

FONOCARDIOGRAFIA

ESTADO DEL ARTE

WASHIGTON ZARATE ROSPICLIOSI
PAUL ANDREE MASIAS CHACON

washi_w@yahoo.com

paulmasias@yahoo.es

UNIVERSIDAD NACIONAL SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO



RESUMEN

- **AUSCULTACIÓN CARDIACA:**

La auscultación de los sonidos cardiacos data de tiempos tan remotos como el periodo Hipocrático (años 460 a 370 A.C.).

WILLIAM HARVEY fue el primero en indicar en su obra DE MOTU CORDIS en 1628 que la función principal del corazón era bombear sangre a través de venas y arterias, y realizo la primera descripción de los sonidos cardiacos.

El gran impulso de la auscultación cardiaca llego con la invención en 1816 por parte de R. T. H. LAENNEC del estetoscopio (del griego: STETHOS = pecho, SKOPEIN = examinar), creando así el primer instrumento de diagnostico empleado por los médicos.

Los avances producidos en el desarrollo del estetoscopio contribuyeron a su vez a realizar avances en la detección de los sonidos cardiacos y relacionarlos con diferentes patologías.

Así, J. HOPE, en su libro DISEASES OF THE HEART AND GREAT VESSELS publicado en 1831, indico los hallazgos patológicos de diferentes tipos de enfermedades cardiacas.

Progresivamente se fueron detectando nuevos hallazgos, como los ritmos de galope, la división del segundo ruido, el chasquido de la apertura mitral, y el roce pericardio (J.-B. BOUILLAUD, 1796–1881), la división del segundo ruido durante la inspiración (P.-C. POTAIN, 1866), las bases físicas de los soplos cardiacos y la descripción de la insuficiencia aortita (D. CORRIGAN, 1802–1880), etc.

- **ESTETOSCOPIO:**

Los estetoscopios utilizados para auscultación en la actualidad son el resultado de la evolución de este instrumento desde su invención por LAENNEC en 1816.

Las distintas partes de que consta influyen en mayor o menor medida en la calidad del sonido percibido por el medico.

La clasificación de buena o mala calidad de sonido se baso en las medidas registradas de respuesta en frecuencia, encontrando que el diámetro del tubo era uno de los factores más influyentes a la hora de obtener buena sensibilidad.

La aplicación de la electrónica he hecho posible paliar algunos de los inconvenientes del estetoscopio tradicional, proporcionando también una serie de mejoras a este instrumento

En los últimos años, el gran desarrollo de la microelectrónica ha permitido que en la actualidad exista un gran numero de estos dispositivos, ofreciendo posibilidades interesantes como filtrado selectivo, conexión con PCS o PDAS para el registro de datos, compensación de los defectos auditivos, desplazamiento de frecuencias (para poder escuchar aquellos sonidos de frecuencias no audibles por el oido humano), etc., incluyendo en algunos casos incluso visualización del FCG y de los eventos detectados en pantallas de cristal liquido

- **SONIDOS Y SOPLOS CARDIACOS**

Actualmente, la teoría mas ampliamente aceptada sobre la generación de los sonidos cardiacos es la propuesta por R. RUSHMER.

En ella, los sonidos cardiacos se atribuyen no solo a las hojas que cierran las válvulas, sino a las vibraciones de todo el sistema cardiovascular originadas por gradientes de presión.

Externamente, los sonidos cardiacos se escuchan mejor en determinadas zonas del pecho, denominadas como área mitral, aórtica, pulmonar, y tricúspide.

El área mitral se encuentra cerca del ápex del corazón; el área aórtica está a la derecha del esternón, en el 2o espacio intercostal; el área tricúspide está en el 4o espacio intercostal, cerca del borde derecho del esternón; y el área pulmonar se encuentra en la línea izquierda del esternón, en el 2^o o 3^{er} espacio intercostal

- **ADQUISICION Y ANALISIS AUTOMATICO DEL FONOCARDIOGRAMA**

Los sensores utilizados para adquirir la señal FCG son, normalmente, estetoscopios electrónicos con salida de señal eléctrica, o sensores piezoeléctricos de contacto que son sensibles al desplazamiento o aceleración de la superficie de la piel

En cuanto al dispositivo de registro de la señal, este suele ser un ordenador PC, normalmente portátil, que recibe la señal por la entrada de audio de este o mediante una tarjeta de adquisición.

Este ultimo caso es el utilizado para evitar la distorsión provocada por la entrada de audio del PC o cuando se necesita adquirir mas de un canal.

Así, la configuración micrófono mas ordenador portátil constituye un equipo de adquisición de bajo coste que ha permitido relanzar el interés por la FONOCARDIOGRAFIA al permitir que un gran número de investigadores registren estas señales para ser analizadas posteriormente.

- **DIAGNOSTICO**

Debido a la gran importancia que tiene la correcta discriminación entre soplos inocentes y patológicos de cara a la no saturación de las listas de espera de los servicios de eco cardiografía, la diferenciación entre estos dos tipos de soplo es uno de los objetivos más comunes en sistemas de análisis de sonidos cardiacos asistidos por computador

Aunque su uso no es muy frecuente, las técnicas clásicas de reconocimiento de patrones aún se siguen utilizando en ocasiones para el diagnostico a partir de sonidos cardiacos.

Tal es el caso del análisis discriminante utilizado para distinguir entre los soplos sistólicos debidos a los defectos *septales* auriculares y ventriculares (ASD y VSD) y los sonidos normales; del espectro de alto orden

En otros casos, el objetivo no es clasificar los sonidos cardiacos en una de entre varias categorías, sino distinguir entre dos patologías que presentan soplos en la misma fase del ciclo cardíaco (sístole o diástole), como ocurre con la estenosis aórtica y la insuficiencia mitral, o determinar la severidad de una determinada patología, como la estenosis aórtica

1. INTRODUCCION

FONOCARDIOGRAFIA: Estado del arte

1. AUSCULTACIÓN CARDIACA

1.1. Historia de la auscultación

La auscultación de los sonidos cardíacos data de tiempos tan remotos como el periodo Hipocrático (años 460 a 370 A.C.), cuando Hipócrates describió los sonidos que escuchaba acercando el oído al pecho del paciente como “vinagre hirviendo” [1]. WILLIAM HARVEY fue el primero en indicar en su obra DE MOTU CORDIS en 1628 que la función principal del corazón era bombear sangre a través de venas y arterias, y realizó la primera descripción de los sonidos cardíacos. ROBERT HOOKE (1635 a 1703) fue el primero en entrever la importancia de la auscultación como medio para descubrir problemas internos al cuerpo humano, y en 1715, JAMES DOUGLAS realizó la primera asociación entre sonidos cardíacos y condiciones patológicas.

El gran impulso de la auscultación cardiaca llegó con la invención en 1816 por parte de R. T. H. LAENNEC del estetoscopio (del griego: STETHOS = pecho, SKOPEIN = examinar), creando así el primer instrumento de diagnóstico empleado por los médicos.

Además de la invención del estetoscopio, LAENNEC contribuyó también describiendo una metodología sistemática para la reexaminación física y proporcionando una base científica para relacionar los eventos con el ciclo cardíaco.

Al principio el estetoscopio tuvo algunos detractores, pero para 1830 su uso ya era bastante común. Inmediatamente se sucedieron nuevos avances en su desarrollo [2], como un estetoscopio que constaba de dos partes que se unían (P. A. PIORRY, 1828); el estetoscopio flexible monoaural (Dr. N. COMINS, 1829); el estetoscopio rígido biaural (C. J. B. WILLIAMS, 1829); el

estetoscopio flexible biaural (Dr. A. LEARED, 1851); el estetoscopio de tubo flexible ajustable (Dr. G. P. CAMMANN, 1852), que era prácticamente igual a los actuales; el estetoscopio diferencial (S. ALISON, 1858); la invención del diafragma (R. L. M. BOWLES, 1894); o la combinación en una sola pieza de la campana y el diafragma (H. B. SPRAGUE, 1926).

Los avances producidos en el desarrollo del estetoscopio contribuyeron a su vez a realizar avances en la detección de los sonidos cardíacos y relacionarlos con diferentes patologías [1].

Así, J. HOPE, en su libro DISEASES OF THE HEART AND GREAT VESSELS publicado en 1831, indico los hallazgos patológicos de diferentes tipos de enfermedades cardiacas.

Progresivamente se fueron detectando nuevos hallazgos, como los ritmos de galope, la división del segundo ruido, el chasquido de la apertura mitral, y el roce pericárdico (J.-B. BOUILLAUD, 1796–1881), la división del segundo ruido durante la inspiración (P.-C. POTAIN, 1866), las bases físicas de los soplos cardíacos la descripción de la insuficiencia aórtica (D. CORRIGAN, 1802–1880), etc.

Sin embargo, los principales avances sobre la naturaleza de los sonidos y soplos cardíacos y sobre su significado clínico tuvieron que esperar a la llegada de nuevas tecnologías, como los rayos X, el cateterismo cardíaco izquierdo y derecho, los estudios hagiográficos, el fono cardiografía externa e intr. Cardíaca y las correlaciones eco cardiografías – fono cardiografías. M. RAPPAPORT y H. SPRAGUE [3] relacionaron los principios físicos de los sonidos cardiovasculares con los registros fono cardiografitos, mostraron como el estetoscopio y el pecho modifica las frecuencias percibidas por el oído humano, y mejoraron la auscultación mediante la combinación de la campana y el diafragma en una única pieza.

1.2. LA AUSCULTACIÓN EN LA ACTUALIDAD

La importancia de la auscultación cardiaca se mantuvo hasta principios de los 80, cuando un médico entrenado podía obtener

un diagnóstico definitivo a la cabecera del paciente tras una exploración y auscultación concienzuda. A menudo se podían predecir los gradientes de presión a través de una válvula estenótica, la benignidad de un soplo funcional en un niño,

O el grado de comunicación ínter auricular o interventricular [4]. Durante los últimos 20 años, la importancia de la auscultación cardíaca ha disminuido frente al espectacular avance de otras técnicas diagnósticas de alta tecnología (eco cardiografía bidimensional asociada a DOPPLER pulsado, continuo y color, tomografía computerizada, imágenes nucleares, etc.). Sin embargo, aunque estas técnicas permiten obtener diagnósticos mucho más fiables que la auscultación, se trata de técnicas costosas no disponibles en la mayoría de los ambulatorios cardiológico, así como en la totalidad de Centros de Atención Primaria. En otras ocasiones se trata de técnicas invasivas, cuya aplicación al paciente viene limitada por la influencia negativa que pueden tener sobre este.

Entre estas razones figuran las siguientes:

- a) tienen una buena relación coste-efectividad,
- b) ofrecen la posibilidad de hacer observaciones seriadas por poco precio, y
- c) permiten la detección inmediata de hallazgos fundamentales y la selección de una bien guiada tecnología diagnóstica, inevitablemente costosa,

... La auscultación asistida por ordenador mejorara espectacularmente la habilidad del médico para detectar anomalías. Proporcionando acceso inalámbrico a archivos de señales basados en Web, los médicos podrán realizar comparaciones seriadas y remitir de forma ON-LINE el paciente al especialista. Además del FCG, recientemente también se ha propuesto el empleo de las señales de ultrasonidos DOPPLER para el diagnóstico de enfermedades valvulares [18].

2 EL ESTETOSCOPIO

Los estetoscopios utilizados para auscultación en la actualidad son el resultado de la evolución de este instrumento desde su invención por LAENNEC en 1816. Las distintas partes de que consta influyen en mayor o menor

medida en la calidad del sonido percibido por el médico [19–21]... La clasificación de buena o mala calidad de sonido se basó en las medidas registradas de respuesta en frecuencia, encontrando que el diámetro del tubo era uno de los factores más influyentes a la hora de obtener buena sensibilidad.

