a);
tiemponuevo4a=(-a1nuevo4a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo4a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevo4a,correlacionsenalnuevo4a,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 17
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,df1l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);

```

```

    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(df11);
y11max=max(df11);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,df11,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df11(tiemponuevo11);
energia_d1_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df11,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df11(tiemponuevo11a);
energia_d1_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df11,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiemponuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df11,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');

```

```

xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 18
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y1lmin=min(df2l);
y1lmax=max(df2l);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([x1i y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df2l(tiemponuevo11);
energia_d2_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([x1aia y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df2l(tiemponuevo11a);

```

```

energia_d2_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df2l,ynuevo11);
alnuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiempnuevoa11=(-alnuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempnuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df2l,ynuevo11a);
alnuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempnuevoa11a=(-alnuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(alnuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempnuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 19
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspide 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y1lmin=min(df3l);
y1lmax=max(df3l);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,df3l,'k');

```

```

xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold',FontSize,7);
axis([x1i y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df3l(tiemponuevo11);
energia_d3_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold',FontSize,7);
axis([x1aia y1lmin y1lmax]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df3l(tiemponuevo11a);
energia_d3_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df3l,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiemponuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df3l,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 20
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontWeight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-5.0,5.0]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);

```

```

grid on;
hold on;
x1aia=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1aia(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(df4l);
y11max=max(df4l);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df4l(tiemponuevo11);
energia_d4_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df4l(tiemponuevo11a);
energia_d3_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df4l,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiemponuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df4l,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
end

```

```

function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
muestras=15000;
divisiones=15;
t=400/1000;
tm=t*divisiones;
fm=muestras/tm
Tm=1/fm;
S1=load ('TEK0000z0.CSV');
tiempo=S1(:,1)+3;
d1=S1(:,2);
S2=load ('TEK0000z1.CSV');
d2=S2(:,2);
S3=load ('TEK0000z2z.CSV');
d3=S3(:,2);
S4=load ('TEK0000z3.CSV');
d4=S4(:,2);
[b11,a11]=ellip(4,0.5,20,0.56);      %Filtro Pasa Bajo
df11=filter(b11,a11,d1);
[b21,a21]=ellip(4,0.5,20,0.56);      %Filtro Pasa Bajo
df21=filter(b21,a21,d2);
[b31,a31]=ellip(4,0.5,20,0.56);      %Filtro Pasa Bajo
df31=filter(b31,a31,d3);
[b41,a41]=ellip(4,0.5,20,0.56);      %Filtro Pasa Bajo
df41=filter(b41,a41,d4);
popup_sel_index = get(handles.popupmenu1, 'Value');
switch popup_sel_index
case 1
    subplot('position',[0.10,0.80,0.65,0.15]);
    plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df11,'k');
    xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
    ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
    title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
    grid on;
    subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.15]);
    plot(tiempo,d2,'r:',tiempo,df21,'k');
    xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
    ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
    title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
    grid on;
    subplot('position',[0.10,0.30,0.65,0.15]);
    plot(tiempo,d3,'r:',tiempo,df31,'k');
    xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
    ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
    title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
    grid on;
    subplot('position',[0.10,0.055,0.65,0.15]);
    plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df41,'k');
    xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
    ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
    title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
    grid on;
case 2
    subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
    plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df11,'k');
    xlabel('Tiempo (s)');
    ylabel('Magnitud [mV]');

```

```

title('Señal Estetoscopio 1 100mV Area Aortica 2500 Hz','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 3
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d2,'r:',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 4
subplot('position',[0.10,0.55,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d3,'r:',tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.35]);
plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 5
ft1=abs(fft(df1l));
ft1=ft1(1:muestras/2);
ft1(1)=0;
f1=(0:length(ft1)-1)*fm/muestras;
ft1=abs(fft(d1));
ft1=ft1(1:muestras/2);
ft1(1)=0;
f1=(0:length(ft1)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f1,ft1,'r:',f1l,ft1l,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold');
case 6
ft2=abs(fft(df2l));
ft2=ft2(1:muestras/2);
ft2(1)=0;
f2=(0:length(ft2)-1)*fm/muestras;
ft2=abs(fft(d2));
ft2=ft2(1:muestras/2);
ft2(1)=0;

```

