



**CENTRO DE INVESTIGACIONES
EN OPTICA, A.C.**

Diseño y estudio de un fonocardiógrafo
aplicado al análisis de sonidos cardiacos

Tesis presentada por:

Lic. en Fis. Francisco Ulises Hernández Ledezma.

Para obtener el grado de
Maestría en Optomecatrónica.

Asesor:

Dr. Moisés Cywiak Garbarcewicz.

León, Gto., febrero 2012

A mis padres,

M. Francisca Ledezma Hernández

Héctor Alejandro Hernández Hernández

*"Ningún aparato, por maravilloso que parezca,
vale lo que la idea que lo engendró".*

J.F. Guadalajara

AGRADECIMIENTOS

Quiero externar mi más profundo agradecimiento a mis padres, quienes siempre me han enseñado a perseverar y trabajar por los retos que se me presentan en esta vida. A mis hermanas por su invaluable amor y apoyo, y a Gema Ruiz Nava por su paciencia y amor inagotable.

Agradezco a mi asesor el Dr. Moisés Cywiak Garbarcewicz por sus grandes enseñanzas, paciencia y honestidad. Siempre encontré un asesor dispuesto a escuchar, defendiendo sus ideas y respetando las mías.

Agradezco a la Dra. Martha Alicia Hernández González por tener siempre su apertura hacia la colaboración con proyectos de investigación.

Gracias también a los pacientes que mostraron su anuencia y a los voluntarios del CIO que participaron con gran interés en este estudio.

A los sinodales de este trabajo de tesis, Dr. David Moreno y Dr. Arquímedes Morales, por sus grandes aportaciones para culminar este proyecto de tesis.

A mis amigos Joel, Octavio y Franco; a Sámano, Frank, Villa y Alex. Gracias por su amistad y apoyo. Gracias a mis compañeros de generación Mon, Bernon, Rubén y Juan.

MUCHAS GRACIAS a TODOS mis profesores de la maestría, al personal de DFA: al Dr. Francisco Cuevas por su apoyo y motivación para impulsarme como estudiante y emprendedor; a Guille, Lorena, Fabiola, Laura, Anabel y Marlene, a ustedes por su amabilidad y por tener siempre una sonrisa. A todo el personal de Biblioteca: José Juan, Rocio y en especial a Angeles Sánchez, por su gran profesionalismo y disposición de servicio. Agradezco a Hugo Vázquez quien también siempre tuvo disposición de ayudarme cuando lo requerí en el centro de cómputo.

Finalmente, agradezco al CONACYT por haberme otorgado la beca durante mi periodo de estudiante en este Centro de Investigación.

ÍNDICE

RESUMEN.....	ix
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. AUSCULTACIÓN Y RUIDOS CARDIACOS.....	3
2.1 ANATOMÍA DEL CORAZÓN.....	3
2.2 RUIDOS CARDIACOS.....	5
2.3 UTILIZACIÓN DEL ESTETOSCOPIO EN LA AUSCULTACIÓN CARDIACA.....	8
2.3.1 ANTECEDENTES.....	9
2.3.2 TÉCNICA EN EL USO DE UN ESTETOSCOPIO.....	13
3. PROPIEDADES BÁSICAS DE LAS ONDAS SONORAS Y ACOPLAMIENTO DE IMPEDANCIAS ACÚSTICAS.....	17
3.1 ECUACION DE ONDA ACÚSTICA.....	18
3.1.1 ECUACIÓN DE ONDA ACÚSTICA_(ANÁLISIS UNIDIMENSIONAL).....	18
3.1.2 ECUACIÓN DE ONDA EN TRES DIMENSIONES.....	23
3.2 IMPEDANCIA ACÚSTICA Y CONDICIONES DE VALORES A LA FRONTERA.....	24
3.3 CÁLCULO DE LA IMPEDANCIA PARA EL CASO DE ONDAS PLANAS Y ESFÉRICAS...	30
4. ANÁLISIS DE SEÑALES MEDIANTE TÉCNICAS DE FOURIER.....	35
4.1 DEFINICIONES.....	37
4.2 PROPIEDADES DE LA TRANSFORMADA DE FOURIER.....	39
4.3 ALGUNAS TRANSFORMADAS DE FOURIER BÁSICAS.....	41
4.3.1 FUNCIÓN RECTÁNGULO.....	42
4.3.2 FUNCIÓN COSENO.....	44
5. MATERIALES, PROCESAMIENTO DE DATOS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES.....	47
5.1 DISEÑO ELECTRÓNICO Y MATERIALES UTILIZADOS.....	47
5.2 ADQUISICIÓN DE DATOS A TRAVÉS DE LA TARJETA DE SONIDO EN UNA COMPUTADORA.....	53
5.3 MÉTODO DE MEDICIÓN Y PROCEDIMIENTO EN EL ANÁLISIS DE LOS RUIDOS CARDIACOS.....	54
5.4 RESULTADOS.....	56
6. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS.....	69
7. APÉNDICE A.....	73
8. BIBLIOGRAFÍA.....	75

RESUMEN

Un fonocardiógrafo es un dispositivo que se utiliza para hacer estudios no invasivos y permite hacer un registro gráfico de los sonidos que produce el corazón. En este trabajo de investigación se presenta el diseño y construcción de un fonocardiógrafo que filtra y adquiere los ruidos cardiacos a través del puerto de audio en una computadora.

El estetoscopio acústico ha sido una de las herramientas invaluable que el médico utiliza para realizar un diagnóstico de los ruidos que producen las válvulas del corazón, sin embargo, se tiene el problema de la variabilidad inherente a la experiencia del médico y a su capacidad auditiva. La Ecocardiografía es una técnica avanzada de diagnóstico que requiere de una alta especialización del médico y se necesitan grandes instalaciones. De manera contrastante, la fonocardiografía ayuda al médico en la identificación de ruidos anormales y se puede utilizar de manera expedita en el consultorio médico.

En esta tesis proponemos un método de análisis fundamentado en técnicas de Fourier y, en base a los fonocardiogramas obtenidos de pacientes con cardiopatía, resultado de una estancia en el IMSS T21, se lograron hacer comparaciones con voluntarios sin ningún antecedente patológico. Por tanto, se observó que es factible la aplicación de este dispositivo para el apoyo en el diagnóstico médico y de seguimiento de pacientes con cardiopatías.

Palabras clave: Fonocardiógrafo, Ruidos Cardiacos, Fonocardiograma, Fourier.

1. INTRODUCCIÓN

El funcionamiento normal del corazón produce sonidos fisiológicos repetibles durante el ciclo cardiaco. Los sonidos fisiológicos que se escuchan con mayor amplitud son los que se producen por el cierre de las válvulas intracardiacas y, debido a algunas enfermedades cardiovasculares congénitas o adquiridas, suelen escucharse sonidos adicionales (normales o anormales) que son llamados murmullos o soplos [1]. Con el fin de escuchar la gama de sonidos normales y anormales, el estetoscopio ha sido una herramienta invaluable para el médico en el diagnóstico clínico de enfermedades, sin embargo, debido a la variabilidad inherente a la experiencia auditiva del médico [2], en ocasiones resulta difícil determinar, con sólo escuchar mediante un estetoscopio convencional, si un murmullo o soplo cardiaco es normal o inocente [3], [4]. Lo anterior es porque la evaluación depende de la experiencia del médico que realiza la auscultación o de su calidad auditiva, e inclusive, suelen existir controversias entre los diagnósticos de dos o más médicos. Para corregir esta situación, aquí proponemos un método que permitirá visualizar los sonidos bajo estudio y adicionalmente proporcionará una visualización más detallada en el espacio espectral mediante el tratamiento de técnicas de Fourier.

Es importante señalar que existen otras técnicas médicas, como la ecocardiografía, que se utilizan para identificar las anomalías debidas a problemas en las válvulas del corazón. Desafortunadamente, la ecocardiografía representa una alternativa costosa en la que se requiere de una alta especialización por parte del médico o un técnico especialista para su interpretación. Pero, la mayor desventaja de esta técnica es que requiere de instalaciones especiales lo que impide que el paciente pueda ser diagnosticado en el consultorio médico o de una manera expedita en casos

que así se requieran. Contrastantemente, la fonocardiografía permite el registro gráfico de los sonidos cardiacos sin requerir grandes instalaciones y con su utilización es posible, por ejemplo, detectar enfermedades congénitas del corazón estudiando el segundo ruido cardiaco [5], o para evaluar la severidad en el caso de estenosis aórtica [6], o para diagnóstico cardiovascular [7]. Por lo anterior, la fonocardiografía representa una herramienta imprescindible que puede ser utilizada en centros de salud, hospitales e incluso en el consultorio médico.

El objetivo de este trabajo consiste en desarrollar un dispositivo no invasivo para la adquisición de los sonidos que produce el corazón, digitalizarlos y procesarlos abriendo la posibilidad de aplicarlo para diagnóstico preventivo y de seguimiento de pacientes.

El trabajo se presenta de la siguiente manera: el capítulo 2 presenta el marco teórico de los términos médicos, describe la fonocardiografía y expone los antecedentes y principios del funcionamiento de un estetoscopio convencional. En el capítulo 3 se describen las propiedades físicas del sonido y se deduce la ecuación diferencial que gobierna su propagación. En el capítulo 4 se presentan las técnicas de Fourier aplicadas al análisis de las señales sonoras adquiridas y en el capítulo 5 se muestran los resultados preliminares.

2. AUSCULTACIÓN Y RUIDOS CARDIACOS

En este capítulo se expondrán los conocimientos básicos sobre la anatomía del corazón y el significado de los ruidos cardiacos en base al funcionamiento fisiológico del mismo. Asimismo, se describirán algunos aspectos funcionales e históricos del instrumento clásico utilizado para escuchar los sonidos que produce el corazón, el estetoscopio (Fig. 2.1).



Figura 2.1: Estetoscopio Littmann Master clásico y sus componentes.

2.1 ANATOMÍA DEL CORAZÓN

Se puede considerar que el corazón está formado por dos sistemas de bombeo independientes: un *hemicardio derecho* que bombea sangre a los pulmones y un *hemicardio izquierdo* que bombea sangre a los órganos periféricos (a través del conducto aórtico). Cada bomba está compuesta por una *aurícula* y un *ventrículo* (véase Fig. 2.2). Para llenar completamente de sangre las cavidades ventriculares, las aurículas de las dos bombas se

contraen casi simultáneamente; una vez que las aurículas se relajan y después de 0.13 s, los dos ventrículos también se contraen casi sincrónicamente (con una ligera diferencia, similar al de las aurículas, que oscila entre los 0.01 s y 0.02 s) [8].

Como se ilustra en la figura 2.2, las *válvulas auriculo-ventriculares* o *válvulas A-V* (mitral y tricúspide) regulan el flujo sanguíneo entre las aurículas y ventrículos; las *válvulas sigmoideas* (aórtica y pulmonar) regulan el flujo entre los ventrículos y las arterias de salida [8].