La aplicación de la electrónica ha hecho posible paliar algunos de los inconvenientes del estetoscopio tradicional, proporcionando también una serie de mejoras a este instrumento. El primer estetoscopio eléctrico se introdujo en 1923 para ser utilizado por varios oyentes con fines didácticos [15] y en 1952 se introdujo el primer dispositivo con amplificación o atenuación. En los últimos años, el gran desarrollo de la microelectrónica ha permitido que en la actualidad exista un gran número de estos dispositivos, ofreciendo posibilidades interesantes como filtrado selectivo, conexión con PCS o PDAS para el registro de datos, compensación de los defectos auditivos, desplazamiento de frecuencias para poder escuchar aquellos sonidos de frecuencias no audibles por el oído humano), etc., incluyendo en algunos casos incluso visualización del FCG y de los eventos detectados en pantallas de cristal líquido [22].

El estetoscopio electrónico también se ha propuesto para su empleo en Telemedicina para *SCREENINGS* pediátricos, con el fin de transmitir los sonidos registrados a distancia para realizar un diagnóstico remoto...

3. ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS AUTOMÁTICO DEL FONOCARDIOGRAMA

3.1. Adquisición y registro

Los sensores utilizados para adquirir la señal FCG son, normalmente, estetoscopios electrónicos con salida de señal eléctrica, o sensores piezoeléctricos de contacto que son sensibles al desplazamiento o aceleración de la superficie de la piel. Ejemplos de estos dos sistemas son, respectivamente, el estetoscopio ANDROSCOPE I-STETHOS de ANDROMED, o el transductor HP21050A de HEWLETT PACKARD. Otra opción disponible recientemente son los sensores desechables adhesivos a la piel, como los

sensores ANDROSONIX de ANDROMED, que permiten una excelente fijación y por tanto eliminan los ruidos debidos al roce del sensor con la piel.

También se han empleado sensores específicos para el registro del FCG, como un estetoscopio electrónico basado en micrófono dirigido a mejorar la detección de los sonidos cardíacos de baja frecuencia, o un sensor basado en estructuras deformables de alta precisión

Hay que destacar también el desarrollo de algunos equipos inalámbricos de bajo coste Destinados a la monitorización continua de los sonidos cardíacos y respiratorios, como los descritos en [41] y [42] (mediante radiofrecuencia) y en [43] (mediante infrarrojos).

En cuanto al dispositivo de registro de la señal, este suele ser un ordenador PC, normalmente portátil, que recibe la señal por la entrada de audio de este o mediante una tarjeta de adquisición.

Este ultimo caso es el utilizado para evitar la distorsión provocada por la entrada de audio del PC o cuando se necesita adquirir mas de un canal. Así, la configuración micrófono mas ordenador portátil [44] constituye un equipo de adquisición de bajo coste que ha permitido relanzar el interés por Fono cardiografía al permitir que un gran número de investigadores registren estas señales para ser analizadas posteriormente. El FCG en ciclos cardíacos independientes, comenzando cada uno de ellos en S1 y finalizando justo antes del siguiente S1. El segundo nivel consiste en la identificación de los eventos que forman el ciclo cardíaco (S1, S2, S3, S4, soplos, . . .), identificándolos correctamente y delimitando su comienzo y final.

Uno de los primeros análisis se realizó en el Departamento Médico de IBM [47], detectando los picos de energía del FCG que superaban un determinado umbral para identificar S1 y S2, bajo las suposiciones de que la duración de la sístole es relativamente constante y que la diástole tiene una duración superior a la de la sístole. Ya aquí se utilizó la división del FCG en cuatro fases (S1, sístole, S2, diástole) para calcular características temporales y frecuencia les que permitieran el etiquetado de los sonidos detectados.

3.3. Análisis Tiempo-Frecuencia

Para el análisis del FCG es necesario no sólo disponer de información temporal, sino También información sobre su contenido espectral. Aunque es posible realizar por separado el análisis en estos dos dominios, las técnicas tiempo frecuencia permiten representar simultáneamente la intensidad, el tiempo y la frecuencia del FCG.

De entre las técnicas disponibles, es obligado mencionar la transformada de FOURIER por su importancia, el conjunto tradicional de técnicas tiempo-frecuencia esta encabezado por la transformada de FOURIER en “tiempo corto”

La transformada WAVELET utiliza funciones base localizadas en el tiempo (a diferencia de las funciones base de la transformada de FOURIER, que no están localizadas), y por tanto permiten obtener buenas aproximaciones de la señal con unos pocos términos (soporte compacto).

También conviene citar entre estas técnicas la frecuencia instantánea (FI), que proporciona información sobre la frecuencia dominante de la señal en cada instante, con lo que se obtiene una señal unidimensional, facilitando así el análisis del FCG. Respecto a la aplicación de FI al FCG, en se utiliza el cambio en FI de los soplos sistólicos como un parámetro adicional de ayuda en la diferenciación entre soplos inocentes y patológicos, mejorando de esta forma los sistemas desarrollados en y En el caso de los soplos inocentes, la distribución de WIGNER-VILLE (WVD) muestra que la distribución de energía de la sístole se concentra en un rango de frecuencia reducido, mientras que para los soplos patológicos este rango de frecuencias es mayor. La representación de la FI concordó con estas observaciones, al registrarse durante la sístole valores prácticamente constantes en torno a 100 Hz para los soplos inocentes, y valores que fueron desde los 100 hasta los 150 Hz para los soplos patológicos.

4 Diagnostico

Debido a la gran importancia que tiene la correcta discriminación entre soplos inocentes y patológicos de cara a la no saturación de las listas de espera de los servicios de eco cardiografía, la diferenciación entre estos dos tipos de soplo

es uno de los objetivos más comunes en sistemas de análisis de sonidos cardíacos asistidos por computador [16].

Aunque su uso no es muy frecuente, las técnicas clásicas de reconocimiento de patrones aún se siguen utilizando en ocasiones para el diagnóstico a partir de sonidos cardíacos. Tal es el caso del análisis discriminante utilizado para distinguir entre los soplos sistólicos debidos a los defectos septales auriculares y ventriculares (ASD y VSD) y los sonidos normales; del espectro de alto orden utilizado para distinguir entre sonidos normales y anormales; de las estadísticas de alto orden empleadas para distinguir entre varios tipos de patologías; o de los modelos paramétricos, utilizados también para distinguir entre varios tipos de patologías.

Sin embargo, de los métodos de clasificación existentes [86], los más utilizados son las redes neuronales, siendo a su vez el PERCEPTON MULTICAPA (MLP) con algoritmo BACKPROPAGATION (BP) el paradigma más utilizado de entre las redes neuronales para la clasificación de patologías cardíacas [18]. También se han utilizado otros tipos de redes, como las redes neuronales probabilísticas, redes de aprendizaje incremental (GAL, GROW AND LEARN)

, o las redes KOHONEN LVQ (Linear Vector QUANTIZATION) o SOM (SELF ORGANIZING MAP).

Con la introducción de las redes neuronales en el campo de la clasificación, se realizaron estudios sobre su aplicación al análisis de sonidos cardíacos [93], concluyendo que estos sistemas poseían ventajas respecto a los clasificadores estadísticos clásicos y proponiendo su uso también en este campo. Pero además de emplearse para clasificación de sonidos en normales y anormales o en varias patologías, las redes neuronales también se han utilizado para detectar S1, o distinguir entre S1 y S2, obteniendo mejores resultados que otros clasificadores estadísticos tradicionales.

A menudo las características introducidas a la red neuronal proceden de una descomposición WAVELET del FCG [18]. Esta combinación está proporcionando muy buenos resultados cuando lo que se pretende diseñar es un sistema capaz de

detectar entre varias patologías o entre sonidos normales y anormales.

Para el diagnóstico de varias patologías, en algunos casos [96] las entradas a la red neuronal son características extraídas de los eventos detectados (S1, S2, S3, S4, sístole, diástole). En otros casos cada ciclo cardíaco es dividido en un número determinado de partes (por ejemplo, 32), y el vector con la energía promedio de cada división es introducido a la red neuronal, sin hacer ninguna detección de eventos. En este último caso, la señal utilizada para calcular la energía de cada división es una de las señales de detalle obtenida de la transformada WAVELET.

Otras técnicas que también han sido empleadas para clasificar los sonidos cardíacos han sido los sistemas expertos, los modelos de MARKOV, y los árboles de decisión. En el segundo caso se utilizaron los modelos ocultos de Markov (HMM) para clasificar ciclos cardíacos correspondientes a 11 enfermedades valvulares a partir de características extraídas de la transformada WAVELET. Finalmente, en el tercer caso, la clasificación en varias patologías se realizó dividiendo el diagnóstico global en sub-problemas específicos, como la distinción entre estenosis aórtica e insuficiencia mitral, o entre S2 dividido (A2, P2), OS y S3.

2. METODOLOGIA

Para un mejor entendimiento del FONOCARDIOGRAFO definamos la percusión y funcionamiento del corazón:

PERCUSIÓN DEL CORAZÓN

- ➔ Cuando se puede efectuar el examen radiológico es inútil percutir el Corazón, la percusión adquiere todo su valor cuando es imposible el examen radiológico, la matidez cardiaca se opone a la sonoridad pulmonar: cuando se interponen láminas pulmonares entre el corazón y la pared torácica se produce una matidez relativa. Si en cambio el corazón esta en contacto con el tórax, la matidez es absoluta.
- ➔ Normalmente la matidez absoluta tiene la forma de un pequeño triángulo que no siempre es percutable.
- ➔ El ángulo cardiohepático se obtiene delimitando primero el borde superior de la matidez hepática luego el borde derecho del corazón, que normalmente no pasa al esternon, se obtiene un ángulo recto que se convierte en obtuso en caso de derrame pericardiaco, de desplazamiento del corazón a la derecha, de corazón derecho grande en las lesiones tricúspides o en la comunicación ínter auricular.
- ➔ Ascendiendo a lo largo del esternon, normalmente no se percibe ninguna matidez fuera de esta mientras que la silueta radiológica la sobrepasa, la discordancia se debe a que en esta región el corazón se encuentra bastante alejado de la pared torácica.
- ➔ Normalmente la percusión de la base del corazón no revela ninguna matidez, cuando se la encuentra resulta inútil por lo general intentar delimitarla con precisión. A nivel de segundo espacio intercostal una matidez izquierda sugiere una dilatación de la arteria pulmonar además existen otras causas como: tumor del mediastino y bocio retroesternal.

CARACTERES FISICOS DE LOS SONIDOS

Un sonido (vibraciones periódicas) o un ruido (vibraciones irregulares) se caracteriza desde el punto de vista físico por:

- a) **ALTURA** depende de la frecuencia de las vibraciones por segundo, los sonidos agudos tienen una frecuencia mas elevada que los sonidos graves, la frecuencia media del primer ruido cardiaco es de 53, mientras que la del segundo ruido es de 62 y por lo tanto es más agudo.
- b) **INTENSIDAD** la amplitud de las vibraciones determina la intensidad, por ejemplo una cuerda de piano emite vibraciones mas o menos intensas según la fuerza que se les aplique
- c) **DURACION**: tiempo que duran las vibraciones
- d) **TIMBRE**: calidad del sonido , que depende de la frecuencias (armónicas) que lo componen

FOCOS DE AUSCULTACION

Los ruidos y soplos se originan a nivel de cada una de las válvulas cardiacas y tienen su intensidad máxima en determinados puntos de la región precordial llamados focos de auscultación:

1. **FOCO MITRAL** en la punta en el 4° ó 5° espacio intercostal izquierdo sobre la línea medio clavicular

2. **FOCO TRICUSPIDEO** en la base de la apófisis xifoides
3. **FOCO AORTICO** en el 2° espacio intercostal derecho cerca del esternon; el soplo diastólico de insuficiencia se ausculta mas abajo, a la izquierda del esternon (punto de ERB)
4. **FOCO PULMONAR**: 2° espacio intercostal izquierdo cerca del esternon

Conviene auscultar no solo a la regios precordial, sino también las regiones subclaviculares la axila izquierda el espacio interescapulovertebral y la fosa supraesternal (en estas regiones se escuchan muy bien los soplos aorticicos)

El soplo de la comunicación interventricular o ínter auricular se escucha en la regios mezo cardíaca en el 3° y 4° espacios de ambos lados del esternon.