```

f2=(0:length(ft2)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f2,ft2,'r',f2l,ft2l,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 7
ft3l=abs(fft(df3l));
ft3l=ft3l(1:muestras/2);
ft3l(1)=0;
f3l=(0:length(ft3l)-1)*fm/muestras;
ft3=abs(fft(d3));
ft3=ft3(1:muestras/2);
ft3(1)=0;
f3=(0:length(ft3)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f3,ft3,'r',f3l,ft3l,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold');
grid on;
case 8
ft4l=abs(fft(df4l));
ft4l=ft4l(1:muestras/2);
ft4l(1)=0;
f4l=(0:length(ft4l)-1)*fm/muestras;
ft4=abs(fft(d4));
ft4=ft4(1:muestras/2);
ft4(1)=0;
f4=(0:length(ft4)-1)*fm/muestras;
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(f4,ft4,'r',f4l,ft4l,'k');
xlabel('Frecuencia [hz]');
ylabel('Magnitud [mV]');
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold');
grid on;
case 9
correlacionsenal11=xcorr2(d1);
a11=length(correlacionsenal11);
tiempoal11=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
correlacionsenal1=xcorr(df11);
a1=length(correlacionsenal1);
tiempoa1=(-a1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1-1)*Tm/2;
energia11=sum(abs(df11).^2);
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoal11,correlacionsenal11,'r',tiempoa1,correlacionsenal1,'k');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica','fontweight','bold');
case 10
correlacionsenal22=xcorr2(d2);
a11=length(correlacionsenal22);
tiempoal11=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
correlacionsenal2=xcorr(df21);
a1=length(correlacionsenal2);

```

```

tiempoa=(-a1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1-1)*Tm/2;
energia22=sum(abs(df21).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal22,'r',tiempoa,correlacionsenal2,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar','fontweight','bold');
case 11
correlacionsenal33=xcorr2(d3);
a11=length(correlacionsenal33);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
correlacionsenal3=xcorr(df31);
a1=length(correlacionsenal3);
tiempoa=(-a1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1-1)*Tm/2;
energia33=sum(abs(df31).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal33,'r',tiempoa,correlacionsenal3,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricusvide','fontweight','bold');
case 12
correlacionsenal44=xcorr2(d4);
a11=length(correlacionsenal44);
tiempoa111=(-a11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a11-1)*Tm/2;
correlacionsenal4=xcorr(df41);
a1=length(correlacionsenal4);
tiempoa=(-a1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1-1)*Tm/2;
energia44=sum(abs(df41).^2)
subplot('position',[0.10,0.07,0.65,0.88]);
plot(tiempoa111,correlacionsenal44,'r',tiempoa,correlacionsenal4,'k');
xlabel("Tiempo (s)");
ylabel('Coeficientes de Correlacion');
title('Señal Electrocardiograma','fontweight','bold');
case 13
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d1,'r',tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)",'FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2

```

```

[x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
n1a=n1a+1;
x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df1l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y1i(1)>y1i(2);
    axis([x1i y1i(2) y1i(1)]);
else y1i(1)<y1i(2);
    axis([x1i y1i(1) y1i(2)]);
end
tiemponuevo1=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo1=df1l(tiemponuevo1);
energia_d1_S1=sum(abs(ynuevo1).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df1l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
if y1aia(1)>y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(2) y1aia(1)]);
else y1aia(1)<y1aia(2);
    axis([x1aia y1aia(1) y1aia(2)]);
end
tiemponuevo1a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo1a=df1l(tiemponuevo1a);
energia_d1_S2=sum(abs(ynuevo1a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1=xcorr(df1l,ynuevo1);
a1nuevo1=length(correlacionsenalnuevo1);
tiemponuevoa1=(-a1nuevo1-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo1-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa1,correlacionsenalnuevo1,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo1a=xcorr(df1l,ynuevo1a);
a1nuevo1a=length(correlacionsenalnuevo1a);
tiemponuevoa1a=(-a1nuevo1a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo1a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa1a,correlacionsenalnuevo1a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 14
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa2=plot(tiempo,d2,'r:',tiempo,df2l,'k');

```