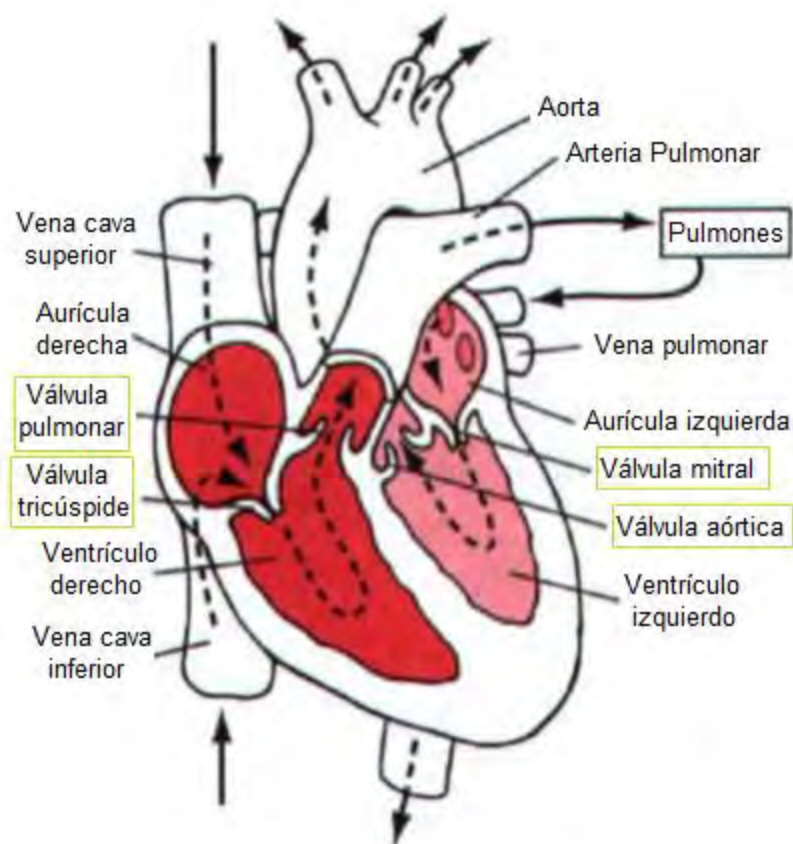


Figura 2.2: La válvula mitral divide aurícula-ventrículo izquierdo, la válvula tricúspide divide aurícula-ventrículo derecho, la válvula aórtica divide ventrículo izquierdo-aorta, y la válvula pulmonar divide ventrículo derecho-arteria pulmonar (modificada de [8]).

2.2 RUIDOS CARDIACOS

Con el fin de diagnosticar el sistema cardiaco de un paciente de manera preliminar, el médico requiere del proceso de *auscultación*. En este proceso del examen clínico, el médico escucha, a través de un estetoscopio, los ruidos que produce el corazón, los pulmones e incluso el sonido que produce el flujo sanguíneo de los vasos [9]. Para efectos de escuchar el epicentro de los principales ruidos cardiacos existen cuatro focos principales de auscultación del tórax (Fig. 2.3): foco aórtico, foco pulmonar, foco tricuspideo y foco mitral [10].

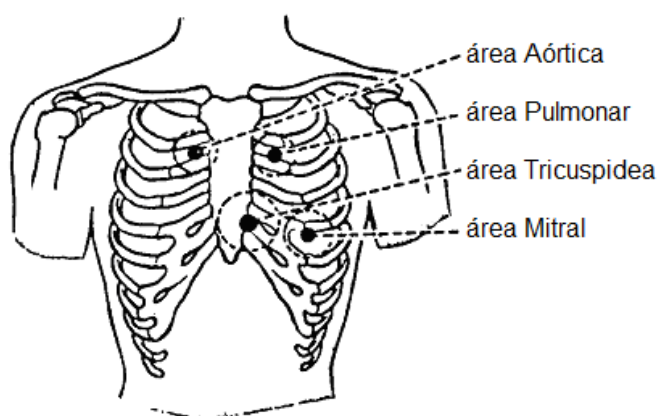


Figura 2.3: Focos de auscultación en los que se escuchan mejor los ruidos cardiacos producidos por cada válvula del corazón (modificado de [11]). Sin embargo, se recomienda siempre auxiliarse con la técnica de percusión para el caso de pacientes con *situs inversus* del corazón [12].

Los ruidos cardiacos básicos se ilustran en la figura 2.4 y son los siguientes: *primero* (S_1), *segundo* (S_2), *tercero* (S_3) y *cuarto* (S_4). Otros ruidos cardiacos se conocen como *soplos* o *murmullos* y son, con pocas excepciones, anormales. El ruido S_1 marca el comienzo de la sístole

ventricular en el ciclo cardiaco y S_2 marca el inicio de la diástole ventricular del mismo (Fig. 2.4); los ruidos S_3 y S_4 son más difíciles de escuchar con el estetoscopio convencional y, por tanto, es más complejo detectarlos durante el proceso de auscultación [12].

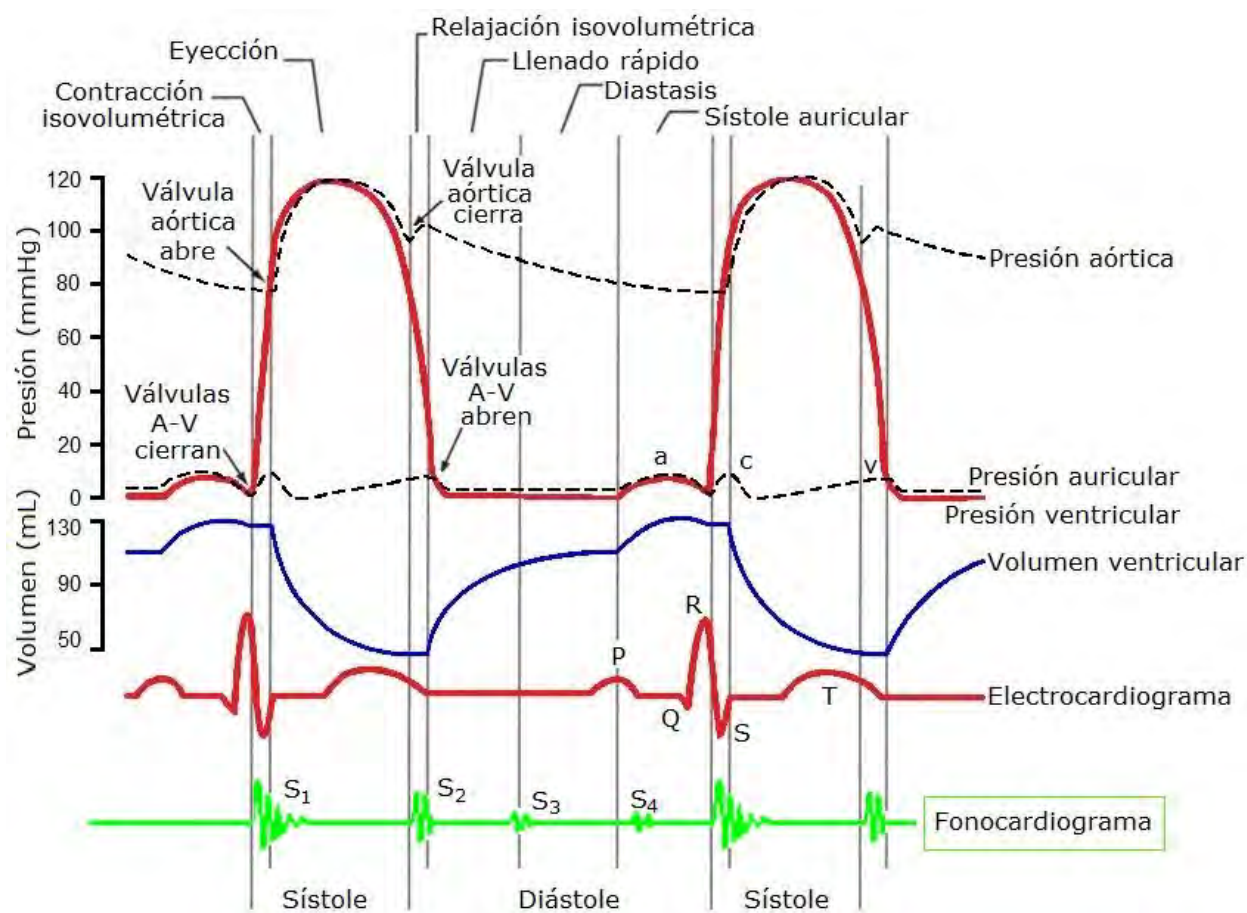


Figura 2.4: Conjunto de curvas del hemicardio izquierdo (Diagrama de Wigger). Un **fonocardiograma** es el registro gráfico de los ruidos cardíacos básicos (modificada de [8]).

La figura 2.4 da la pauta para entender el significado de los cuatro ruidos cardíacos. La generación del **primer ruido** S_1 se atribuye al sonido generado por el cierre de las válvulas A-V (mitral y tricúspide) y ello sucede cuando la presión intraventricular cruza la presión auricular, dicho fenómeno

inicia la sístole ventricular. Posteriormente aumenta la presión intraventricular (fase de contracción isovolumétrica) hasta alcanzar la presión aórtica (o pulmonar en el hemicardio derecho) y se abren las válvulas sigmoideas. En este momento los ventrículos son capaces de expulsar su contenido sanguíneo hacia los grandes vasos que, al finalizar, las fibras ventriculares se relajan y disminuyen su presión interna.

Continuando con la descripción de la figura 2.4, cuando la presión intraventricular cae por debajo de la de los grandes vasos (aorta y arteria pulmonar) entonces viene el cierre de las válvulas sigmoideas, lo cual constituye el factor más importante en la génesis del **segundo ruido** S_2 y con este fenómeno se termina la sístole ventricular. La presión intraventricular continúa descendiendo (fase de relajación isovolumétrica), hasta caer un poco por debajo de la presión auricular; cuando se realiza este cruce de presiones se abren las válvulas A-V y en ese momento se inicia la diástole hemodinámica, con la precipitación de la sangre contenida en la aurícula hacia el ventrículo completamente relajado (fase de llenado rápido), fenómeno que coincide con el **tercer ruido** S_3 cuando éste se escucha. Posterior a esta fase los ventrículos continúan su llenado pasivo, hasta el final de la diástole en que la contracción auricular llena los ventrículos con la sangre residual contenida en ellas; y esto origina, cuando se escucha, el **cuarto ruido cardiaco** S_4 [10], [12].

Ahora, con el fin de analizar en detalle la morfología de cada ruido cardiaco refiérase a la figura 2.5. El ruido S_1 está dividido en cuatro componentes: el primero, de baja frecuencia, ocurre cuando la primera contracción del músculo ventricular empuja la sangre hacia las aurículas; el segundo componente es de alta frecuencia y comienza con el cierre de las válvulas A-V; el tercer componente se genera por la oscilación de la sangre entre la raíz de los grandes vasos y las paredes ventriculares; y el cuarto componente es generado por las vibraciones de la sangre al fluir a través de

la aorta y arteria pulmonar. El ruido S_2 está formado por dos componentes de alta frecuencia, el primero debido al cierre de la válvula aórtica y el segundo debido al cierre de la válvula pulmonar. El ruido S_3 es de baja frecuencia generándose con la fase de llenado rápido ventricular y el ruido S_4 se genera por la contracción de las aurículas para el desplazamiento extra de flujo sanguíneo hacia los ventrículos [13].