El soplo de los aneurismas de la aorta se escuchan en la espalda y los de coartación de la aorta en el espacio interescapulovertebral izquierdo cabe agregar que resulta difícil localizar con precisión los ruidos o soplos muy intensos

EL CICLO CARDIACO

- ➔ Al comienzo de la sístole, los ventrículos se contraen y provocan el cierre de las válvulas auriculoventriculares (mitral y tricúspide) como las válvulas aorticicas y pulmonares se hallan aun cerradas durante esta fase, las cavidades ventriculares están completamente cerradas y la contracción muscular es isométrica
- ➔ Esta contracción aumenta la presión de la sangre en los ventrículos hasta la apertura de las válvulas aorticicas y pulmonares; la sangre es expulsada, al comienzo a gran velocidad (fase de eyección lenta)
- ➔ A medida que los ventrículos se vacían, la presión (pro diástole) disminuye, y las válvulas aorticicas y pulmonares se cierran; es el fin de la sístole y el comienzo de la diástole
- ➔ Nuevamente las cavidades ventriculares están completamente cerradas, pero casi vacías (fase de descontracción isométrica)
- ➔ La sangre que había llegado a las aurículas durante la sístole de las venas cavas y de las venas pulmonares, provoca la apertura de las válvulas auriculoventriculares y llena los ventrículos (fase de relleno rápido); luego las aurículas se contraen y terminan de verter la sangre en los ventrículos, al finalizar la sístole auricular, los ventrículos comienzan a contraerse, las válvulas auriculoventriculares se cierran y el ciclo comienza de nuevo.
- ➔ En la practica la sístole dura desde el cierre de las válvulas auriculoventriculares (primer ruido) hasta el cierre de las válvulas aorticicas y pulmonares (segundo ruido); el resto del ciclo esta ocupado por la diástole.

RUIDOS CARDIACOS NORMALES

- ➔ La revolución cardiaca normalmente dos ruidos; el primero contemporáneo con el choque de la punta del pulso carotideo, es sordo, prolongado, y se escucha mejor en la punta; el segundo es seco mas intenso en la base del corazón.
- ➔ Desde el punto de vista clínico, la sístole(o contracción de los ventrículos) comienza con el primer ruido y termina con el segundo: todos los fenómenos acústicos comprendidos en este intervalo, denominado también “pequeño silencio” son sistólicos
- ➔ La diástole(o dilatación de los ventrículos) comienza con el segundo ruido y termina con el primer ruido de la revolución siguiente: todos los fenómenos acústicos comprendidos en este intervalo denominado también “silencio mayor”, son diastólicos.

- La diferenciación entre el pequeño y el gran silencio es fácil cuando el corazón es lento, en la taquicardia, las sístoles se acortan menos que las diástoles y ambos silencios tienden a ser iguales su igualdad perfecta constituye el ritmo “pendular” o “embriocardia”.
- Se acostumbra emplear onomatopeyas para los ruidos cardiacos normales y patológicos, por ejemplo se compara los ruidos normales y los dos silencios que los separan con: “TOC-TAC—TOC-TAC” donde TOC es el primer ruido y TAC el segundo y el “-” el pequeño silencio y “--” el silencio mayor.
- Los dos ruidos cardiacos se deben esencialmente al cierre de las válvulas orificiales, la mitral y la tricúspide (válvulas auroventriculares) para el primer ruido y de las válvulas aorticas y pulmonares para el segundo
- Las contracciones auriculares no son percibidas normalmente, pero se debe tener en cuenta su cronología para entender ciertos fenómenos acústicos patológicos; la sístole auricular precede a la sístole ventricular y cesa con el comienzo de esta, por lo tanto la sístole auricular corresponde al fin de la diástole ventricular(o presístole), he aquí un análisis mas detallado de los ruidos cardiacos:

1 PRIMER RUIDO

Debido a los cuatro grupos sucesivos de vibraciones

1. **COMPONENTE AURICULAR:** al fin de la contracción auricular justo antes de la sístole ventricular da algunas vibraciones de baja frecuencia que no son audibles, pero resulta posible registrar, el componente auricular es audible en determinados estados patológicos(v. galope sistólico y bloqueos a-v)
2. **CIERRE DE LAS VÁLVULAS MITRAL Y TRICUSPIDE** se produce al comienzo de la puesta en tensión de los ventrículos y constituye el elemento mas importante, si no exclusivo, del primer ruido que se ausculta, en realidad la intensidad del primer ruido depende:
3. **APERTURA DE LAS VALVULAS AORTICAS Y PULMONARES:** al comienzo de la fase de expulsión produce vibraciones que pueden ser audibles en particular cuando esta alterado el estado anatómico de estas válvulas
4. **ACELERACION DE SANGRE EN LA AORTA Y EN LA ARTERIA PULMONAR:** origina un grupo de vibraciones que normalmente no son audibles
 - 4.1. de la posición de las válvulas a-v al comienzo de la diástole; el primer ruido es intenso cuando están ampliamente abierta (diástole corta , P-R corto); por lo contrario es débil cuando están cerrando(diástole larga P-R prolongado)
 - 4.2. del vigor y la rapidez de la puesta en tensión de los ventrículos
 - 4.3. del estado anatómico de las válvulas en la estenosis mitral, el cierre de la válvula indurada produce un ruido de estampido

2 SEGUNDO RUIDO:

Mas seco y mas agudo que el primero también se acompaña de vibraciones que normalmente no son audibles pero que son perceptibles en condiciones patológicas

- a) **RELAJACION DE PARED VENTRICULAR AL COMIENZO DE DIASTOLE:** produce vibraciones que no son audibles.
- b) **CIERRE DE VALVULA AORTICAS Y PULMONARES:** son las únicas vibraciones normalmente audibles del segundo ruido
- c) **VIBRACIONES DE LAS PAREDES VASCULARES Y DE COLUMNA SANGUINEA:** no son audibles.
- d) **APERTURA DE LAS VALVULAS MITRALES Y TRICUSPIDES:** Normalmente no son audibles pero se escuchan cuando estas válvulas se encuentran alteradas anatómicamente.

3 TERCER RUIDO

- ➔ Es un ruido sordo débil y grave que se escucha mejor después de un esfuerzo y en decúbito lateral izquierdo que a menudo cambia con la respiración y que tiene su intensidad máxima en la punta.
- ➔ Por lo tanto el tercer ruido que sigue al segundo es diastólico (o mejor aun pro diastólico) se escucha solo en tercera parte de las personas jóvenes y en muchos niños, corresponde a la FASE DE LLENO RAPIDO de los ventrículos y se debe probablemente a las vibraciones de la válvula mitral en el momento de la repleción rápida de los ventrículos.
- ➔ El tercer ruido fisiológico y el galope pro diastólico son idénticos desde el punto de vista acústico; solo se diferencian por las condiciones de su aparición: niños sanos y personas jóvenes para el tercer ruido, adultos en estado de insuficiencia del ventrículo izquierdo (mas rara vez, derecho) para el galope, el fono cardiograma el tercer ruido se sitúa un décimo de segundo o mas después del segundo ruido.

ALTERACIONES DEL PRIMER RUIDO

- ➔ La intensidad de los ruidos cardiacos depende de la conductividad acústica de los tejidos que se interponen entre el corazón y la superficie del tórax, por consiguiente cuando los ruidos son fuertes conviene tener en cuenta la delgadez de la pared torácica y la proximidad del corazón en relación a la misma.
- ➔ Cuando los ruidos son débiles y alejados, pensar en la posición del corazón lejos de la pared torácica, en el espesor de esta en los obesos y en las personas con fuertes músculos en la existencia de un enfisema pulmonar, de un derrame pericardio o pleural.

RUIDOS DE GALOPE son ritmos de tres tiempos por la adición de un ruido anormal a los dos ruidos normales, este ruido es sordo grave y a menudo débil semeja al galope de un caballo Dada su frecuencia baja se los escucha mejor en estetoscopio sin membrana, difícil escuchar y distinguir por su situación un galope del corazón derecho con uno del corazón izquierdo, estos galopes son causados por variaciones bruscas en la válvula mitral

RUIDOS PLEUOPERDICARDICOS existe una serie de ruidos sistólicos situados entre el primer y segundo ruido que se escuchan en personas sanas y que clásicamente se atribuyen a bridas pleuropericardiacas, ocurren en el medio de la sístole (mezo sistólicos) o al final de estas justo antes del segundo ruido (tele sistólicos) varían con la respiración y la posición

FONOCARDIOGRAFIA

Registra un trazado que produce las vibraciones cardiacas recogidas por un micrófono aplicado a los diferentes focos de auscultación, como aparato registrador se utiliza un electrocardiógrafo unido al micrófono, para situar cronológicamente la diferentes partes del fono cardiograma se registra simultáneamente un electrocardiograma, el registro de ruidos del corazón es practicado por el especialista teóricamente existen tres tipos de fono cardiógrafos:

- ➔ **FONOCARDIOGRAFO ESTETOSCOPICO** registra las vibraciones tal como son transmitidas por el estetoscopio al oído
- ➔ **FONOCARDIOGRAFO LOGARITMICO** traduce exactamente las vibraciones auscultadas ya que tiene la misma sensibilidad que el oído

LOS RUIDOS: Primer ruido: se produce en promedio 0,05segundos después de la iniciación de QRS y su duración es de 0,14seg, vibraciones rápidas preceden y siguen a un grupo medio de vibraciones más lentas

SEGUNDO RUIDO comienza cuando termina la onda T su duración media es de 0,11seg esta formado por vibraciones amplias y rápidas, precedidas y seguidas de pequeñas vibraciones lentas inaudibles

TERCER RUIDO: audible principalmente en el niño, en decúbito lateral izquierdo, se produce 0,05seg a 0,1seg después del fin del segundo ruido, formado por pequeñas vibraciones lentas.

CUARTO RUIDO O RUIDO AURICULAR: registrado ocasionalmente 0,05seg después del comienzo de la onda P.

GALOPES Y CHASQUIDOS DE PERTURA DE LA MITRAL

- ➔ GALOPE PRESISTOLICO: se produce por lo menos 0,1seg antes del primer ruido
- ➔ GALOPE PRODIASTOLICO: aparece 0,15- 0,20seg después del comienzo del segundo ruido
- ➔ CHAQUIDO DE APERTURA DE LA MITRAL: se produce 0,08-0,11seg después del comienzo del segundo ruido, esta formado por vibraciones amplias y rápidas mientras el tercer ruido (que aparece antes) y el galope pro diastólico(que aparece después) están formados por vibraciones pequeñas y lentas

LOS SOPLOS

Este es comparable al que hace el aire en un soplete

- ➔ El fono cardiógrafo permite analizar gráficamente lo que escucha el oído, sin embargo es raro que resulte más útil que una auscultación cuidadosa
- ➔ Por regla general, los soplos diastólicos de insuficiencia ocupan toda la sístole y son en decrescendo, los soplos sistólicos de estrechez ocupan de preferencia la mitad de la sístole y son creyendo-decrescendo (soleos en diamante)
- ➔ Los soplos diastólicos de insuficiencia aortita o pulmonar son difíciles de registrar a causa de su frecuencia elevada, comienzan inmediatamente después del fin del segundo ruido y son en decrescendo, el rolido diastólico de la estrechez mitral ocupa de preferencia el medio de la diástole y presenta un refuerzo presistolico sus vibraciones son lentas.