```

xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa2);
hold on;
x2y2=[];
n2=0;
for i=1:2
    [x2i(i),y2i(i),but]=ginput(1);
    plot(x2i(i),y2i(i),'r*');
    n2=n2+1;
    x2y2(:,n2)=[x2i(i);y2i(i)];
end
line([x2i(1) x2i(2) x2i(2) x2i(1) x2i(1)], [y2i(1) y2i(1) y2i(2) y2i(2) y2i(1)]);
grid on;
hold on;
x2ay2a=[];
n2a=0;
for ia=1:2
    [x2aia(ia),y2aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x2aia(ia),y2aia(ia),'r*');
    n2a=n2a+1;
    x2ay2a(:,n2a)=[x2aia(ia);y2aia(ia)];
end
line([x2aia(1) x2aia(2) x2aia(2) x2aia(1) x2aia(1)], [y2aia(1) y2aia(1) y2aia(2) y2aia(2) y2aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
if y2i(1)>y2i(2);
    axis([x2i y2i(2) y2i(1)]);
else y2i(1)<y2i(2);
    axis([x2i y2i(1) y2i(2)]);
end
tiemponuevo2=find(tiempo>=x2i(1)&tiempo<=x2i(2));
ynuevo2=df2l(tiemponuevo2);
energia_d2_S1=sum(abs(ynuevo2).^2);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
if y2aia(1)>y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(2) y2aia(1)]);
else y2aia(1)<y2aia(2);
    axis([x2aia y2aia(1) y2aia(2)]);
end
tiemponuevo2a=find(tiempo>=x2aia(1)&tiempo<=x2aia(2));
ynuevo2a=df2l(tiemponuevo2a);
energia_d2_S2=sum(abs(ynuevo2a).^2);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);

```

```

correlacionsenalnuevo2=xcorr(df2l,ynuevo2);
a1nuevo2=length(correlacionsenalnuevo2);
tiempounuevo2=(-a1nuevo2-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo2-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo2,correlacionsenalnuevo2,'r');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo2a=xcorr(df2l,ynuevo2a);
a1nuevo2a=length(correlacionsenalnuevo2a);
tiempounuevo2a=(-a1nuevo2a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo2a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo2a,correlacionsenalnuevo2a,'r');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 15
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa3=plot(tiempo,d3,'r',tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100mV 2500 Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaa3);
hold on;
x3y3=[];
n3=0;
for i=1:2
    [x3i(i),y3i(i),but]=ginput(1);
    plot(x3i(i),y3i(i),'r*');
    n3=n3+1;
    x3y3(:,n3)=[x3i(i);y3i(i)];
end
line([x3i(1) x3i(2) x3i(2) x3i(1) x3i(1)], [y3i(1) y3i(1) y3i(2) y3i(2) y3i(1)]);
grid on;
hold on;
x3ay3a=[];
n3a=0;
for ia=1:2
    [x3aia(ia),y3aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x3aia(ia),y3aia(ia),'r*');
    n3a=n3a+1;
    x3ay3a(:,n3a)=[x3aia(ia);y3aia(ia)];
end
line([x3aia(1) x3aia(2) x3aia(2) x3aia(1) x3aia(1)], [y3aia(1) y3aia(1) y3aia(2) y3aia(2) y3aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r',tiempo,df3l,'k');
xlabel("Tiempo (s)",FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV 2500
Hz','fontweight','bold',FontSize,7);
if y3i(1)>y3i(2);
    axis([x3i y3i(2) y3i(1)]);
else y3i(1)<y3i(2);

```