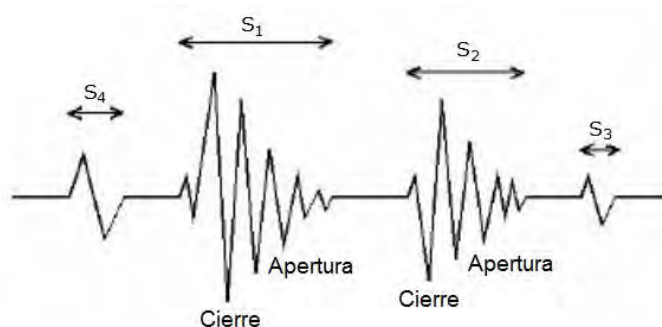


Figura 2.5: Registro de los ruidos dentro de un periodo cardíaco (extraída de [13]).

2.3 UTILIZACIÓN DEL ESTETOSCOPIO EN LA AUSCULTACIÓN CARDIACA

En la actualidad, el estetoscopio es uno de los instrumentos que es más utilizado por los médicos en la práctica clínica. Resulta difícil imaginar un médico que no traiga consigo un estetoscopio. Aunque aparenta ser una herramienta simple, su evolución actual ha requerido más de 160 años de mejoras e innovaciones [14]. Así, en este apartado se comenzará con los antecedentes históricos respecto a la evolución del estetoscopio y se finalizará mencionado algunos principios relevantes sobre su funcionamiento.

2.3.1 ANTECEDENTES

La palabra estetoscopio proviene de las raíces griegas *stethos* que significa "tórax" y *skopos* que significa "observador" [15]; la palabra fue acuñada después de su primera invención en 1816 por el médico francés René Théophile Hyacinthe Laennec [14]. La invención de Laennec surgió de la idea de cambiar la auscultación inmediata donde se juntaba el oído al tórax del paciente; práctica clínica que en algunos pacientes podría resultar complicado auscultar los sonidos en el tórax e incluso incómodo tanto para el médico como para el paciente. El mismo Laennec relata en su libro de 1819 '*De l'Auscultation Médiante*' la experiencia que tuvo con una paciente con alto grado de obesidad y con la que se le ocurrió enrollar un trozo de papel en forma cilíndrica, juntarlo al tórax y escuchar en el otro extremo del cilindro [14], [15].

Partiendo del conocimiento de que algunos sólidos como la madera transmiten más rápido el sonido, Laennec ideó su segundo diseño construido en madera y uno de sus extremos lo hizo cónico (Fig. 2.6).



Figura 2.6: Imágenes extraídas de [16].

Durante varios años se construyeron diversos diseños de diferentes tipos de materiales para el tubo y la campana (maderas, metálicos, marfil, ebonita, etc.) y continuó utilizándose el diseño monoaural (Fig. 2.7).



Figura 2.7: De izquierda a derecha, diseño metálico y de ebonita (extraídas de [16]).

El primer diseño biaural similar al moderno se atribuye a George Phillip Camman en 1853, cuya campana aún no tenía diafragma o membrana [14], [16], [17]; no fue sino hasta el año de 1902 que R. C. M. Bowles patentó [18] el estetoscopio biaural con campana metálica y diafragma metálico o de celuloide (Fig. 2.8). A partir del diseño de Bowles varios diseños estuvieron enfocados en mejorar la eficiencia en la transmisión de los sonidos a través de la campana, incluso hubo varios diseños ingeniosos y de múltiples canales de salida [14]. El último de los diseños convencionales más sofisticados y modernos fue el desarrollado por el Dr. David Littmann en 1961, estetoscopio que permite ajustar, de acuerdo a la presión ejercida sobre la campana, el ancho de banda de los sonidos colectados (véase figuras 2.1 y 2.9).



Figura 2.8: Primera patente cuyo diseño fue biaural (extraída de [16]).

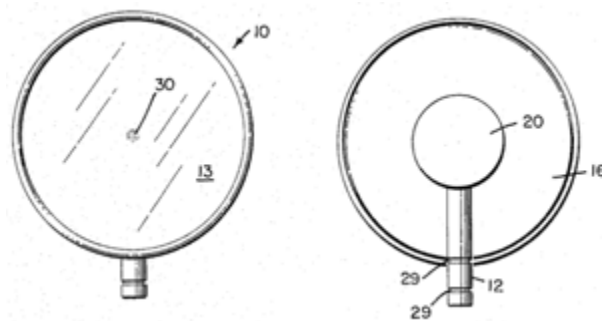


Figura 2.9: Campana del estetoscopio patentada por David Littmann (extraída de [19]). A la izquierda se muestra la vista que se acopla al tórax del paciente y a la derecha la vista opuesta.

La campana de la figura 2.9 es de poco peso ya que su cuerpo entero (16) está hecho de aluminio, posee un diafragma o membrana rígida (13) que actualmente se hace con resina de vidrio-epoxi y un anillo plástico (10) para ajustar el diafragma. La campana tiene un diámetro total de 1.7 in, el

diafragma (13) tiene un diámetro de $1\frac{5}{8}$ in, el orificio (30) tiene un diámetro de $\frac{3}{32}$ in y, por último, la superficie (20) es cóncava, con un diámetro de $\frac{3}{4}$ in y su utilidad radica en facilitar la presión con el dedo pulgar. Las ranuras (29) se utilizan para lograr un mejor acoplamiento entre el vástago (12) y el tubo auditivo flexible de la figura 2.1.

Para terminar con este apartado, cabe señalar que actualmente ya existen desarrollos de estetoscopios electrónicos (Fig. 2.10), con despliegado en tiempo real del Fonocardiograma, capacidad para grabar, amplificar hasta 24x, filtrado de ruido y envío de datos por medio de radiofrecuencia en la banda ISM (Bluetooth). Al hacer una revisión de patentes estadounidenses [20] se puede constatar que desde 1970 hasta la fecha existen diversos registros sobre el diseño electrónico, estético y ergonómico de diferentes estetoscopios electrónicos. Sin embargo, se puede confirmar que sólo en años recientes existen pocos registros en los que se implementan algoritmos de Fourier enfocados al análisis del Fonocardiograma [21], [22], [23], todos diferentes al que se presenta en este trabajo de tesis.



Figura 2.10: Estetoscopio electrónico 3M™ Littmann (modelo 3200 NB).

2.3.2 TÉCNICA EN EL USO DE UN ESTETOSCOPIO

La evolución en el diseño de la campana del estetoscopio ha demostrado que su peso y su diámetro contribuyen a la intensidad y calidad del sonido adquirido, es por eso que los diseños contemporáneos se basan en materiales ligeros y han mantenido dimensiones estándar (refiérase a la descripción de la campana en la figura 2.9 de la sección anterior). Asimismo, el estetoscopio moderno es un instrumento hermético con auriculares cómodos y tubos de metal que se unen formando un solo tubo flexible de caucho que mide 30 cm de largo, con paredes gruesas y su diámetro interno es de 3 mm [12].

La campana del estetoscopio está diseñada para funcionar como un fonocaptor doble, ya que el diafragma permite captar más frecuencias altas y la cavidad de la campana tiene la funcionalidad de adquirir las frecuencias bajas [12]. Estudios relacionados al espectro de frecuencias en el que se escuchan los ruidos cardiacos establecen como intervalo de audición entre 20 Hz y ligeramente arriba de 1 kHz [24]. Sin embargo, se sabe que cuando se utiliza una campana convencional (Fig. 2.9) y se presiona ligeramente sólo hasta sellar la piel, entonces se pueden escuchar sonidos de frecuencia alta y baja (Fig. 2.11). Por otro lado, cuando la campana se presiona firmemente, la piel distendida se adecua al diafragma, amortigua las frecuencias bajas y, por tanto, la intensidad de los sonidos de frecuencias altas se escuchan más claramente [24] (véase Fig. 2.11).

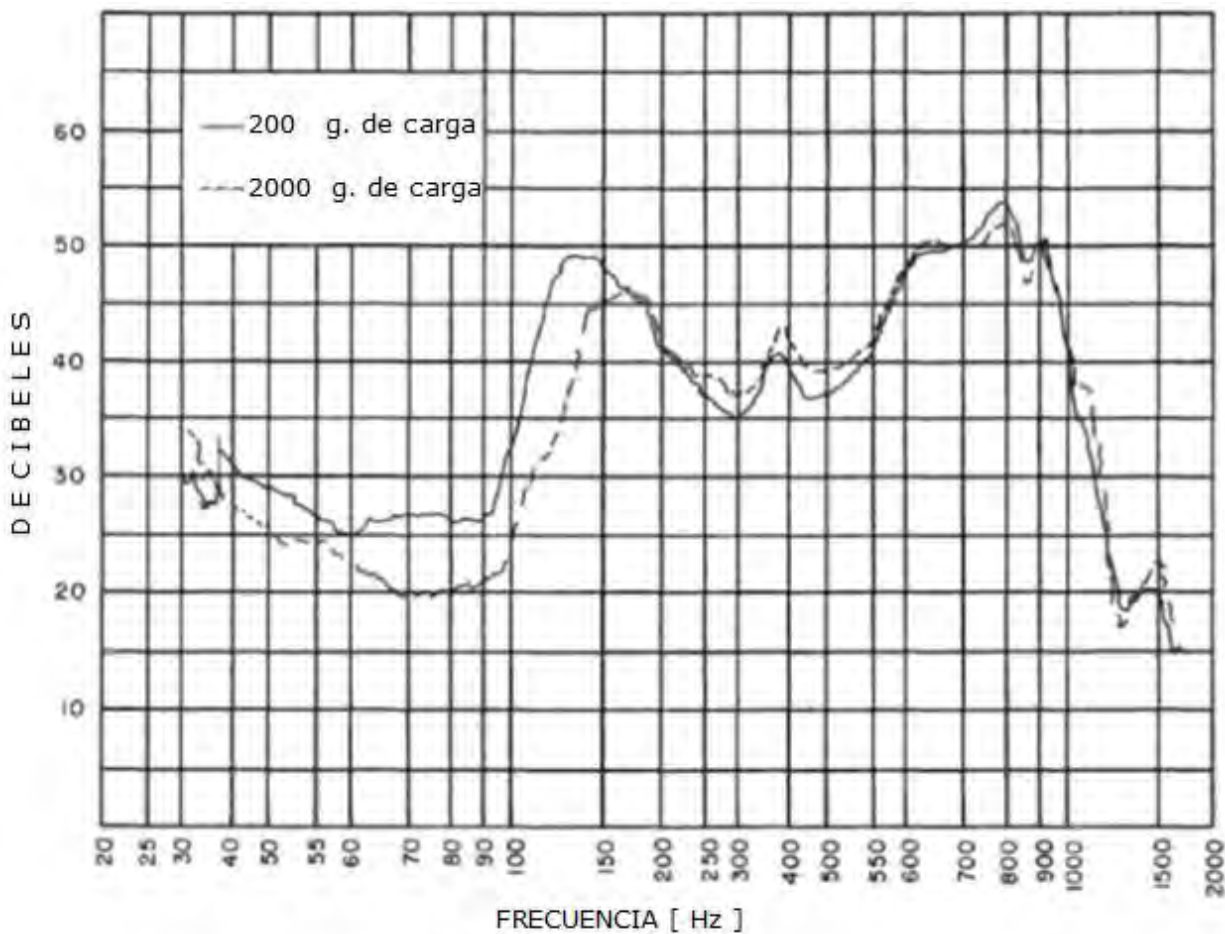


Figura 2.11: Efecto en el espectro de frecuencias de la presión ejercida sobre la campana de un estetoscopio como el de la figura 2.9 (extraída de [24]).