A todo lo anterior debemos sumar el efecto DOPLER:

EFECTO DOPPLER

El efecto DOOPLER es un cambio aparente en la frecuencia debido al movimiento, este efecto ejemplificado mayormente por el cambio en la frecuencia de sonido cuando un tren se mueve a lo lejos de una estación de tren

Los instrumentos DOPPLER están basados en propiedades de piezoeléctricos de cristal, generan ondas ultrasónicas que penetran los tejidos y son dispersados por el movimiento de la sangre, **El cambio de frecuencia entre la transmisión y el reflejo del sonido es proporcional al a velocidad de la sangre**

COMO PODEMOS MEDIR MEDIANTE ULTRASONIDO DOPPLER

Hemodinamicamente el flujo de sangre en una vesicular, ESTENOSIS Y OCLUSION pueden ser medidas con la velocidad de la sangre

Usando DOPPLER en vez de la auscultación, la presión sistólica de la sangre puede ser medida

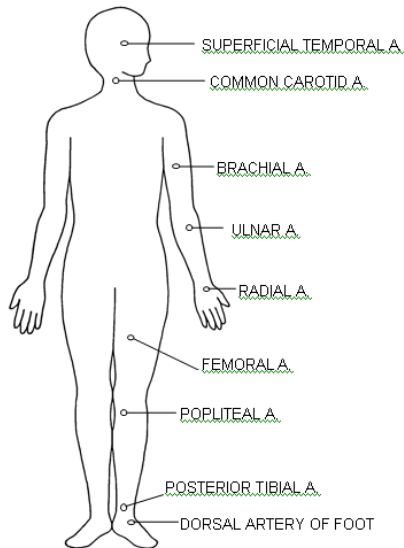


Figura (Los sitios arteriales de un cuerpo generalmente son medidos usando DOPPLER)

Los principales pasos para la captación, análisis, y diagnóstico de los sonidos del corazón son los siguientes:

1. ADQUISICIÓN DE SONIDOS DEL CORAZÓN.
2. PROGRAMA PARA EL FILTRADO Y OBTENCION DEL SONIDO DEL CORAZON
3. PROGRAMA PARA DETERMINAR MEDIANTE ESPECTROS LAS PATOLOGIAS DEL CORAZON

1. ADQUISICIÓN DE SONIDOS DEL CORAZÓN.

1.1. DETECCIÓN DEL SONIDO DEL CORAZON MEDIANTE UN MICROFONO

- Se acoplo el sensor (en este caso el estetoscopio) a un micrófono comercial, con un pre-amplificador(figura2), dando como resultado la señal test1 y test2

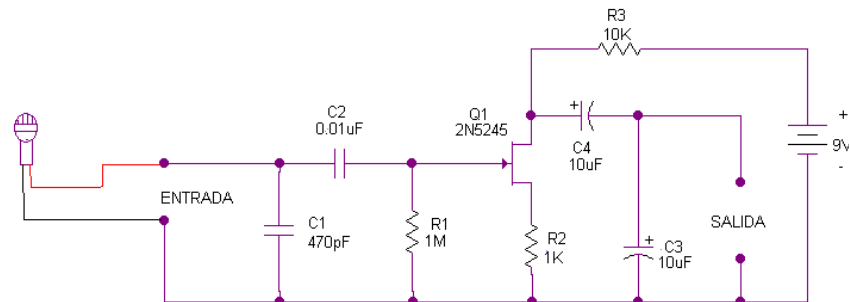
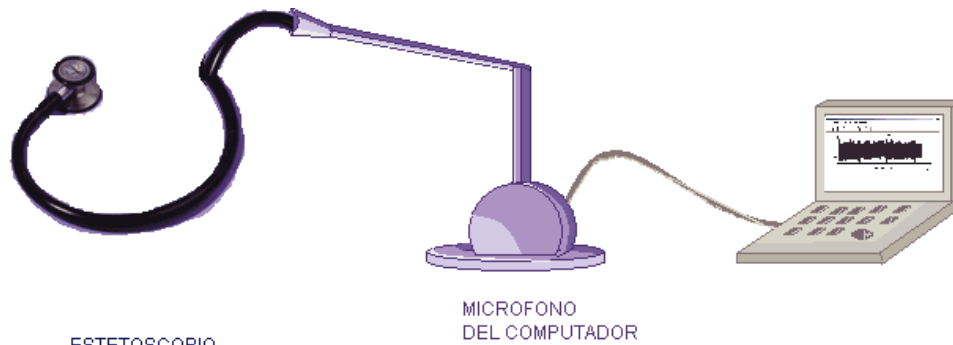


figura 1(micrófono con pre-amplificador)

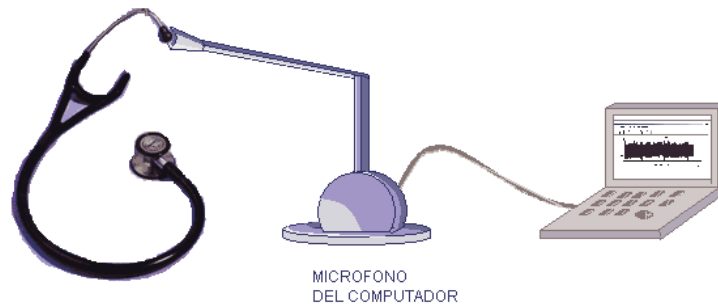
- Se modifico el acople para el micrófono (de la misma computadora) con un estetoscopio cortado antes de su bifurcación (como muestra la figura3), dando como resultado la señal test3 y test4



ESTETOSCOPIO

figura 2(adaptacion del microfono de la computadora y el estetoscopio)

- Se modifico nuevamente el acople para el micrófono(de la misma computadora), con un estetoscopio mas sensible, pero la señal proviene de una OLIVA(orejera, ver figura 4), dando como resultado las señales test8, test9, foco mitral, foco Aortico, foco Tricúspide



ESTETOSCOPIO

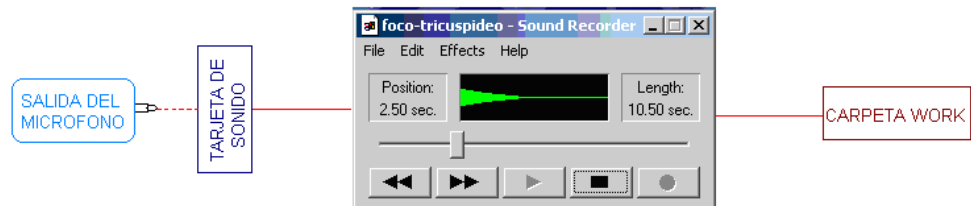
figura 3(adaptacion del microfono de la computadora y estetoscopio mas sensible)

1.2. ALMACENAMIENTO DEL SONIDO EN FORMATO WAV

- Las señales mencionadas anteriormente fueron grabadas en SOUND RECORDER, ubicado en C:\Documents and Settings\All Users\Start Menu\Programs\Accessories\Entertainment
- La siguiente figura muestra dicho dispositivo:



- Posteriormente se graba con extensión WAV.
- Después este archivo es llevado a la carpeta WORK en el programa MATLAB para su análisis respectivo la figura representa dicho procedimiento



o

1.3. VISUALIZACION DEL LA SEÑAL EN EL PROGRAMA MATLAB

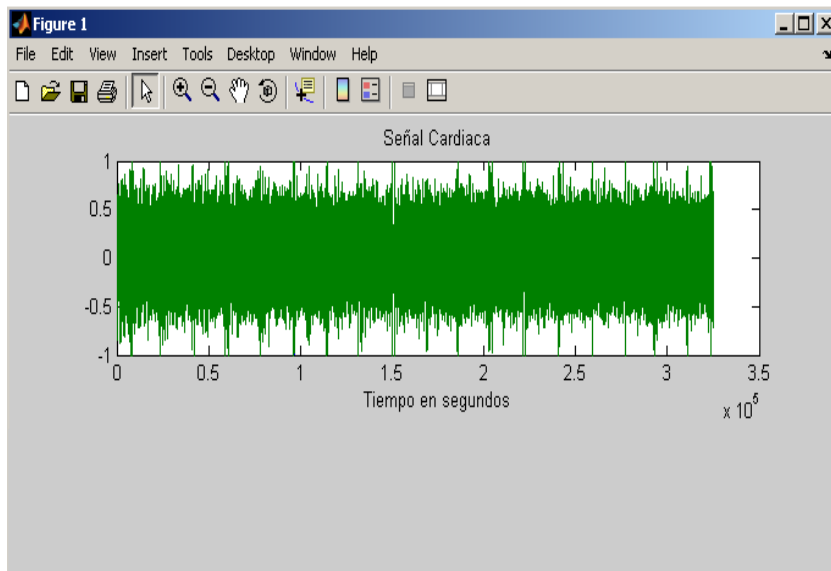


Figura 4. Muestra una señal cardiaca obtenida desde el micrófono de la tarjeta de sonido

2. PROGRAMA PARA EL FILTRADO Y OBTENCION DEL SONIDO DEL CORAZON

Descripción del programa:

Los filtros usados usan el teorema del muestreo y reconstrucción de señal, estos usan la forma compleja de la serie de Fourier, podemos expresar un tren de impulsos (delta de DIRAC) cuyo periodo es T_s de la siguiente manera:

Siendo:

$$w_s = \frac{2\pi}{T_s}$$

Se define:

$$\delta_{T_s}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n \cdot e^{j \cdot n \cdot \omega_s \cdot t}$$

Donde:

$$C_n = \frac{1}{2 \cdot \pi / \omega_s} \int_{-\frac{T_s}{2}}^{\frac{T_s}{2}} \delta(t) \cdot e^{-j \cdot n \cdot \omega_s \cdot t} dt$$

Operando tenemos:

$$C_n = \frac{\omega_s}{2 \cdot \pi}$$

De donde resulta:

$$\delta_{T_s}(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{\omega_s}{2 \cdot \pi} \cdot e^{j \cdot n \cdot \omega_s \cdot t}$$

El espectro de esta función es:

$$\frac{\omega_s}{2 \cdot \pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} 2 \cdot \pi \cdot \delta(\omega - n \cdot \omega_s)$$

$$\omega_s \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(\omega - n \cdot \omega_s)$$

Al multiplicar la función $f(t)$ por el tren de impulsos obtendremos una señal muestreada cuya transformada o espectro es la convolución de los dos espectros dividida entre 2π por lo que:

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(j \cdot \lambda) \sum_{n=-\infty}^{\infty} \omega_s \cdot \delta(j(\omega - \lambda)) d\lambda$$

donde

$$F(j\omega) = F[f(t)]$$

Aplicando la propiedad de muestreo de la función delta de DIRAC, esta integral se convierte en una sumatoria, siendo la transformada de la función muestreada:

$$\frac{\omega_s}{2 \cdot \pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} F[j(\omega - n \cdot \omega_s)]$$

Que viene a ser la repetición periódica del espectro de $f(t)$. Esta última expresión nos indica que para que no se mezclen los espectros la frecuencia máxima de la señal no puede sobrepasar la mitad de la frecuencia de muestreo

$$f_{\max} < \frac{f_s}{2} \quad \text{o de forma equivalente} \quad f_s > 2 \cdot f_{\max}$$

Para reconstruir la señal $f(t)$ a partir de sus muestras debemos aplicar un filtro ideal pasa bajo a la transformada de la función muestreada y multiplicar por $\frac{2\pi}{\omega_s}$

A su vez, el filtro ideal en la frecuencia equivale a hacer la convolucion en el dominio de tiempo de estas dos señales de la siguiente manera:

$$f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sin\left(\frac{ws}{2}\tau\right)}{\frac{ws}{2}\tau} \cdot \frac{ws}{2\pi} \cdot \frac{2\pi}{ws} \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(t-\tau)\delta[(t-\tau)-nTs]dt$$

Nuevamente podemos aplicar la propiedad de la funcion delta de DIRAC, pero primero intercambiemos el orden de operación, sacando la sumatoria fuera de la integral y evaluando la integral de modo que:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{\sin\left[\frac{ws}{2}(t-nTs)\right]}{\frac{ws}{2}(t-nTs)} \cdot f(nTs)$$

Para un filtro pasa alto se tiene

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{\sin\left[\frac{\pi}{2}(t-nTs)\right] - \sin\left[\frac{ws}{2}(t-nTs)\right]}{\frac{ws}{2}(t-nTs)} \cdot f(nTs)$$

Para un filtro pasa banda se tiene:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{\sin\left[\frac{w_2}{2}(t-nTs)\right] - \sin\left[\frac{w_1}{2}(t-nTs)\right]}{\frac{ws}{2}(t-nTs)} \cdot f(nTs)$$

Para un filtro de retención de banda se tiene:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{\sin\left[\frac{\pi}{2}(t-nTs)\right] - \sin\left[\frac{w_2}{2}(t-nTs)\right] + \sin\left[\frac{w_1}{2}(t-nTs)\right]}{\frac{ws}{2}(t-nTs)} \cdot f(nTs)$$

Así mismo usaremos algunas ventanas de filtrado debido a su buena respuesta al impulso en frecuencia como son las ventanas:

- BARTLETT
- HAMMING
- HANNING
- BLACKMAN
- KAISER

El programa MATLAB ya tiene implementado la definición de estas ventanas por lo que solo será necesario llamarlas de la siguiente manera:

```
vent=bartlett(N);
vent=hamming(N);
vent=hanning(N);
vent=blackman(N);
vent=kaiser(N,5.0);
```

Siendo N el orden del filtro.