```

    axis([x3i y3i(1) y3i(2)]);
end
tiempounuevo3=find(tiempo>=x3i(1)&tiempo<=x3i(2));
ynuevo3=df3l(tiempounuevo3);
energia_d3_S1=sum(abs(ynuevo3).^2)
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r',tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV 2500
Hz','fontWeight','bold','FontSize',7);
if y3aia(1)>y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(2) y3aia(1)]);
else y3aia(1)<y3aia(2);
    axis([x3aia y3aia(1) y3aia(2)]);
end
tiempounuevo3a=find(tiempo>=x3aia(1)&tiempo<=x3aia(2));
ynuevo3a=df3l(tiempounuevo3a);
energia_d3_S2=sum(abs(ynuevo3a).^2)
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3=xcorr(df3l,ynuevo3);
a1nuevo3=length(correlacionsenalnuevo3);
tiempounuevo3a=(-a1nuevo3-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo3-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo3a,correlacionsenalnuevo3,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo3a=xcorr(df3l,ynuevo3a);
a1nuevo3a=length(correlacionsenalnuevo3a);
tiempounuevo3a=(-a1nuevo3a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo3a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevo3a,correlacionsenalnuevo3a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 16
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa4=plot(tiempo,d4,'r',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-5.00,5.00]);
cla(aaaaa4)
hold on;
x4y4=[];
n4=0;
for i=1:2
    [x4i(i),y4i(i),but]=ginput(1);
    plot(x4i(i),y4i(i),'r*');
    n4=n4+1;
    x4y4(:,n4)=[x4i(i);y4i(i)];
end

```

```

line([x4i(1) x4i(2) x4i(2) x4i(1) x4i(1)], [y4i(1) y4i(1) y4i(2) y4i(2) y4i(1)]);
grid on;
hold on;
x4ay4a=[];
n4a=0;
for ia=1:2
    [x4aia(ia),y4aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x4aia(ia),y4aia(ia),'r*');
    n4a=n4a+1;
    x4ay4a(:,n4a)=[x4aia(ia);y4aia(ia)];
end
line([x4aia(1) x4aia(2) x4aia(2) x4aia(1) x4aia(1)], [y4aia(1) y4aia(1) y4aia(2) y4aia(2) y4aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
if y4i(1)>y4i(2);
    axis([x4i y4i(2) y4i(1)]);
else y4i(1)<y4i(2);
    axis([x4i y4i(1) y4i(2)]);
end
tiemponuevo4=find(tiempo>=x4i(1)&tiempo<=x4i(2));
ynuevo4=df4l(tiemponuevo4);
energia_d4_S1=sum(abs(ynuevo4).^2);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
if y4aia(1)>y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(2) y4aia(1)]);
else y4aia(1)<y4aia(2);
    axis([x4aia y4aia(1) y4aia(2)]);
end
tiemponuevo4a=find(tiempo>=x4aia(1)&tiempo<=x4aia(2));
ynuevo4a=df4l(tiemponuevo4a);
energia_d4_S2=sum(abs(ynuevo4a).^2);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4=xcorr(df4l,ynuevo4);
a1nuevo4=length(correlacionsenalnuevo4);
tiemponuevoa4=(-a1nuevo4-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo4-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa4,correlacionsenalnuevo4,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo4a=xcorr(df4l,ynuevo4a);
a1nuevo4a=length(correlacionsenalnuevo4a);
tiemponuevoa4a=(-a1nuevo4a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo4a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa4a,correlacionsenalnuevo4a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);

```

```

ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Zoom Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 17
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)","FontSize",7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(df11);
y11max=max(df11);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)","FontSize",7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df11(tiemponuevo11);
energia_d1_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2);
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d1,'r:',tiempo,df11,'k');
xlabel("Tiempo (s)","FontSize",7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df11(tiemponuevo11a);
energia_d1_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2);

```

```

hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df11,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiempnuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempnuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df11,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempnuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempnuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 18
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d2,'r',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y1lmin=min(df2l);
y1lmax=max(df2l);
[z1l]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d2,'r',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);

```

```

ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 1 Area Aortica 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([x1i y1l1min y1l1max]);
tiempounuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df2l(tiempounuevo11);
energia_d2_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d2,'r',tiempo,df2l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([x1aia y1l1min y1l1max]);
tiempounuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df2l(tiempounuevo11a);
energia_d2_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df2l,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiempounuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df2l,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempounuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion',FontSize,7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 2 Area Pulmonar 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
grid on;
case 19
subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);
aaaaa1=plot(tiempo,d3,'r',tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)',FontSize,7);
ylabel('Magnitud [mV]',FontSize,7);
title('Señal Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontweight','bold',FontSize,7);
axis([0,6,-0.18,0.18]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;

```