Para terminar con el estudio de los principios que rigen el comportamiento funcional de un estetoscopio, cabe mencionar que la unión de aquél con el tórax puede visualizarse en su forma equivalente de circuito Thévenin y estudiar así el acoplamiento de impedancias entre el torso y la campana del estetoscopio (Fig. 2.12).

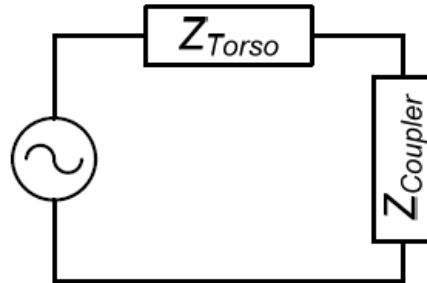


Figura 2.12: Circuito Thévenin equivalente al acoplamiento de impedancias del estetoscopio y del tórax (extraído de [25]). El sonido proveniente del corazón es visto como un generador de señal, la impedancia del tórax es Z_{Torso} y la impedancia del estetoscopio es $Z_{Coupler}$.

Zimmermann, Møller, Hansen y Hammershøi (2010) revelan cómo se puede medir la impedancia del tórax conociendo la impedancia del acoplador (que en su investigación es un tubo sin campana); además demuestran que la impedancia depende de las dimensiones del tubo y de la presión ejercida al mismo [25]. Los resultados de Zimmermann et al. (2010) son orientativos para comprobar experimentalmente que las dimensiones estándar actuales del estetoscopio moderno coadyuvan al acoplamiento idóneo con el tórax y cómo se ha logrado la mejor resolución espectral con las dimensiones actuales. Por último, cabe decir que en la sección 3.2 de este trabajo de tesis se deduce la condición teórica para lograr el acoplamiento óptimo entre dos medios acústicos separados por una frontera.

3. PROPIEDADES BÁSICAS DE LAS ONDAS SONORAS Y ACOPLAMIENTO DE IMPEDANCIAS ACÚSTICAS

En este capítulo se especifican las leyes físicas que dictan el comportamiento dinámico de cada elemento de un fluido y se deduce la ecuación que gobierna el comportamiento de las perturbaciones acústicas, es decir, *la ecuación de onda*; primeramente se describe su análisis unidimensional y después su generalización a tres dimensiones.

Las ondas acústicas se propagan mediante el fenómeno de la compresión y rarefacción, y en general su naturaleza mecánica de propagación es longitudinal. Lo que generalmente llamamos ondas sonoras son, en realidad, las ondas acústicas audibles y comprenden sólo una pequeña fracción de las frecuencias posibles (20 Hz – 20 kHz) para las ondas mecánicas longitudinales [26]. Las zonas de compresión y rarefacción se pueden describir en función de los cambios de presión, densidad de masa, temperatura y energía total de cada elemento del fluido. Sin embargo, aquí únicamente se especificarán las propiedades básicas en términos de la presión y la densidad de masa; no se estudiará la naturaleza termodinámica del proceso de compresión-rarefacción ya que la descripción de las ondas acústicas en términos de la temperatura y la energía interna queda determinada a partir de la presión [27].

En la última sección de este capítulo se demuestra cómo la transmisión o la reflexión acústica, a través de una frontera que divide dos medios, depende tanto de las impedancias de los medios como de la geometría del frente de onda (plana o esférica).

3.1 ECUACION DE ONDA ACÚSTICA

Debido a que en la propagación de una onda acústica existen los fenómenos de rarefacción y compresión, es imprescindible especificar la deformación y desplazamiento de cualquier elemento infinitesimal a partir de su estado de equilibrio. Por simplicidad y para fines ilustrativos, primero se describirá el fenómeno de propagación acústica en una dimensión (Fig. 3.1). La posición de equilibrio se puede etiquetar como " x " y utilizar " $\xi_x(x, t)$ " para designar qué tanto se ha deformado y desplazado cada elemento de fluido, es decir, su estado de rarefacción o compresión.

3.1.1 ECUACIÓN DE ONDA ACÚSTICA (ANÁLISIS UNIDIMENSIONAL)

Para deducir la ecuación que gobierna el comportamiento de una onda acústica se puede partir del estado de movimiento y deformación de un elemento infinitesimal de fluido en dos instantes de tiempo, en su estado de equilibrio estacionario y después del paso de la perturbación acústica (Fig. 3.1).

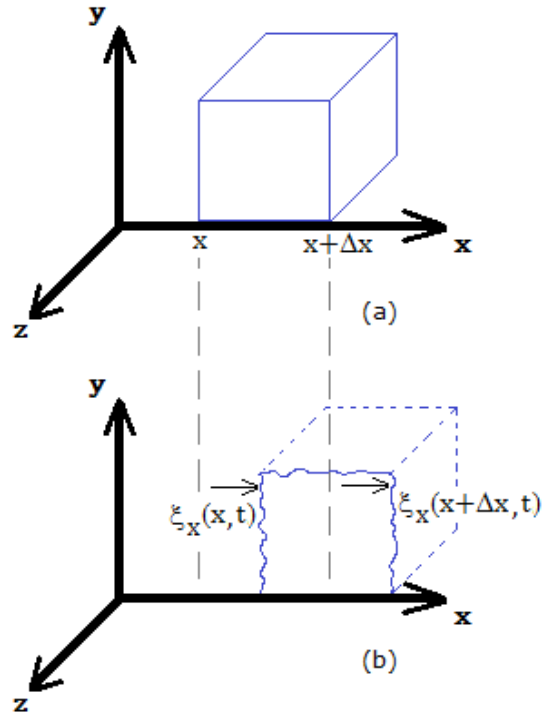


Figura 3.1: (a) Elemento infinitesimal de fluido (cubo) en su estado estacionario de equilibrio; (b) el elemento infinitesimal sufre un cambio de densidad si y sólo si el desplazamiento $\xi_x(x, t)$ de la superficie izquierda es diferente al desplazamiento de la derecha $\xi_x(x + \Delta x, t)$.

Los cambios de presión de la perturbación acústica se traducen en un cambio del volumen del elemento infinitesimal y dicho cambio es igual al cambio recíproco en la densidad de masa, es decir, si el volumen disminuye entonces la densidad de masa aumenta en la misma proporción (lo que describe *la compresión* del fluido) [28]. Así, si el volumen del elemento infinitesimal en su estado de equilibrio es V_0 , entonces

$$V_0 = \Delta x \Delta y \Delta z \quad (3.1)$$

Para el análisis unidimensional, el paso de la perturbación acústica cambia el volumen de la siguiente manera (Fig. 3.1),

$$V_1 = \{[(x + \Delta x) + \xi_x(x + \Delta x, t)] - [x + \xi_x(x, t)]\} \Delta y \Delta z$$

$$\Rightarrow V_1 = \{\Delta x + \xi_x(x + \Delta x, t) - \xi_x(x, t)\} \Delta y \Delta z \quad (3.2)$$

Por tanto, si multiplicamos y dividimos la ecuación anterior por Δx ,

$$V_1 = \left[1 + \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \right] \Delta x \Delta y \Delta z = \left[1 + \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \right] V_0 \quad (3.3)$$

y el *cambio en el volumen* está dado por,

$$\Delta V \equiv V_1 - V_0 = V_0 \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \quad (3.4)$$

en donde los cambios de volumen son infinitesimales y se cumple que,

$$\left| \frac{\Delta V}{V_0} \right| = \left| \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \right| \ll 1 \quad (3.5)$$

Por el principio de conservación de la masa y utilizando la ecuación anterior,

$$\begin{aligned} \rho_0 V_0 &= \rho_1 V_1 \Rightarrow \rho_1 = \rho_0 \frac{V_0}{V_1} = \rho_0 \left(\frac{1}{1 + \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x}} \right) \\ &\Rightarrow \rho_1 \approx \rho_0 \left(1 - \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \right) \end{aligned} \quad (3.6)$$

y el *cambio en la densidad de masa* es,

$$\Delta \rho \equiv \rho_1 - \rho_0 = -\rho_0 \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \quad (3.7)$$

En el intervalo de frecuencias normales de una perturbación acústica (hasta el orden de MHz en aire y GHz en agua), la compresión es adiabática y la presión está unívocamente determinada como una función de la densidad [27]. De esta manera, $dP/d\rho$ es una derivada ordinaria bien definida (en lugar de una derivada parcial) y es posible expandir la presión

(P) en series de Taylor alrededor del valor de la densidad (ρ_0) en su estado de equilibrio [27],

$$P \cong P(\rho_0) + \left. \frac{dP}{d\rho} \right|_{\rho_0} (\rho_1 - \rho_0) \quad (3.8)$$

Como la presión total es $P(x, t) = P_0 + P_1(x, t)$ entonces la presión (P_1) debida al paso de la perturbación acústica queda determinada por,

$$P_1(x, t) = \left. \frac{dP}{d\rho} \right|_{\rho_0} (\rho_1 - \rho_0) = \left. \frac{dP}{d\rho} \right|_{\rho_0} \left(-\rho_0 \frac{\partial \xi_x(x, t)}{\partial x} \right) \quad (3.9)$$

donde también se sustituyó la ecuación (3.7).

El siguiente paso es establecer cómo se relaciona la presión con el desplazamiento y deformación del cubo infinitesimal debido a la perturbación acústica; para tal efecto se plantea la ecuación de movimiento con las fuerzas que intervienen en el cubo de la figura 3.1, es decir,

$$F_x = ma \equiv m \frac{\partial^2 \xi_x}{\partial t^2} \quad (3.10)$$

$$\Rightarrow [P_0 + P_1(x, t)]\Delta y \Delta z - [P_0 + P_1(x + \Delta x, t)]\Delta y \Delta z = m \frac{\partial^2 \xi_x(x, t)}{\partial t^2} \quad (3.11)$$

donde las fuerzas horizontales son del tipo $F = PA$. Así, para que exista compresión acústica, la primera fuerza es aplicada hacia adelante en la superficie izquierda de área $\Delta y \Delta z$ (ver cubo de la figura 3.1) y la segunda fuerza es aplicada en sentido contrario por el fluido que circunda la superficie derecha con la misma área.