Para la lectura (wavread) de los sonidos obtenidos y su posterior filtrado y escritura (wavwrite) de estos, utilizaremos las siguientes instrucciones implementadas en el MATLAB:

```
h = wavread('C:\MATLAB701\work\testn.wav');
wavwrite(h,'C:\MATLAB701\work\sonidon.wav');
```

Siendo n el número del test1.wav , test2.wav , etc. y grabaremos en **sonidon.wav** el cual nos dará la señal filtrada

Aplicando lo anterior a un programa realizado en MATLAB se tiene:

```
%-----
% Filtro FIR Basado en el diseño del método de ventanas
%-----
clear; figure(1); clf; figure(2); clf; figure(3); clf;

tipo=input('Que filtro desea diseñar, pb, pa, bp ó rb? = ','s');
N=input('Numero de orden del filtro FIR = ');

if tipo=='pb'
    key='pasa-bajo';
    fc=input('Especificar la frecuencia de corte (0<fc<0.5) = ');
    wc=2*pi*fc;
    h=[];
    for n=0:(N-1)
        num=sin(wc*(n-(N-1)/2));
        den=pi*(n-(N-1)/2);
        if den~=0
            h=[h, num/den];
        else
            h=[h, wc/pi];
        end
    end;
elseif tipo=='pa'
    key='Pasa-Alto';
    fc=input('Especificar la frecuencia de corte (0<fc<0.5) = ');
    wc=2*pi*fc;
    h=[];
    for n=0:(N-1)
        den=pi*(n-(N-1)/2);
        if den~=0
            num=sin(pi*(n-(N-1)/2))-sin(wc*(n-(N-1)/2));
            h=[h, num/den];
        else
            h=[h, 1-wc/pi];
        end
    end;
elseif tipo=='bp'
    key='Pasa-Banda';
    f1=input('Frecuencia de corte baja f1 (0<f1<0.5) = ');
    f2=input('Frecuencia de corte alta f2 (0<f1<0.5) = ');
    w1=2*pi*f1; w2=2*pi*f2;
    h=[];
    for n=0:(N-1)
        den=pi*(n-(N-1)/2);
        if den~=0
```

```

    num=sin(w2*(n-(N-1)/2))-sin(w1*(n-(N-1)/2));
    h=[h, num/den];
else
    h=[h, (w2-w1)/pi];
end
end;
elseif tipo=='rb'
key='Retencion-Banda';
f1=input('Frecuencia de corte baja f1 (0<f1<0.5) = ');
f2=input('Frecuencia de corte alta f2 (0<f1<0.5) = ');
w1=2*pi*f1; w2=2*pi*f2;
h=[];
for n=0:(N-1)
    den=pi*(n-(N-1)/2);
    if den~=0
        num=sin(pi*(n-(N-1)/2))-sin(w2*(n-(N-1)/2))+sin(w1*(n-(N-1)/2));
        h=[h, num/den];
    else
        h=[h, 1-(w2-w1)/pi];
    end
end;
else
    key='Promedio';
    h=ones(1,N)/N;
end;

vent=ones(N,1);
disp('¿Que ventana desea usar? ');
vtipo=input('ninguna, bartlett, hamming, hanning, blackman, kaiser : ','s');
tipo=[vtipo,blanks(8-length(vtipo))];

if tipo=='bartlett'
    vent=bartlett(N);
elseif tipo=='hamming '
    vent=hamming(N);
elseif tipo=='hanning '
    vent=hanning(N);
elseif tipo=='blackman'
    vent=blackman(N);
elseif tipo=='kaiser '
    vent=kaiser(N,5.0);
elseif tipo=='niguna '
    vtipo='n';
end;

h=h.*vent';
t=[]; t1=[]; hh=[];
for i=1:N
    t=[t i i];
    hh=[hh 0 h(i) 0];
    t1=[t1,i];
end;

sprintf('%0f, %0f, %0f, %0f, %0f, %0f, %0f, %0f, %0f, %0f, \n',32768*h(1:N));

figure(1);
plot(t1,h,'o',t,hh,'-'); ylabel('Parte Real');
axis([0,N,min(h),max(h)]);

```

```
title('Filtro FIR ');  
d=[1];
```

```
figure(2);  
[H,W]=freqz(h,d,4*N); W=0.5*W/(pi);  
subplot(211); plot(W,20*log10(abs(H)));  
ttl='Un Filtro FIR '; ttl=[ttl,key,' filtro (ventana ',vtipo,')'];  
title(ttl); ylabel('Ganancia en dB');  
subplot(212); plot(W,angle(H));  
ylabel('Fase en rad'); xlabel('Frecuencia Normalizada para Fs');
```

```
figure(3);  
circulo=exp(j*[0:pi/128:2*pi]);  
plot(circulo, '-'); hold on;  
plot(roots(h), 'o'); grid on;  
title('Lugares de ceros');  
h = wavread('C:\MATLAB701\work\test?.wav');  
wavwrite(h,'C:\MATLAB701\work\sonido?.wav');
```

3. PROGRAMA PARA DETERMINAR MEDIANTE ESPECTROS LAS PATOLOGIAS DEL CORAZON

DESCRIPCION DEL PROGRAMA

Hemos creado una aplicación con un entorno amigable “llamado desde una plataforma del matlab”, el cual guía paso a paso cada una de las acciones a tomar para el correspondiente procesamiento de la señal acústica del corazón llegando a hallar los espectros de frecuencia para un respectivo diagnostico por parte de los especialistas (El programa se encuentra realizado con una leve inclinación hacia la orientación de objetos, obteniendo así de esta los beneficios esperados).

Desde la línea de comandos llamamos a la función Principal como se muestra a continuación:

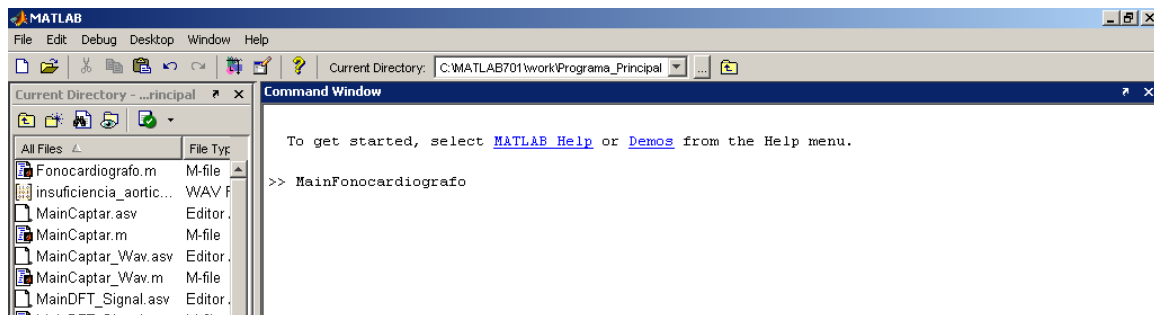


Figura 5. Llamada a la función principal desde la línea de comandos

Esto hará que el programa cree un menú tal como se muestra en la figura



Figura 6. Menu Principal

Descripción:

Captar Señal.- Este botón realiza el llamado a una función que se encarga de captar la señal desde la tarjeta de sonido.

Captar Señal Wav.- Este botón hace el llamado a una función la cual recupera los datos de una señal grabada dentro del computador.

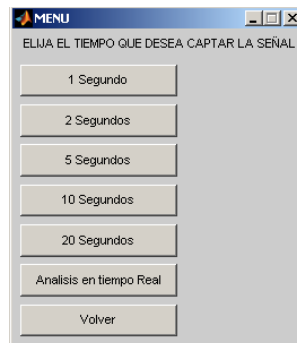
Hallar DFT.- Realiza el análisis espectral de la señal y la grafica.

Filtrar y Hallar DFT.- Filtra la señal y a continuación hace su respectivo análisis espectral.

Salir.- Termina la aplicación.

Captar Señal

Al presionar este botón el programa saltara al siguiente menú:



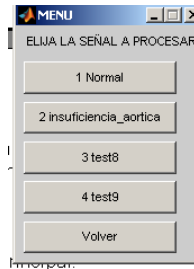
Para las primeras 5 opciones el programa realiza la captación de la señal para los tiempos indicados en cada botón.

El botón de análisis en tiempo Real aunque aun no se ha implementado, tiene como característica la que hace referencia a su nombre, entonces realiza un análisis espectral, filtrado y análisis espectral de este al tiempo que esta captando la señal por la tarjeta de sonido.

Obviamente el botón volver regresa al menú principal.

Captar Señal Wav

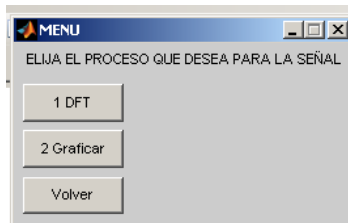
Tendremos el siguiente menú:



Este menú muestra cuatro diferentes señales grabadas para su posterior procesamiento, las señales “Normal” e “Insuficiencia_aortica”, son dos señales obtenidas de las una pagina Web que se encuentra citada en las referencias, en cambio las señales “test8” y “test9” fueron obtenidas mediante lo ya establecido anteriormente (test8 es la representación de una pulso normal del estudiante voluntario, mientras el test9 fue obtenido cuando el voluntario realizo una serie de ejercicios)

Hallar DFT.-

Se muestra el siguiente menú:

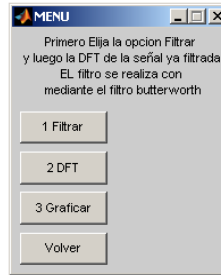


La primera opción realiza la transformada Discreta de FOURIER mediante el comando “fft” y además halla los valores para el grafico de los espectros.

El botón graficar realiza un grafico de la señal tratada con la DFT y además muestra su análisis espectral

Filtrar y Hallar DFT

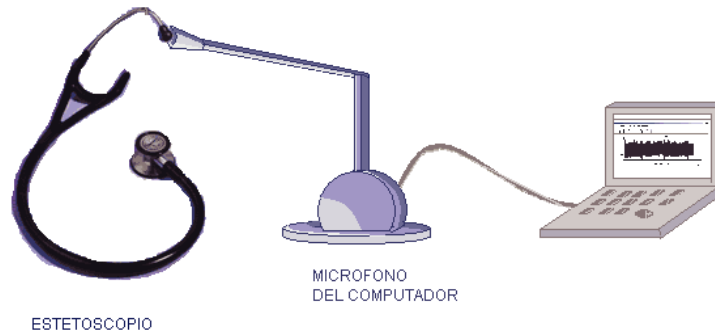
Se despliega el siguiente menú



Realiza la función del filtrado de la señal mediante el filtro butterworth, posteriormente halla su DFT y lo grafica.