```

hold on;
x1aia=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1aia(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(df3l);
y11max=max(df3l);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d3,'r:',tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiemponuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df3l(tiemponuevo11);
energia_d3_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d3,'r:',tiempo,df3l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiemponuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df3l(tiemponuevo11a);
energia_d3_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df3l,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);
tiemponuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df3l,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiemponuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiemponuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Estetoscopio 3 Area Tricuspid 100 mV','fontWeight','bold','FontSize',7);
grid on;
case 20
    subplot('position',[0.10,0.72,0.65,0.20]);

```

```

aaaaa1=plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([0,6,-5.0,5.0]);
cla(aaaaa1);
hold on;
x1y1=[];
n1=0;
for i=1:2
    [x1i(i),y1i(i),but]=ginput(1);
    plot(x1i(i),y1i(i),'r*');
    n1=n1+1;
    x1y1(:,n1)=[x1i(i);y1i(i)];
end
line([x1i(1) x1i(2) x1i(2) x1i(1) x1i(1)], [y1i(1) y1i(1) y1i(2) y1i(2) y1i(1)]);
grid on;
hold on;
x1ay1a=[];
n1a=0;
for ia=1:2
    [x1aia(ia),y1aia(ia),but]=ginput(1);
    plot(x1aia(ia),y1aia(ia),'r*');
    n1a=n1a+1;
    x1ay1a(:,n1a)=[x1aia(ia);y1aia(ia)];
end
line([x1aia(1) x1aia(2) x1aia(2) x1aia(1) x1aia(1)], [y1aia(1) y1aia(1) y1aia(2) y1aia(2) y1aia(1)]);
grid on;
subplot('position',[0.10,0.42,0.29,0.20]);
y11min=min(df4l);
y11max=max(df4l);
[z11]=(length(x1i(1):1/2500:x1i(2)));
plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1i y11min y11max]);
tiempounuevo11=find(tiempo>=x1i(1)&tiempo<=x1i(2));
ynuevo11=df4l(tiempounuevo11);
energia_d4_igual_ventana_S1=sum(abs(ynuevo11).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.46,0.42,0.29,0.20]);
plot(tiempo,d4,'r:',tiempo,df4l,'k');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Magnitud [mV]','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
axis([x1aia y11min y11max]);
tiempounuevo11a=find(tiempo>=x1aia(1)&tiempo<=x1aia(2));
ynuevo11a=df4l(tiempounuevo11a);
energia_d3_igual_ventana_S2=sum(abs(ynuevo11a).^2)
hold off;
grid on;
subplot('position',[0.10,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11=xcorr(df4l,ynuevo11);
a1nuevo11=length(correlacionsenalnuevo11);

```

```

tiempounuevoa11=(-a1nuevo11-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11,correlacionsenalnuevo11,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 1 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
subplot('position',[0.46,0.08,0.29,0.20]);
correlacionsenalnuevo11a=xcorr(df41,ynuevo11a);
a1nuevo11a=length(correlacionsenalnuevo11a);
tiempounuevoa11a=(-a1nuevo11a-1)*Tm/2+Tm:Tm:(a1nuevo11a-1)*Tm/2;
plot(tiempounuevoa11a,correlacionsenalnuevo11a,'r');
xlabel('Tiempo (s)','FontSize',7);
ylabel('Coeficientes de Correlacion','FontSize',7);
title('Señal Ventana 2 Electrocardiograma 5.0V','fontweight','bold','FontSize',7);
grid on;
end
function popupmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
function popupmenu1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
% -----
function FileMenu_Callback(hObject, eventdata, handles)
% -----
function OpenMenuItem_Callback(hObject, eventdata, handles)
file = uigetfile('*.*');
if ~isequal(file, 0)
    open(file);
end
% -----
function PrintMenuItem_Callback(hObject, eventdata, handles)
printdlg(handles.figure1)
% -----
function CloseMenuItem_Callback(hObject, eventdata, handles)
selection = questdlg(['Close ' get(handles.figure1,'Name') '?'],...
    ['Close ' get(handles.figure1,'Name') '...'],...
    'Yes','No','Yes');
if strcmp(selection,'No')
    return;
end
delete(handles.figure1)

```