Como la masa es constante, la ecuación (3.11) se puede describir de la siguiente manera,

$$[P_1(x, t) - P_1(x + \Delta x, t)]\Delta y \Delta z = \rho_0 V_0 \frac{\partial^2 \xi_x(x, t)}{\partial t^2} \quad (3.12)$$

donde, al multiplicar y dividir toda la ecuación anterior por Δx ,

$$-\frac{\partial P_1(x,t)}{\partial x} \Delta x \Delta y \Delta z = \rho_0 V_0 \frac{\partial^2 \xi_x(x,t)}{\partial t^2} \quad (3.13)$$

y utilizando la ecuación (3.1) resulta,

$$\frac{\partial P_1(x,t)}{\partial x} = -\rho_0 \frac{\partial^2 \xi_x(x,t)}{\partial t^2} \quad (3.14)$$

Finalmente, el término $\xi_x(x,t)$ de las ecuaciones (3.9) y (3.14) se puede eliminar fácilmente al tomar la segunda derivada parcial-temporal de la ecuación (3.9) y la derivada espacial (la divergencia) de la ecuación (3.14) [27]. De esta manera, al operar sobre la ecuación (3.9) se tiene que,

$$\frac{\partial^2 P_1(x,t)}{\partial t^2} = -\rho_0 \cdot \left. \frac{dP}{d\rho} \right|_{\rho_0} \frac{\partial^3 \xi_x(x,t)}{\partial t^2 \partial x} \quad (3.15)$$

y al operar sobre la ecuación (3.14) se obtiene,

$$\frac{\partial^2 P_1(x,t)}{\partial x^2} = -\rho_0 \frac{\partial^3 \xi_x(x,t)}{\partial x \partial t^2} \quad (3.16)$$

Las dos expresiones (3.15) y (3.16) se caracterizan por ser equivalentes a través del término común $-\rho_0 [\partial^3 \xi_x(x,t) / \partial t^2 \partial x]$ y, por tanto, resultan corresponder la una de la otra y generar la **ecuación de onda**,

$$\frac{\partial^2 P_1(x,t)}{\partial x^2} = \frac{1}{(dP/d\rho)|_{\rho_0}} \frac{\partial^2 P_1(x,t)}{\partial t^2} \quad (3.17)$$

La ecuación (3.17) es de la forma $\partial^2 P_1 / \partial t^2 = c^2 \nabla^2 P_1$, donde c es la velocidad de la onda acústica y está dada por,

$$c^2 = \left. \frac{dP}{d\rho} \right|_{\rho_0} \quad (3.18)$$

Por último, cabe demostrar que la presión está directamente relacionada con la densidad a través de la velocidad de la onda (Ec. 3.9), es decir,

$$P_1 = c^2 \Delta \rho \quad (3.19)$$

y la velocidad de la onda se puede determinar a través de la medición del *módulo de elasticidad de volumen* (B), el cual es recíproco al coeficiente de compresibilidad adiabática del fluido en el que se propaga la perturbación acústica [26], [27],

$$\Rightarrow c^2 = \frac{B}{\rho_0} \quad \text{y} \quad B = -V \left(\frac{\Delta P}{\Delta V} \right) \quad (3.20)$$

Los resultados anteriores son útiles pero deben generalizarse a tres dimensiones.

3.1.2 ECUACIÓN DE ONDA EN TRES DIMENSIONES

En esta sección se hará la extensión a tres dimensiones de los resultados anteriores. El cambio de volumen que produce la perturbación acústica en el cubo infinitesimal de la figura 3.1 (véase Ec. 3.3) se puede deducir a partir de lo siguiente,

$$V_1 = \left[1 + \frac{\partial \xi_x}{\partial x} \right] \left[1 + \frac{\partial \xi_y}{\partial y} \right] \left[1 + \frac{\partial \xi_z}{\partial z} \right] V_0 \approx \left(1 + \frac{\partial \xi_x}{\partial x} + \frac{\partial \xi_y}{\partial y} + \frac{\partial \xi_z}{\partial z} \right) V_0 = (1 + \nabla \cdot \vec{\xi}) V_0 \quad (3.21)$$

y el cambio en la densidad de masa viene dado por (*cfr.* Ec. 3.7),

$$\Delta \rho \equiv \rho_1 - \rho_0 = -\rho_0 \nabla \cdot \vec{\xi} \quad (3.22)$$

Como se estableció en el caso unidimensional, el proceso de compresión es adiabático, lo que se traduce a que la presión depende únicamente de la densidad (véase Ec. 3.9) y, por tanto,

$$P_1(x, y, z, t) = -\rho_0 \left(\frac{dP}{d\rho} \Big|_{\rho_0} \right) \nabla \cdot \vec{\xi}(x, y, z, t) \quad (3.23)$$

El análisis dinámico del cubo infinitesimal en tres dimensiones resulta ser análogo (véanse las ecuaciones 3.13 y 3.14),

$$-\nabla P_1(x, y, z, t) = \rho_0 \frac{\partial^2 \vec{\xi}(x, y, z, t)}{\partial t^2} \quad (3.24)$$

Finalmente, se obtendrá la *ecuación de onda en función de la presión* tomando la divergencia de la ecuación (3.24) y la segunda derivada temporal de la ecuación (3.23); esto resulta en dos expresiones con el término común $-\rho_0 [\partial^2 (\nabla \cdot \vec{\xi}) / \partial t^2]$ y, por tanto, resultan corresponder entre sí para formar la ecuación de onda,

$$\nabla^2 P_1(x, y, z, t) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P_1(x, y, z, t)}{\partial t^2} \quad (3.25)$$

donde también se satisfacen las ecuaciones (3.18), (3.19) y (3.20).

La ecuación de onda se utilizará más adelante para obtener analíticamente la impedancia acústica en algunos casos de interés.

3.2 IMPEDANCIA ACÚSTICA Y CONDICIONES DE VALORES A LA FRONTERA

Antes de realizar el cálculo de impedancia acústica, es conveniente mencionar que en la mecánica de objetos masivos la *impedancia* se define

como la relación entre una fuerza aplicada y su velocidad resultante [27]. Con fluidos se le llama *impedancia acústica específica* (Z) y es apropiado definirla mediante la presión en lugar de la fuerza [27], de la siguiente manera,

$$Z = \frac{P}{v} \quad \text{ó} \quad Z = \frac{P}{\partial \xi / \partial t} \quad (3.26)$$

donde, para fuentes de onda ordinarias, la velocidad v de cada elemento de fluido siempre es mucho menor que la velocidad c de la señal acústica [27].

La figura 3.2 muestra esquemáticamente lo que sucede cuando una onda acústica incide en una frontera. Parte de la onda se refleja y parte se transmite. En esta descripción se está suponiendo que el proceso es adiabático y la energía total de la onda se conserva.

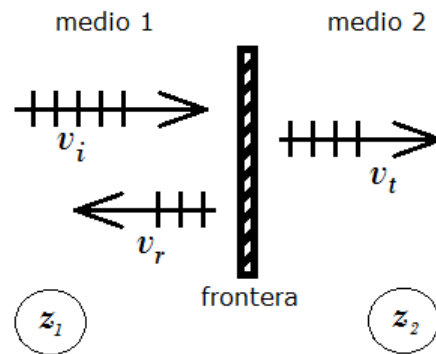


Figura 3.2: Comportamiento de una onda acústica al incidir sobre una frontera; la impedancia acústica específica Z_1 es del medio 1, y la impedancia del medio 2 es Z_2 .

Si se considera la transmisión y la reflexión de una onda acústica al incidir sobre la frontera que divide los medios de la figura 3.2, entonces las condiciones de valores a la frontera se establecen de la siguiente manera,

$$v_i - v_r = v_t \quad (3.27)$$

y,

$$P_i + P_r = P_t \quad (3.28)$$

donde $\{v_i, v_r, v_t\}$ son el conjunto de velocidades de la onda incidente, reflejada y transmitida, respectivamente. El conjunto $\{P_i, P_r, P_t\}$ son las presiones generadas por la onda incidente, reflejada y transmitida, respectivamente.

Utilizando la definición de la impedancia acústica específica (Ec. 3.26) en la ecuación (3.27) se obtiene,

$$Z_2 P_i - Z_2 P_r = Z_1 P_t \quad (3.29)$$

Sustituyendo el despeje de P_t (Ec. 3.28) en la ecuación anterior se obtiene que,

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (3.30)$$

Sustituyendo el despeje de P_r (Ec. 3.28) en la ecuación (3.29) resulta,

$$\frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (3.31)$$

Como ya se comentó, se puede considerar que las ondas acústicas incidente, reflejada y transmitida, cada una ejerce una fuerza sobre cada elemento de área (dA) en un fluido (incluso en la frontera de la figura 3.2). El elemento diferencial de área (dA) se mueve con el fluido y es necesario saber cuánta energía fluye a través de este. Debido a que el movimiento del elemento infinitesimal de fluido es a través de una distancia $d\xi$ y es provocado por una fuerza PdA , entonces a partir de la figura 3.3 se puede inferir el flujo de energía a través del elemento diferencial de área.

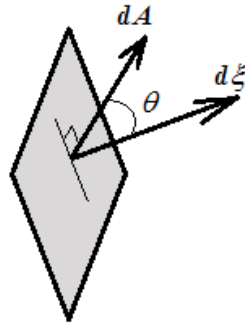


Figura 3.3: Elemento diferencial de área ($d\vec{A}$) representado por un vector perpendicular a la superficie y formando un ángulo θ con la dirección del movimiento del fluido ($d\vec{\xi}$).

Basándose en la figura 3.3, el trabajo realizado por la onda acústica en cada elemento infinitesimal de fluido está dado por,

$$d\varepsilon = P d\vec{A} \cdot d\vec{\xi} = P dA \cdot d\xi \cos \theta \quad (3.32)$$

La potencia necesaria para realizar ese trabajo durante un intervalo de tiempo (dt) es,

$$dW = \frac{d\varepsilon}{dt} = P dA \cdot \frac{d\xi}{dt} \cos \theta \quad (3.33)$$

Y por último, la *intensidad de energía* que fluye a través del elemento diferencial de fluido es,

$$I = \frac{dW}{dA} = P \cdot \frac{d\xi}{dt} \cos \theta \quad (3.34)$$

Se sabe que el término relativo al desplazamiento y deformación (ξ) del elemento infinitesimal de fluido depende de la posición y del tiempo, por lo tanto,

$$I = P \cdot \frac{\partial \xi}{\partial t} \cos \theta = P v \cos \theta \quad (3.35)$$

Para el caso de incidencia normal en la propagación de la onda acústica,

$$I = P\nu \quad (3.36)$$

El formalismo anterior servirá para, en el caso de la onda acústica incidiendo sobre una frontera, calcular los **coeficientes de transmisión y reflexión de la intensidad de energía** en función de las impedancias acústicas específicas (Fig. 3.2). Así, el **coeficiente de reflexión** se calcula sustituyendo la ecuación (3.26) y utilizando la ecuación (3.36), a saber,

$$\frac{I_r}{I_i} = \frac{P_r \nu_r}{P_i \nu_i} = \frac{P_r \cdot \frac{P_r}{Z_1}}{P_i \cdot \frac{P_i}{Z_1}} = \left(\frac{P_r}{P_i}\right)^2 \quad (3.37)$$

y sustituyendo la ecuación (3.30) se obtiene el resultado buscado,

$$\frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)^2 \quad (3.38)$$

Por otro lado, el **coeficiente de transmisión de la intensidad de energía** se calcula en analogía al caso anterior, pero se diferencia en que,

$$\frac{I_t}{I_i} = \frac{P_t \nu_t}{P_i \nu_i} = \frac{P_t \cdot \frac{P_t}{Z_2}}{P_i \cdot \frac{P_i}{Z_1}} = \left(\frac{P_t}{P_i}\right)^2 \cdot \frac{Z_1}{Z_2} \quad (3.39)$$

y al sustituir la ecuación (3.31) se obtiene que,

$$\frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (3.40)$$

La ecuación (3.40) permite calcular la condición para la máxima transferencia de intensidad de energía a través de una frontera como la que se ilustra en la figura 3.2. Tal condición se obtiene suponiendo que los medios están fijos, considerando Z_1 constante y procediendo a encontrar el

valor de Z_2 para obtener la máxima transferencia de energía del medio 1 al medio 2. Por tanto, al aplicar este criterio en la función (3.40), debe tomarse en cuenta que Z_1 y Z_2 son variables complejas, de lo que se obtiene que

$$Z_2 = Z_1^* \quad (3.41)$$

es la condición de máxima transferencia de energía acústica a través de una frontera y físicamente representa el *acoplamiento de impedancia acústica ideal* entre dos medios acústicos.