3. RESULTADOS

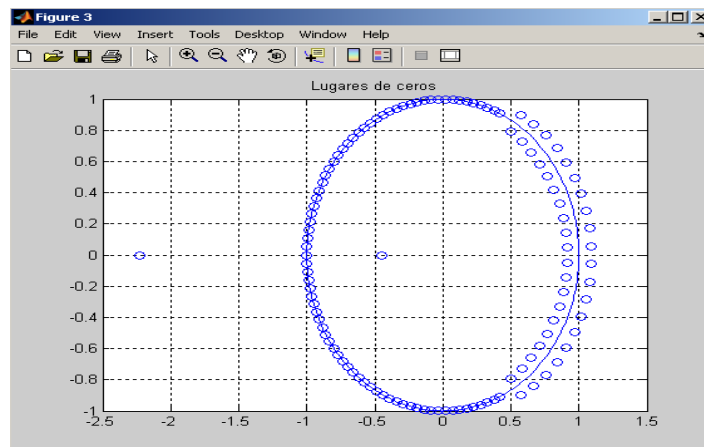
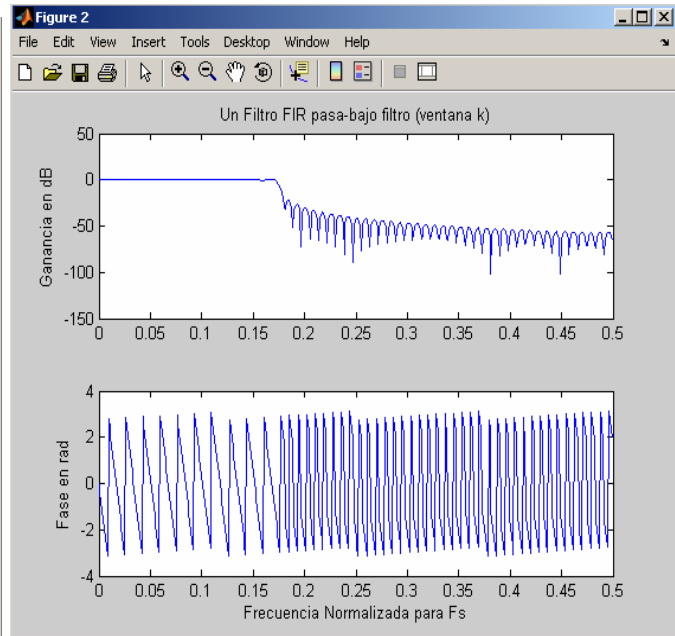
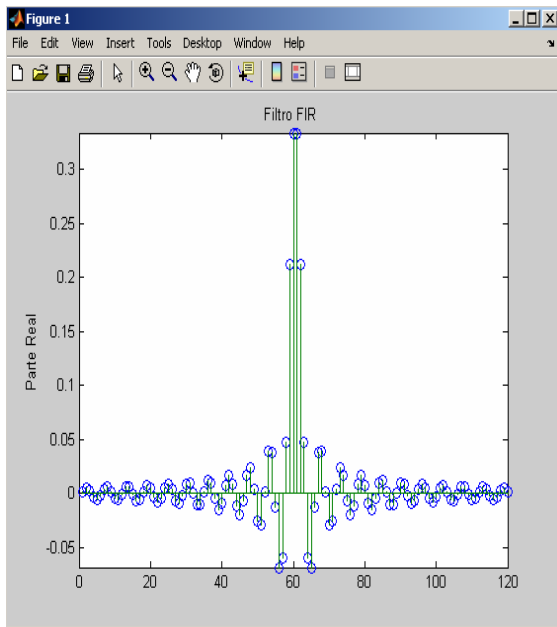
Ejemplo de uso del programa, para ello usaremos el test8 como archivo de lectura y nos saldrá sonido7 que es el sonido filtrado para este ejemplo:



- ingresamos al programa MATLAB
- en la ventana de comando llamamos al programa mediante la instrucción:
 - `>> fir_vent`
- luego especificamos los parámetros que nos pide
 - Que filtro desea diseñar, pb, pa, bp ó rb? = pb
 - Numero de orden del filtro FIR = 120
 - Especificar la frecuencia de corte ($0 < fc < 0.5$) = 0.2
 - ¿Que ventana desea usar?
 - ninguna, bartlett, hamming, hanning, blackman, kaiser : b
- el programa desde la ventana de comando y los filtros se presentan en las siguientes figuras

```
MATLAB
File Edit Debug Desktop Window Help
Current Directory: C:\MATLAB701\work\proce
Current Directory - ...k\proce
All Files
File Type
mi_vent.asv Editor
fir_vent.m M-file
fir_window.m M-file
lin2pcma.m M-file
pcma2lin.m M-file
readwav.m M-file
rft.m M-file

Command Window
>> fir_vent
Que filtro desea diseñar, pb, pa, bp ó rb? = pb
Numero de orden del filtro FIR = 120
Especificar la frecuencia de corte (0<fc<0.5) = 0.1756
¿Que ventana desea usar?
ninguna, bartlett, hamming, hanning, blackman, kaiser : k
>>
```

- Las señales obtenidas por el ultimo acople entre el estetoscopio y el micrófono dieron como resultado las señales:
 - Test1
 - Test2
 - Test3
 - Test4
 - Test5
 - Test6
 - Test7
 - Test8
 - Test9
 - Foco mitral
 - Foco pulmonar
 - Foco tricúspide

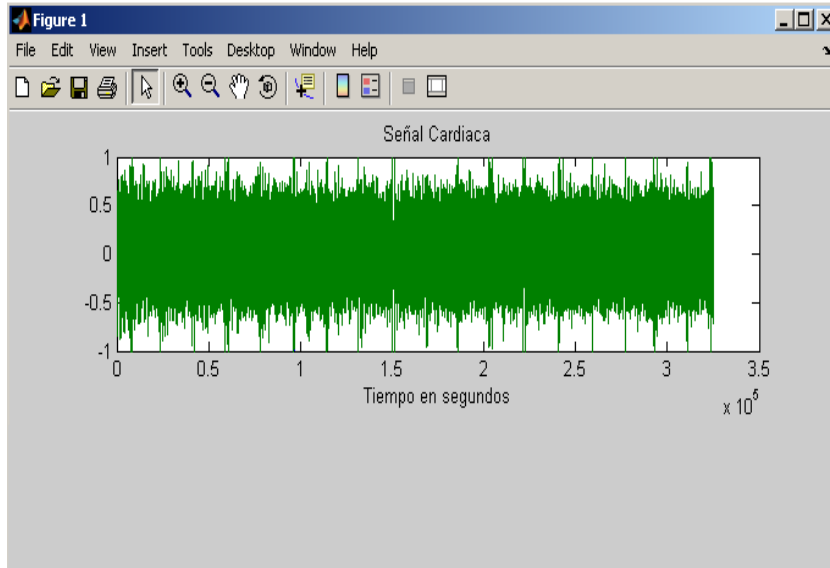
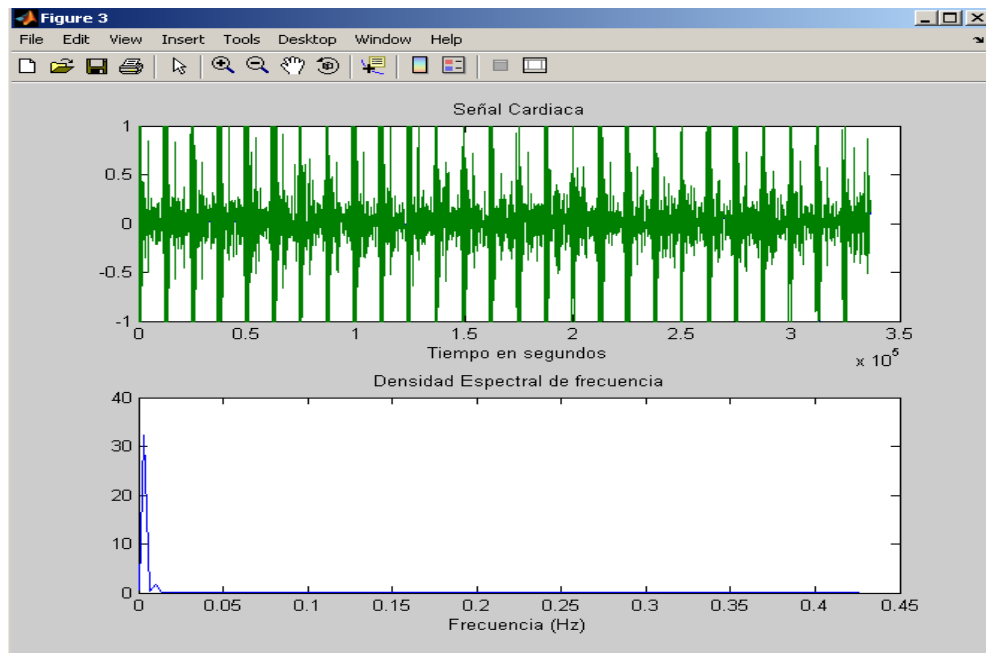


Figura 4(ejemplo de un señal cardiaca sin filtrado)

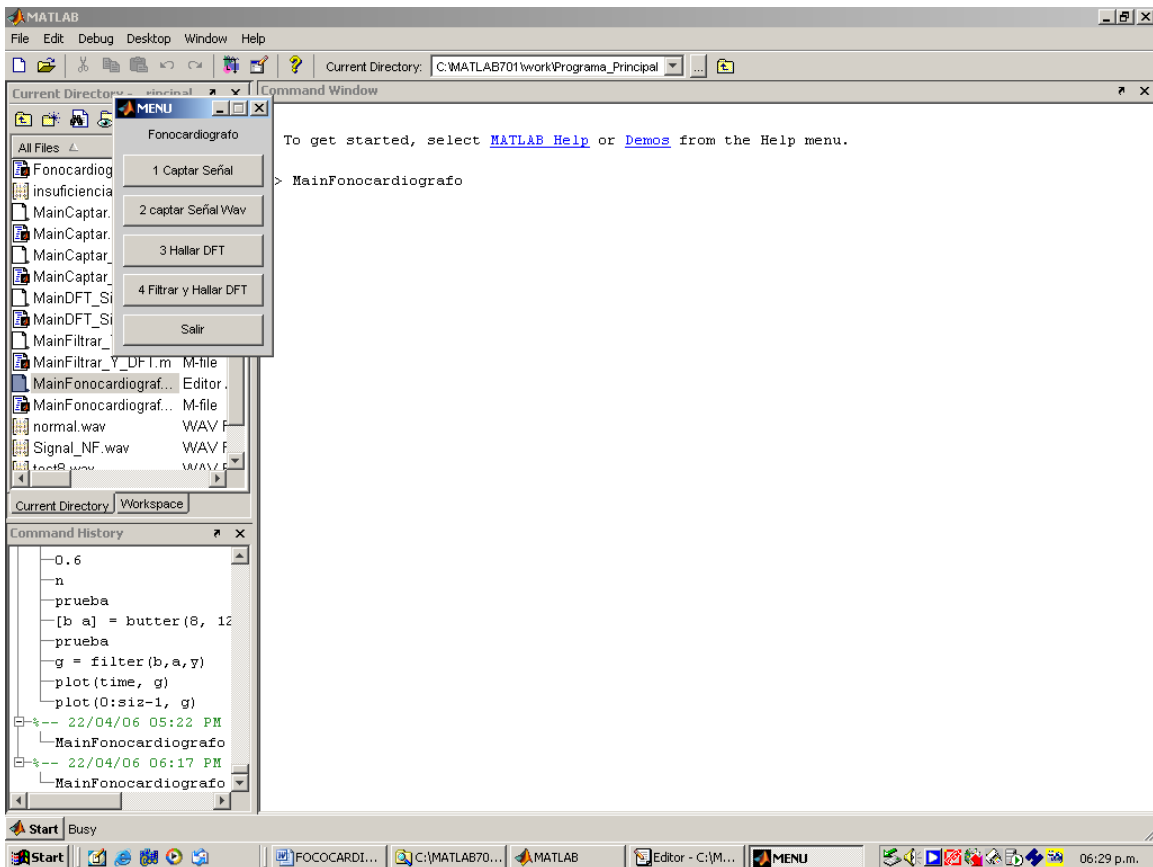
- Después estas señales son tratadas con los filtros , obteniéndose las señales que llamamos sonidos
- Para la detección de alguna patología usamos el programa que nos muestra el espectro



Ejemplo de aplicación de filtro con programa para determinar mediante espectros las patologías del corazón

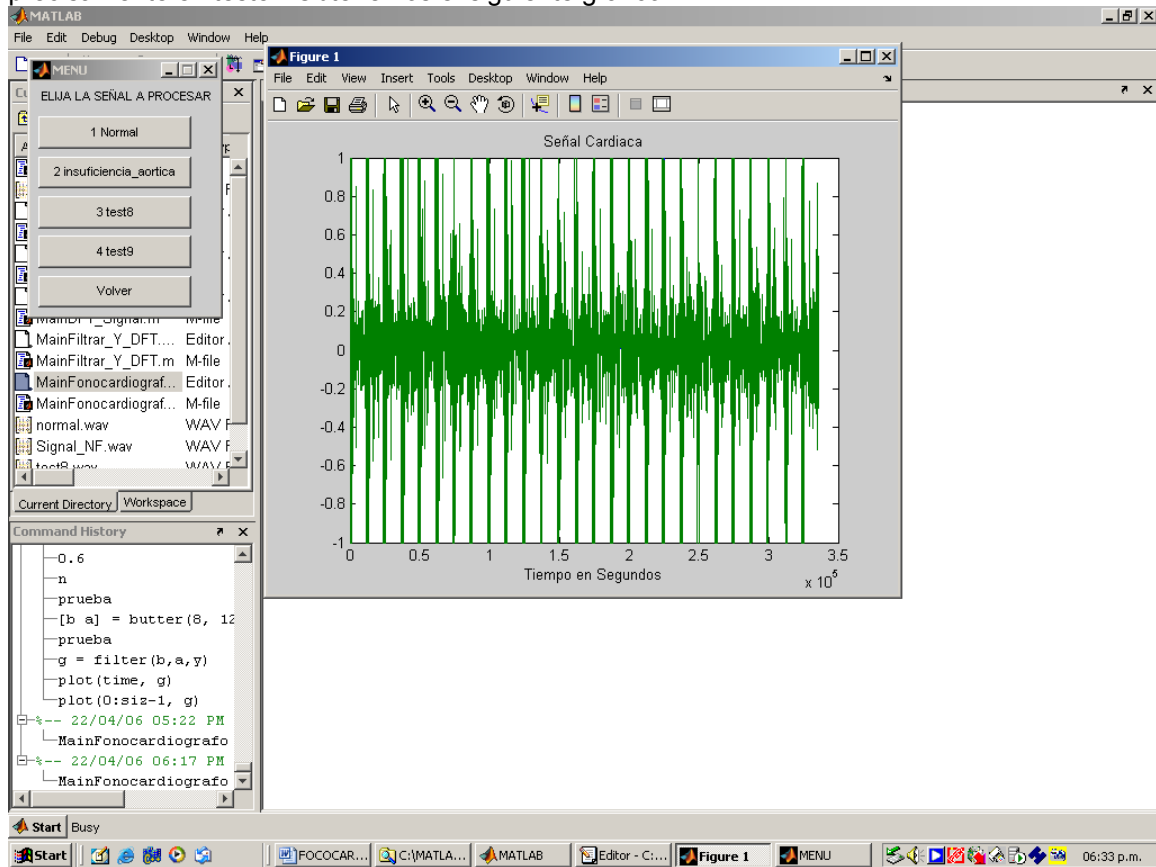
Usando la señal obtenida test8 realizaremos el análisis respectivo.

Llamamos al comando "MainFonocardiografo" desplegamos el menú:

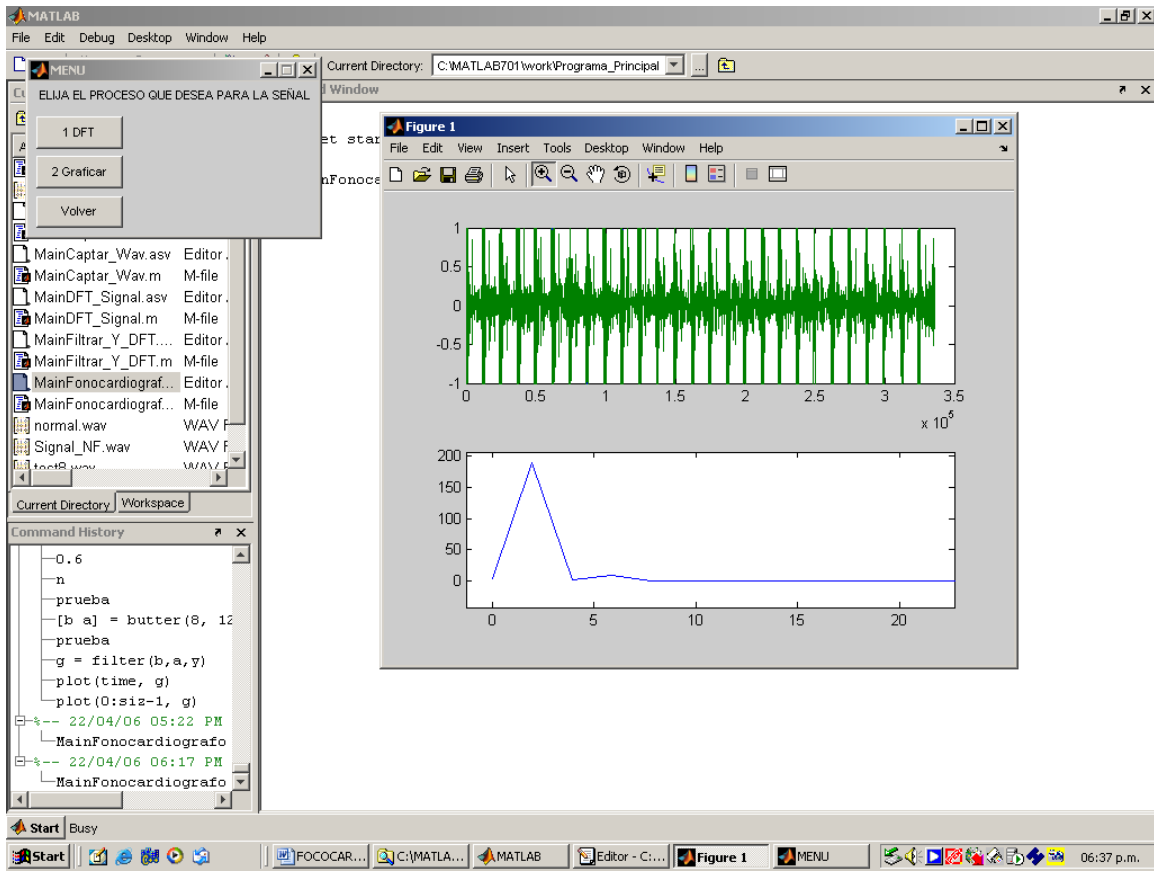


Elegimos el botón “Captar Señal Wav”:

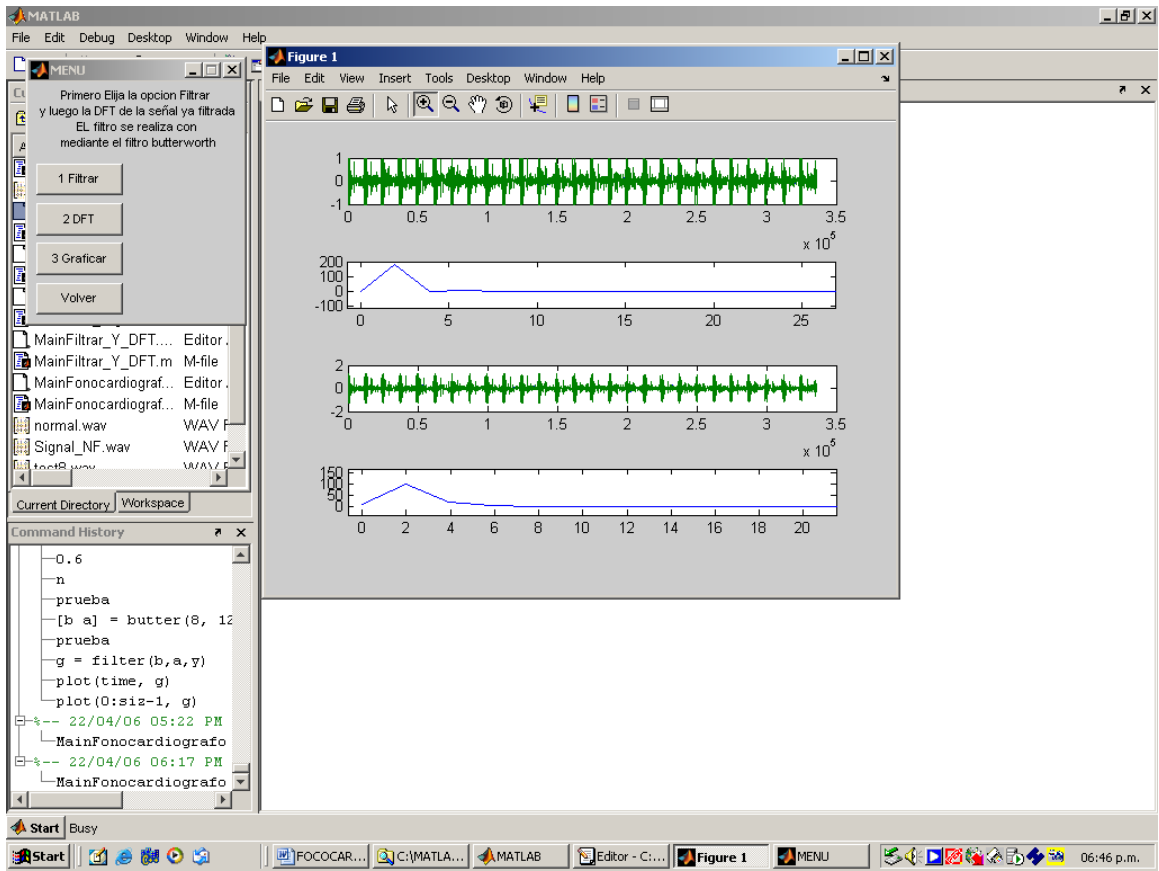
Obteniendo el menú en el que elegimos una señal, de las cuatro elegimos la tercera que es precisamente el “test8”. Obtenemos el siguiente grafico:



Regresamos al menú principal y elegimos la tercera opción para realizar el análisis espectral de esta función y graficarla, entonces obtenemos:



Ahora realizamos el filtrado y posterior grafico mediante la 4ta opción del menú principal, obteniendo lo siguiente:



4. DISCUSIÓN

- ▬ Al ver q el primer programa acerca de los filtros no tiene una gran prestación en cuanto al filtraje en bajas frecuencias debido a la limitante respecto a las frecuencias de corte ($0 < f_c < 0.5$).
- ▬ Por lo que se opto a usar otro método de filtraje como es el filtro “butterworth” para su respectivo análisis en frecuencia mediante el “fft”.
- ▬ Respecto al acople del micrófono con el estetoscopio mediante las pruebas se observó la necesidad de contar con un estetoscopio y un micrófono de alta sensibilidad.
- ▬ El acople del micrófono con la tarjeta de sonido se hizo mediante un preamplificador de alta sensibilidad el cual nos permitió tener una mayor resolución al momento del muestreo por parte de la tarjeta de sonido.