En este trabajo de tesis se procedió a realizar el acoplamiento de impedancias de manera experimental. Para este fin se utilizó un generador sonoro de frecuencia variable y se procedió a monitorear la transferencia de intensidad acústica al acoplar la membrana del estetoscopio al micrófono y obtener una señal de salida máxima para la mayor gamma de frecuencias posibles. Posteriormente se procedió a comprobar la eficiencia del acoplamiento directamente en el tórax de personas voluntarias a las que se les midieron sus ruidos cardiacos. Para un estudio analítico, se pueden llevar a cabo estudios ulteriores respecto a la medición de la impedancia del tórax, esto es, realizar mediciones como lo realizan Zimmermann, Møller, Hansen y Hammershøi (2010) en las que revelan cómo la impedancia acústica depende de la frecuencia, de la presión aplicada sobre el estetoscopio de medición y de las dimensiones del tubo acoplado (diámetro y longitud) al mismo [25]. Con todo esto, la condición (3.41) debe tratar de satisfacerse para cualquier frecuencia, sin embargo esto no es físicamente realizable de una manera que no sea técnicamente compleja y avanzada.

3.3 CÁLCULO DE LA IMPEDANCIA PARA EL CASO DE ONDAS PLANAS Y ESFÉRICAS

En esta sección se verá que la impedancia acústica no sólo depende de la presión y velocidad del fluido, sino que también debe tenerse en cuenta que existe una interrelación con la densidad del medio y, además, también depende de la geometría del frente de onda.

ONDAS PLANAS.- Están representadas por las soluciones más simples de la ecuación de onda (3.25) y son aquellas que sólo dependen de una coordenada espacial. Así, la ecuación de onda (3.25) se reduce a la ecuación de onda unidimensional (3.17) y su solución general es del tipo,

$$P_1(x, t) = P_1(x \pm ct) \quad (3.42)$$

entonces la ecuación (3.42) representa ondas viajando a lo largo del eje x con velocidad c y sus frentes de onda son paralelos al plano yz .

El objetivo en este apartado es obtener *la impedancia acústica característica* (Z_c) al tipo de ondas planas [27], es decir, del tipo de la ecuación (3.42). Para comenzar, si en la ecuación (3.42) se hace el cambio de variable $u = x \pm ct$, entonces el diferencial (dP_1) viene dado por,

$$dP_1 = \frac{dP_1}{du} du = \frac{dP_1}{du} (dx \pm cdt) = \frac{dP_1}{du} dx \pm c \frac{dP_1}{du} dt \quad (3.43)$$

Por otro lado, partiendo del hecho más general de que la presión acústica es función de la posición y del tiempo, el diferencial total se puede plantear en su forma más genérica de la siguiente manera,

$$dP_1 = \frac{\partial P_1}{\partial x} dx + \frac{\partial P_1}{\partial t} dt \quad (3.44)$$

Así, al comparar las ecuaciones (3.43) y (3.44), se deduce que,

$$\frac{\partial P_1}{\partial x} = \pm \frac{1}{c} \frac{\partial P_1}{\partial t} \quad (3.45)$$

Entonces, para obtener la impedancia acústica característica es necesario primero calcular la velocidad y sustituirla en la ecuación (3.26). Por tanto, para obtener la velocidad del fluido en el que se propagan las ondas planas, la ecuación (3.14) se integra en el tiempo de la siguiente forma,

$$\Rightarrow v = \frac{\partial \xi}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \int \frac{\partial P_1}{\partial x} dt \quad (3.46)$$

que, al sustituir la ecuación (3.45) resulta,

$$v = \frac{\partial \xi}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \int \pm \frac{1}{c} \frac{\partial P_1}{\partial t} dt = \mp \frac{P_1}{\rho_0 c} \quad (3.47)$$

Por último, para obtener la *impedancia acústica característica* a las ondas planas propagándose en el fluido, se sustituye la ecuación (3.47) en la (3.26) y se obtiene,

$$Z_{cp} = \frac{P_1}{\frac{P_1}{\rho_0 c}} = \rho_0 c \quad (3.48)$$

Esta última ecuación pone de manifiesto que la impedancia de una onda acústica con frente de onda plana depende únicamente de su velocidad y de la densidad estacionaria del medio en el que se propaga.

ONDAS ESFERICAS. - En coordenadas esféricas, una solución armónica general de la ecuación de onda (3.25) con simetría radial es del tipo,

$$P_1(r, t) = \frac{A}{r} e^{-i(kr - \omega t)} \quad (3.49)$$

donde A es la amplitud, k es el número de onda y ω es la frecuencia angular temporal.

Asimismo, en coordenadas esféricas con simetría radial se satisfacen las siguientes relaciones,

$$\nabla P_1 = \frac{\partial P_1}{\partial r} \hat{r} \quad \text{y} \quad \vec{\xi} = \xi \hat{r} \quad (3.50)$$

Entonces, para calcular la impedancia acústica característica de las ondas esféricas se debe proceder de manera análoga al caso de las ondas planas. Para esto, se calcula ∇P_1 de la ecuación (3.50), utilizando la ecuación (3.49) y se sustituye el resultado en la ecuación (3.24) para así obtener lo siguiente,

$$\frac{A}{r} \left(\frac{1}{r} + ik \right) e^{-i(kr - \omega t)} = \rho_0 \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} \quad (3.51)$$

Si se integra la ecuación anterior en el tiempo se obtiene,

$$\rho_0 \frac{\partial \xi}{\partial t} = \frac{A}{r} \left(\frac{1}{r} + ik \right) \frac{e^{-i(kr - \omega t)}}{i\omega} \quad (3.52)$$

que, al simplificar y tomar en cuenta que $c = \omega/k$,

$$v = \frac{\partial \xi}{\partial t} = \frac{1}{\rho_0 c} \left(1 + \frac{1}{ikr} \right) P_1 \quad (3.53)$$

Por último, para obtener la impedancia acústica característica a este tipo de ondas, se sustituye la ecuación anterior en la (3.26) y se obtiene que,

$$Z_{cs} = \frac{P_1}{\frac{1}{\rho_0 c} \left(1 + \frac{1}{ikr} \right) P_1} = \frac{\rho_0 c}{1 + \frac{1}{ikr}} \quad (3.54)$$

y al simplificar resulta,

$$\mathcal{Z}_{cs} = \frac{\rho_0 c (k^2 r^2 + ikr)}{1 + k^2 r^2} \equiv \frac{\mathcal{Z}_{cp} (k^2 r^2 + ikr)}{1 + k^2 r^2} \quad (3.55)$$

Esta última ecuación evidencia que la impedancia acústica es compleja y que depende del número de onda, tal y como se prueba experimentalmente en la referencia [25]. Asimismo, la ecuación final (3.55) indica que la impedancia de una onda plana es un caso particular del caso esférico y, como se puede demostrar, la ecuación (3.55) tiende a la (3.48) en el caso límite en que $r \rightarrow \infty$.

4. ANÁLISIS DE SEÑALES MEDIANTE TÉCNICAS DE FOURIER

En este capítulo se muestran algunos aspectos básicos de las técnicas de Fourier, las cuales serán útiles en el análisis de ruidos cardiacos presentados en el capítulo 5. Se iniciará con el siguiente ejemplo que consiste en la adición de tres señales cosenoidales [Fig. 4.1(a)]; la figura 4.1(b) muestra la adición de dichas señales.

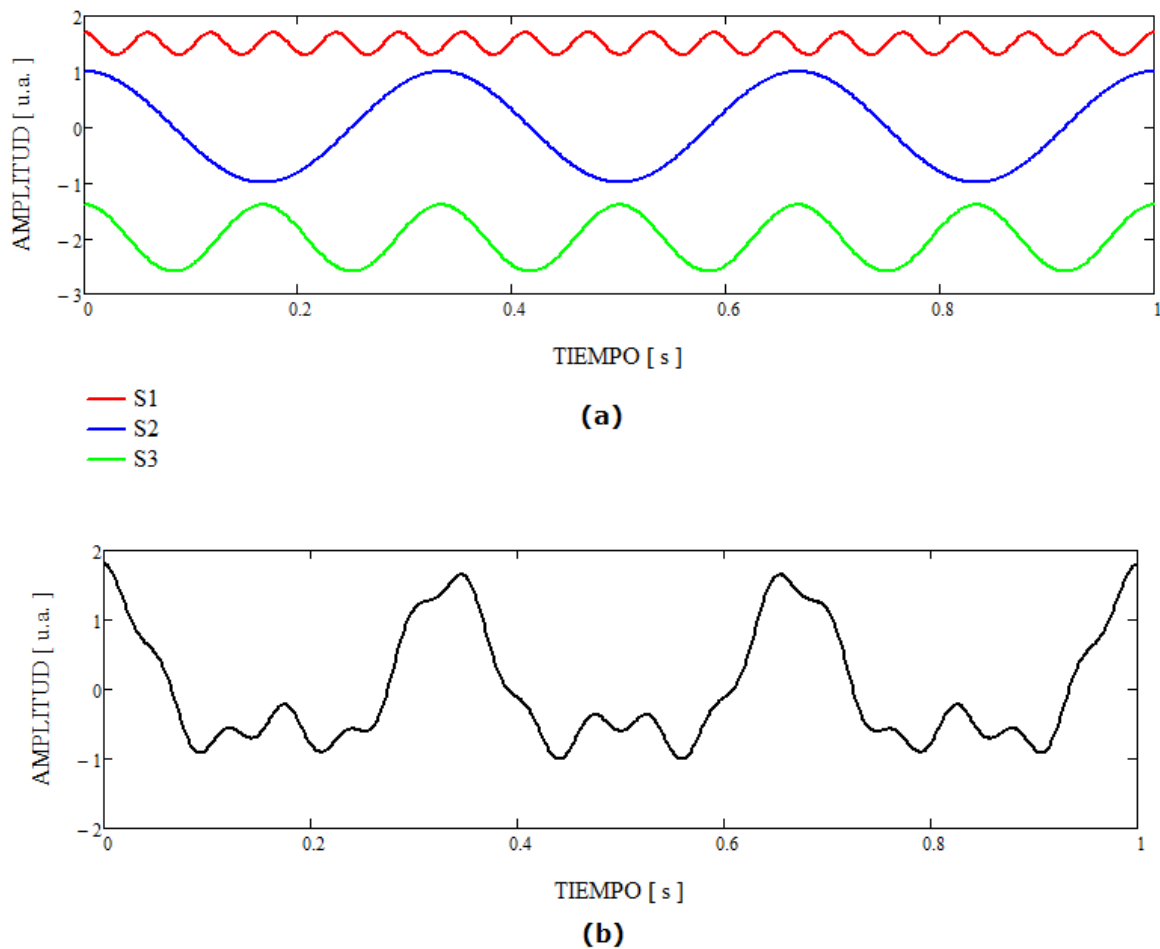


Figura 4.1: (a) $S1 = 0.2 \cos(2\pi \cdot 17 \cdot t)$, $S2 = 1 \cdot \cos(2\pi \cdot 3 \cdot t)$ y $S3 = 0.6 \cos(2\pi \cdot 6 \cdot t)$, todas con la misma fase inicial pero diferentes amplitudes y frecuencias; (b) Señal arbitraria resultante obtenida mediante $S1 + S2 + S3$.

Visualmente, la señal que resulta de la adición de las tres señales cosenoidales anteriores aparenta ser una señal arbitraria, ver figura 4.1(b). Si se supone que se desconoce el origen de dicha señal y se desea saber las señales que la originaron (el problema inverso), entonces una manera de lograr este fin es mediante la *transformada de Fourier*, de donde es posible conocer el espectro de frecuencias y escudriñar sus componentes armónicas sin tener conocimiento a priori de la señal arbitraria bajo estudio. A continuación se muestra este proceso:

Si a la señal de la figura 4.1(b) se le transforma al espacio de Fourier, resulta el *espectro de frecuencias* mostrado en la figura 4.2. Se observa que el espectro obtenido es simétrico en el eje de frecuencias respecto al origen y se tienen dos picos principales por cada señal cosenoidal {S1, S2, S3}. Al analizar la frecuencia correspondiente a cada pico se obtienen los siguientes datos: S2 centrado en ± 3.00 Hz, S3 centrado en ± 6.25 Hz y S1 centrado en ± 17.25 Hz. Dichos valores de frecuencia corresponden a los de cada señal cosenoidal de la figura 4.1 (a). Aunque la figura 4.2 muestra las intensidades normalizadas, los valores de la amplitud de cada pico también corresponden a los reales de cada señal cosenoidal.

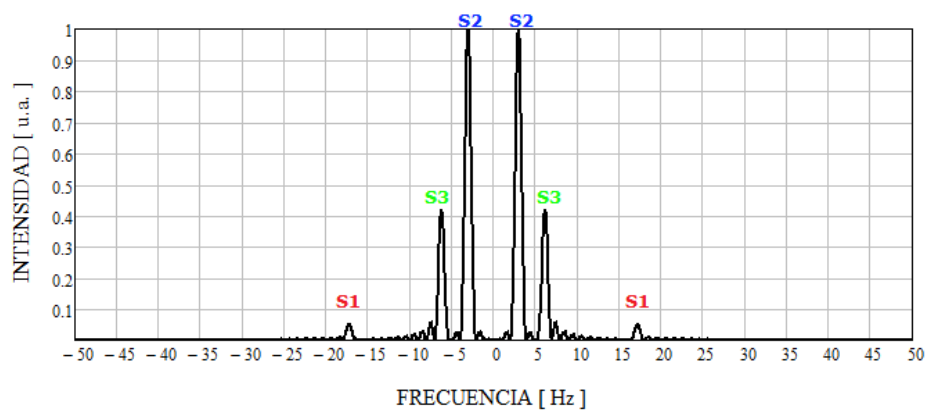


Figura 4.2: Espectro de frecuencias correspondiente a la simulación de la señal mostrada en la figura 4.1 (b). Las intensidades están normalizadas respecto al pico máximo.

De lo mostrado anteriormente puede concluirse que el espectro de frecuencias de una señal arbitraria muestra información de sus señales armónicas componentes, es decir, se obtiene la frecuencia y amplitud de sus señales constituyentes, las cuales, al expresarse como una serie trigonométrica, reproducen la señal arbitraria en estudio [29].

Para terminar, es imprescindible aclarar que, de manera ideal, el espectro de frecuencias (como el de la figura 4.2) produciría "**deltas de Dirac**" para cada señal armónica componente. Sin embargo, al obtener la transformada de Fourier de una señal (su espectro), resulta que siempre se obtendrá la transformada de Fourier de la señal bajo estudio en convolución con la transformada de la función espacial que la delimita, tal y como se mostrará en las secciones 4.3.1 y 4.3.2. Entonces, en lugar de obtener deltas de Dirac por cada señal componente, se obtienen "**funciones de muestreo**" o "**funciones sinc**" por cada una de ellas (Fig. 4.2).

4.1 DEFINICIONES

La *transformada de Fourier* (o alternativamente *espectro de Fourier* o *espectro de frecuencias*) de una función continua se denota como $\mathfrak{F}\{f(t)\}$ o como $F(u)$ y se define como sigue [30],

$$\mathfrak{F}\{f(t)\} \equiv F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i2\pi ut} dt \quad (4.1)$$

Análogamente \mathfrak{F}^{-1} es el símbolo que se utiliza para indicar la operación inversa (la *Transformada Inversa de Fourier* o anti-transformada) y expresa la obtención de $f(t)$ cuando el espectro $F(u)$ está dado; esto es,

$$f(t) \equiv \mathfrak{F}^{-1}\{F(u)\} = \int_{-\infty}^{\infty} F(u)e^{i2\pi ut} du \quad (4.2)$$

De manera general, las definiciones anteriores aplican cuando la función $f(t)$ es integrable en todo el espacio y, además, cuando $f(t)$ es periódica entonces se deben satisfacer las condiciones de Dirichlet [30].

Por otro lado, el análisis de Fourier adquiere el mismo rol fundamental tanto para señales discretas como continuas. Así, si la función $f(t)$ ha sido digitalizada y consta de un número finito de N muestras medidas en un cierto tiempo, entonces la función se denota como $f_n[t_n]$ y su espectro de frecuencias (denotado como $F_n[u_n]$) se calcula a través del análogo discreto de la ecuación (4.1),

$$F_n[u_n] = \sum_{p=0}^{N-1} f_n[t_p] e^{-i2\pi u_n t_p} \Delta t \quad (4.3)$$

donde $n = 0, 1, \dots, N-1$, y $\Delta t = t_k - t_{k-1} \forall \{k \in \mathbb{Z}^+ / 0 \leq k \leq N-1\}$. El único requisito sobre la secuencia de frecuencias es la de satisfacer el teorema de Nyquist [30].

De manera similar, la anti-transformada discreta de Fourier se obtiene a partir de,

$$f_n[t_n] = \sum_{p=0}^{N-1} F_n[u_p] e^{i2\pi u_p t_n} \Delta u \quad (4.4)$$

donde $n = 0, 1, \dots, N-1$ y $\Delta u = u_k - u_{k-1} \forall \{k \in \mathbb{Z}^+ / 0 \leq k \leq N-1\}$. Como se dijo, el único requisito sobre la secuencia de frecuencias es la de satisfacer el teorema de Nyquist y, en analogía al caso continuo, la función muestreada f_n debe también satisfacer las condiciones de Dirichlet [30].

4.2 PROPIEDADES DE LA TRANSFORMADA DE FOURIER

En este apartado conviene reconocer que las propiedades de la transformada de Fourier que aquí se enlistan son aquellas que presentan analogía al caso discreto [31]. Además, aquí se expresan únicamente las más básicas y aquellas que se utilizarán para efectos de análisis en este trabajo de tesis.

Debe esclarecerse que todas las propiedades que a continuación se enlistan estarán expresadas en función de la frecuencia angular temporal dada por $\omega = 2\pi u$, donde u es la frecuencia lineal medida en Hertz.

LINEALIDAD.- Siendo a_1 y a_2 dos constantes arbitrarias, $F_1(\omega) = \mathfrak{F}\{f_1(t)\}$ y $F_2(\omega) = \mathfrak{F}\{f_2(t)\}$,

$$\mathfrak{F}\{a_1 f_1(t) + a_2 f_2(t)\} = a_1 F_1(\omega) + a_2 F_2(\omega) \quad (4.5)$$

CORRIMIENTO EN EL TIEMPO.- Si $F(\omega) = \mathfrak{F}\{f(t)\}$ y si la función $f(t)$ se corre en el tiempo una cantidad t_0 , entonces

$$\mathfrak{F}\{f(t - t_0)\} = F(\omega) e^{-i\omega t_0} \quad (4.6)$$

CORRIMIENTO EN FRECUENCIA.- Si ω_0 es una frecuencia constante real y $F(\omega) = \mathfrak{F}\{f(t)\}$,

$$\mathfrak{F}\{f(t) e^{i\omega_0 t}\} = F(\omega - \omega_0) \quad (4.7)$$

INVERSIÓN EN EL TIEMPO.- Si $\mathfrak{F}\{f(t)\} = F(\omega)$, entonces

$$\mathfrak{F}\{f(-t)\} = F(-\omega) \quad (4.8)$$

CONVOLUCIÓN EN EL TIEMPO.- Sean $f_1(t)$ y $f_2(t)$ dos funciones dadas, la convolución de $f_1(t)$ y $f_2(t)$ resulta en otra función $h(t)$ definida por,

$$h(t) = f_1(t) * f_2(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f_1(t) f_2(t - \tau) d\tau \quad (4.9)$$

donde, como puede observarse, la convolución de dos funciones se denota mediante $f_1(t) * f_2(t)$.

El teorema de convolución en el tiempo afirma que si $\mathfrak{F}\{f_1(t)\} = F_1(\omega)$ y $\mathfrak{F}\{f_2(t)\} = F_2(\omega)$, entonces

$$\mathfrak{F}\{f_1(t) * f_2(t)\} = F_1(\omega) F_2(\omega) \quad (4.10)$$

CONVOLUCIÓN EN LA FRECUENCIA.- *El teorema de convolución en la frecuencia* afirma que si $\mathfrak{F}^{-1}\{F_1(\omega)\} = f_1(t)$ y $\mathfrak{F}^{-1}\{F_2(\omega)\} = f_2(t)$, entonces

$$\mathfrak{F}^{-1}\{F_1(\omega) * F_2(\omega)\} = 2\pi f_1(t) f_2(t) \quad (4.11)$$

Este teorema también se puede expresar como una *propiedad de la transformada de Fourier de una multiplicación* en la cual se cumple que,

$$\mathfrak{F}\{f_1(t) f_2(t)\} = \frac{1}{2\pi} F_1(\omega) * F_2(\omega) \quad (4.12)$$

PROPIEDADES ADICIONALES.- Se sabe que cualquier función real $f(t)$ se puede expresar como la suma de dos funciones componentes, de las cuales una es par y la otra es impar, es decir,

$$f(t) = f_e(t) + f_o(t) \quad (4.13)$$

Además,

$$\mathfrak{F}\{f(t)\} = F(\omega) = R(\omega) + iX(\omega) = |F(\omega)| e^{i\theta(\omega)} \quad (4.14)$$

es decir, $F(\omega)$ es compleja y se satisfacen las siguientes relaciones,

$$F(-\omega) = F^*(\omega) \quad (4.15)$$

$$R(-\omega) = R(\omega) \quad (4.16)$$

$$X(-\omega) = -X(\omega) \quad (4.17)$$

$$\mathfrak{F}\{f_e(t)\} = R(\omega) \quad (4.18)$$

$$\mathfrak{F}\{f_o(t)\} = iX(\omega) \quad (4.19)$$

La ecuación (4.15) es una condición necesaria y suficiente para que $f(t)$ sea real, la ecuación (4.18) evidencia que si $f(t)$ es par, entonces su transformada de Fourier también es par y es real; la ecuación (4.19) evidencia que si $f(t)$ es impar, entonces su transformada es imaginaria e impar.