5. CONCLUSIONES

- La auscultación asistida por ordenador mejorara espectacularmente la habilidad del médico para detectar anomalías.
- La propuesta de este trabajo se debe a que en nuestro medio no cuenta con un instrumento capaz de detectar patologías en el corazón, ya que estas solo se detectan gracias a la experiencia del médico.
- La mejora del filtrado de las señales obtenidas así como de su respectivo análisis permitirá una mayor prestación del trabajo aquí presentado
- MATLAB contiene programas como FDATool, SPTool así como WAVELET TOOL que permite un mejor análisis de las señales obtenidas
- El acoplamiento del micrófono con el estetoscopio produjo algunos inconvenientes como la falta de fidelidad y potencia requerida para la captación de los sonidos del corazón
- Al tratar de incrementar la potencia del micrófono se observó la introducción de un excesivo ruido, dando como resultado la dificultad del filtrado de los sonidos, estos se pueden apreciar en las tomas de señales como son test1, test2, test3.
- Para superar este inconveniente se propuso la idea de cortar el estetoscopio antes de su bifurcación a su vez acoplarlo con el micrófono de la computadora, pero se observó que la baja calidad de captación del estetoscopio produjo señales como son test4, test5, test6.
- De lo anterior se propuso nuevamente acoplar un estetoscopio más sensible y aumentar el volumen interior (software del micrófono), dando como resultado las señales test7, test8, test9.
- Dado el éxito de captación de señales anteriormente mencionado se propuso la obtención médica correspondiente a los puntos Foco Mitral, Foco Tricúspide, y Foco Aortico y Foco Pulmonar
- Con el programa de análisis de espectros observamos las patologías correspondientes.
- Mediante el último ejemplo se realizó un mejor análisis de las señales.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la colaboración del ingeniero Jeffrey Molina quien nos brindo su tiempo y ayuda para la realización de este proyecto.

REFERENCIAS

- [1] Ibrahim R. Hanna and Mark E. Silverman. A history of cardiac auscultation and some of its contributors. *The American Journal of Cardiology*, 90:259–267, 2002.
- [2] Ara G. Tilkian and Mary Boudreau Conover. *Understanding Heart Sounds and Murmurs With an Introduction to Lung Sounds*. W.B. Saunders Company, 4 edition, 2001.
- [3] Maurice B. Rappaport and Howard B. Sprague. Physiologic and physical laws that govern auscultation, and their clinical application. *The American Heart Journal*, 21(3):257–318, March 1941.
- [4] P. Zarco, editor. *Exploración clínica del corazón*. Ed. Alhambra, 8 edition, 1981.
- [5] S. Mangione, L. Z. Nieman, E. Grecely, and D. Kaye. The teaching and practice of cardiac auscultation during internal medicine and cardiology training: a nationwide survey. *Annals of Internal Medicine*, 119(1):47–54, 1993.
- [6] S. Mangione and L. Z. Nieman. Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees. a comparison of diagnostic proficiency. *JAMA*, 278(9):717–722, 1997.
- [7] P. R. Gaskin, S. E. Owens, N. S. Talner, S. P. Sanders, and J. S. Li. Clinical auscultation skills in pediatric residents. *Pediatrics*, 105(6):1184–1187, 2000.
- [8] R. M. Rangayyan and R. J. Lehner. Phonocardiogram signal analysis: A review. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 15(3):211–236, 1988.
- [9] Manuel Abella, John Formolo, and David G. Penney. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes. *J. Acoust. Soc. Am.*, 91(4):2224–2228, April 1992.
- [10] K. M. Flegel. Does the physical examination have a future? *Canadian Medical Association Journal*, 161:1117–1118, 1999.
- [11] E. Van Vollenhoven and J. G. J. Chin. Phonocardiography: Past, present and future. *Acta Cardiologica*, 48(4):337–344, 1993.
- [12] Louis-Gilles Durand and Philippe Pibarot. Digital signal processing of the phonocardiogram: Review or the most recent advancements. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 23(3/4):163–219, 1995.
- [13] J. A. Shaver. *Auscultación cardíaca: una habilidad diagnóstica con buena relación coste-efectividad*. Ed. Tarpyo, 1996.
- [14] D. W. Sapiro. *Understanding and diagnosing pediatric heart disease: Heart sounds and murmurs*. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1992.
- [15] Michael B. Selig. Stethoscopic and phonoaudio devices: Historical and future perspectives. *American Heart Journal*, 126(1):262–268, 1993.
- [16] Sakari Lukkarinen, Anna-Leena Noponen, Anna Angerla, Kari Sikiö, and Raimo Sepponen. A recording stethoscope in study of heart sounds of children. In *Medical & Biological Engineering & Computing*, volume 34, pages 97–98, 1996.

- [17] Pekka Korhonen, Sakari Lukkarinen, Raimo Sepponen, Joha Backman, Heikki Ruotoistenmäki, and Kimmo Rajala. Frequency response measurements on commercially available stethoscopes. In *Medical & Biological Engineering & Computing*, volume 34, pages 91–92, 1996.
- [18] Ibrahim Turkoglu, Ahmet Arslan, and Erdogan Ilkay. An intelligent system for diagnosis of the heart valve diseases with wavelet packet neural networks. *Computers in Biology and Medicine*, 33:319–331, 2003.
- [19] P. Y. Ertel, M. Lawrence, R. K. Brown, and A. M. Stern. Stethoscope acoustics: I. the doctor and his stethoscope. *Circulation*, 34:889–898, November 1966.
- [20] Paul Y. Ertel, Merle Lawrence, Richard K. Brown, and Aaron M. Stern. Stethoscope acoustics: II. transmission and filtration patterns. *Circulation*, 34:899–909, November 1966.
- [21] John R. Kindig, Timothy P. Beeson, Richard W Campbell, Francis Andries, and Morton E. Tavel. Acoustical performance of the stethoscope: A comparative analysis. *Curriculum in Cardiology*, 104:269–275, 1982.
- [22] M. E. Tavel, D. D. Brown, and D. Shander. Enhanced auscultation with a new graphic display system. *Arch. Intern. Med.*, 154:893–898, April 25 1994.
- [23] John M. Belmont, F. Mattioli, Leone, Kenneth K. Goertz, Robert H. Ardinger, and Calvina M. Thomas. Evaluation of remote stethoscopy for pediatric telecardiology. *Telemedicine Journal*, 1(2):133–149, 1995.
- [24] S. Lukkarinen, A. L. Noponen, K. Sikiö, and R. Sepponen. Experiences with a Videoconference system in heart murmur screening. In *Computers in Cardiology*, volume 25, pages 53–56, 1998.
- [25] R. F. Rushmer, editor. *Cardiovascular Dynamics*. W. B. Saunders, Philadelphia, 2 edition, 1961.
- [26] A. Haghighi-Mood and J. N. Torry. Coherence analysis of multichannel heart sound recording. In *Computers in Cardiology*, pages 377–380, 1996.
- [27] A. Haghighi-Mood and J. N. Torry. Coherence analysis of heart sounds recorded from different auscultatory areas. In *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pages 986–987, Amsterdam, Holand, 1997.
- [28] Winnie W. Hui, Ronald A. Pitt, John P. Matonick, and John K-J. Li. Comparison of heart sounds recorded at the chest and a remote arterial site. In *Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference*, pages 61–62, 2002.
- [29] Martin Kompis, Hans Pasterkamp, Yuns Oh, Yuichi Motai, and George R. Wodicka. Spatial representation of thoracic sounds. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pages 1661–1664, 1998.
- [30] Dany Leong-Kon, Louis-Gilles Durand, Jocelyn Durand, and Howard Lee. A system for real-time-cardiac acoustic mapping. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 1, pages 17–20, 1998.

- [31] Abdalla S. A. Mohamed and Hazem M. Raafat. Recognition of heart sounds and murmurs for cardiac diagnosis. In 9th International Conference on Pattern Recognition, volume 2, pages 1009–1011, 1988.
- [32] M. C. Agostinho and M. N. Souza. A new heart sound simulation technique. In Proceedings of the 19th International Conference, Engineering in Medicine and Biology Society, volume 1, pages 323–326, Chicago, IL., USA, 30 October – 2 November 1997.
- [33] Todd R. Reed, Nancy E. Reed, and Peter Fritzon. Heart sound analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 12:129–146, 2004.
- [34] Jingping Xu, Louis-Gilles Durand, and Philippe Pibarot. Nonlinear transient chirp signal modeling of the aortic and pulmonary components of the second heart sound. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(7):1328–1335, July 2000.
- [35] Jingping Xu, Louis-Gilles Durand, and Philippe Pibarot. Extraction of the aortic and pulmonary components of the second heart sound using a nonlinear transient chirp signal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(3):277–283, March 2001.
- [36] F. Mouret, V. Garitey, T. Gandelheid, J. Fuseri, and R. Rieu. A new dual activation simulator of the left heart that reproduces physiological and pathological conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 38:558–561, 2000.
- [37] S. Lukkarinen, A. L. Noponen, K. Sikiö, and A. Angerla. A new phonocardiographic recording system. In *Computers in Cardiology*, pages 117–120, 1997.
- [38] Vasant Padmanabhan, R. Fischer, J. L. Semmlow, and W. Welkowitz. High sensitivity PCG transducer for extended frequency applications. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 1, pages 57–58, 1989.
- [39] Vasant Padmanabhan, John L. Semmlow, and Walter Welkowitz. Accelerometer type cardiac transducer for detection of low-level heart sounds. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(1):21–28, January 1993.
- [40] Chang-Da Tsai, Shyh-Lin Tsao, Hsiao-Lung Chan, Wen-Chon Shen, and Chien-Ping Wu. Microbending optical fiber sensor for the detection of low-level heart sound. In *Pacific Rim Conference on Lasers and Electro-Optics*, page 312, 1997.
- [41] Alan R. Mizutani, George Ozaki, and Jonathan L. Benumof. A low-cost, high-fidelity FM wireless precordial radiostethoscope for continuous monitoring of heart and breath sounds. *Journal of Clinical Monitoring*, 6(1):61–64, January 1990.
- [42] Luis Torres-Pereira, Carla Torres-Pereira, and Carlos Couto. A non-invasive telemetric heart rate monitoring system based on phonocardiography. In Proceedings of the IEEE International Industrial Electronics. ISIE '97, volume 3, pages 856–869, 1997.
- [43] E. A. Moretti, R. A. Monti, and N. J. Zeig. A cordless infrared headphone system for monitoring heart and breath sounds. *Anesth. Analg.*, 71:309, 1990.
- [44] Sakari Lukkarinen, Pekka Korhonen, Anna Angerla, Anna-Leena Noponen, Kari Sikiö, and Raimo Sepponen. Multimedia personal computer based phonocardiography. In Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 5, pages 2303–2304, 1996.

- [45] Sakari Lukkarinen, Kari Sikiö, Anna-Leena Noponen, Anna Angerla, and Raimo Sepponen. Novel software for real-time processing of phonocardiographic signal. In Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 4, pages 1455–1457, 1997.
- [46] Zhenyu Guo, Chris Moulder, Louis-Gilles Durand, and Murray Loew. Development of a virtual instrument for data acquisition and analysis of the phonocardiogram. In Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 1, pages 436–439, 1998.
- [47] D. S. Gerbarg, F. W. Holcomb, J. J. Hofler, C. E. Bading, G. L. Schultz, and R. E. Sears. Analysis of phonocardiogram by a digital computer. *Circulation Research*, 11:569–576, September 1962.