Por último, es importante establecer que el *teorema de Parseval* establece que el contenido de energía en el espacio temporal es proporcional al contenido de energía en el espectro de frecuencias [30]. Así, con variable continua este teorema se expresa de la siguiente manera,

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |F(\omega)|^2 d\omega \quad (4.20)$$

4.3 ALGUNAS TRANSFORMADAS DE FOURIER BÁSICAS

En el análisis espectral de señales discretas se deben tener en cuenta dos aspectos relevantes, a saber:

- 1) Cuando se simula la transformada de Fourier de un seno o un coseno, éstos deben ser considerados finitos y su espectro de frecuencias debe obtenerse con la ecuación (4.3).

2) El análisis espectral de una señal siempre está influenciado por la “ventana de observación” que delimita la señal simulada, es decir, por una función rectángulo que encuadra la señal en estudio.

Debido a los dos puntos anteriores, en este apartado se simulará la transformada de Fourier de una función rectángulo y de la función coseno.

4.3.1 FUNCIÓN RECTÁNGULO

Es una de las funciones más útiles en óptica y en el análisis de señales, la función rectángulo se denota mediante $\text{rect}_A(x)$ y se define de la siguiente manera,

$$\text{rect}_A(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } |x| \leq \frac{A}{2} \\ 0 & \text{si } |x| > \frac{A}{2} \end{cases} \quad (4.21)$$

donde la ecuación anterior representa una función rectángulo de ancho A , centrada en el origen y de altura uno (Fig. 4.3).

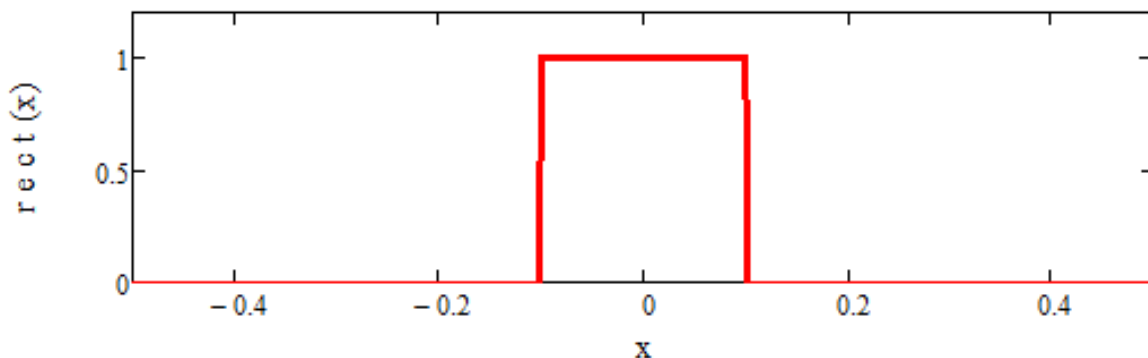


Figura 4.3: Función rectángulo con ancho $A = 0.2$, centrada en el origen y altura uno. Si se desplaza en una cantidad $x_0 > 0$ entonces la función rectángulo se expresaría como $\text{rect}_A(x - x_0)$.

La transformada de Fourier analítica viene dada por,

$$\mathfrak{F}\{\text{rect}_A(x)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \text{rect}_A(x) e^{-i\omega x} dx = \int_{-\frac{A}{2}}^{\frac{A}{2}} (1) e^{-i\omega x} dx = \frac{1}{i\omega} \left[e^{i\omega \frac{A}{2}} - e^{-i\omega \frac{A}{2}} \right] \quad (4.22)$$

Si utilizamos la relación,

$$\sin \theta = \frac{e^{i\theta} - e^{-i\theta}}{2i} \quad (4.23)$$

entonces la ecuación (4.22) resulta en,

$$\mathfrak{F}\{\text{rect}_A(x)\} = A \frac{\sin\left(\frac{\omega A}{2}\right)}{\frac{\omega A}{2}} = A \text{sinc}\left(\frac{\omega A}{2}\right) \quad (4.24)$$

La ecuación anterior es la "*función muestreo*" o "*función sinc*", y es la transformada de Fourier de una función rectángulo de ancho A .

Por otro lado, para efectos de simular numéricamente la función $\text{rect}_A(x)$ de la figura 4.3 se utilizaron $N = 600$ datos de muestreo y se construyó con un ancho $A = 0.2$ s. Su transformada de Fourier se calculó utilizando la ecuación (4.3) donde $-0.5 \leq x_n \leq 0.5$, con $\Delta x = 1/N$ constante y el espectro de frecuencias se construyó de tal manera que $-150 \leq u_n \leq 150$ (Fig. 4.4).

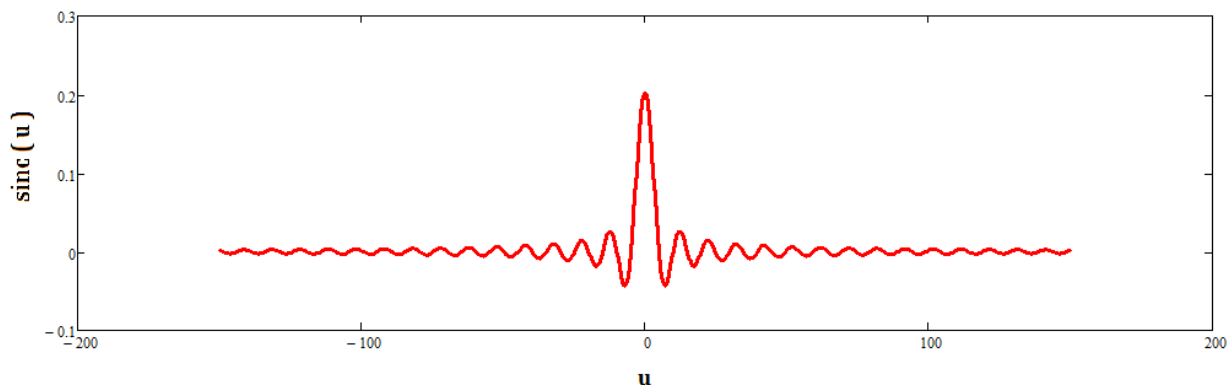


Figura 4.4: Función $\text{sinc}(u)$ obtenida mediante la transformada de Fourier de la función $\text{rect}_A(x)$ de la figura 4.3. Obsérvese que el máximo de esta función tiene como altura A , es decir, el ancho de la función $\text{rect}_A(x)$.

4.3.2 FUNCIÓN COSENO

El espectro de frecuencias de la función coseno no se puede obtener en todo el espacio, es decir, de $-\infty$ a $+\infty$. Por tanto, para obtener su espectro es necesario hacer la función coseno finita mediante su delimitación con una función rectángulo de ancho definido (Fig. 4.5).

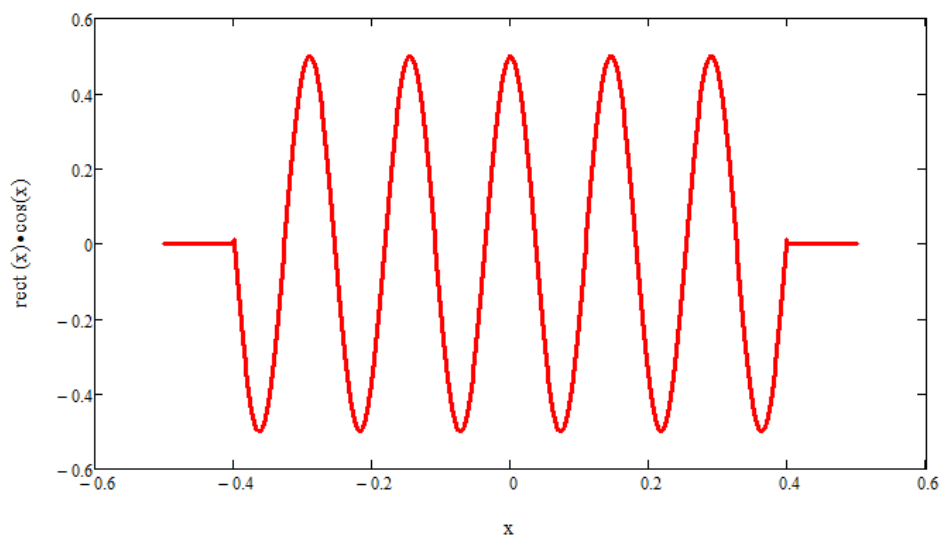


Figura 4.5: función $\frac{1}{2}\cos(2\pi \cdot 6.9 \cdot x)$ delimitada por la función $\text{rect}_{0.8}(x)$.

Para calcular la transformada de Fourier de la multiplicación mostrada en la figura 4.5, se puede hacer uso de la propiedad expresada en la ecuación (4.12) y obtener así el espectro de la función coseno delimitada por la función rectángulo (Fig. 4.6).

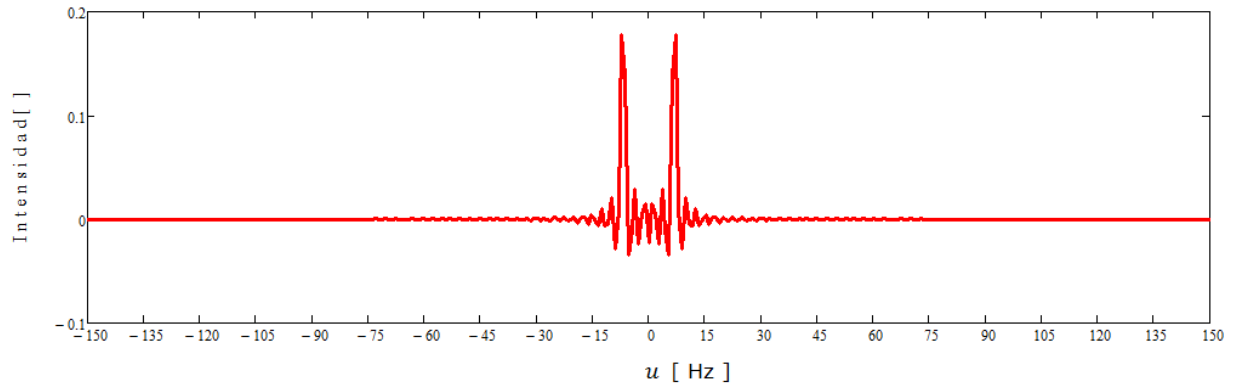


Figura 4.6: El espectro de frecuencias de la función coseno muestra dos picos centrados en la frecuencia fundamental de 6.9 Hz.

Idealmente, la transformada de Fourier analítica de la función coseno **resultaría en un espectro con dos "deltas de Dirac" centradas en su frecuencia lineal de oscilación** (en ± 6.9 Hz para el caso de la figura 4.6). Sin embargo, como en realidad la función coseno está delimitada por una función rectángulo, entonces lo que resulta es la convolución de la **transformada de Fourier del rectángulo ("función sinc")** con las deltas de Dirac, tal y como se establece en la propiedad (4.12).

5. MATERIALES, PROCESAMIENTO DE DATOS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES.

En este capítulo se presentan los materiales utilizados para la adaptación de la campana de un estetoscopio con un micrófono que se puede adquirir comercialmente y, junto con los demás circuitos electrónicos armados, se construyó un dispositivo que técnicamente podemos llamar fonocardiógrafo o estetoscopio del tipo electrónico. En base a las técnicas de Fourier desarrolladas en el capítulo 4, se propone un procedimiento de análisis de los registros sonoros o ruidos cardiacos. Con este proceso de análisis, se lograron los resultados preliminares de comparación entre sujetos sin ninguna complicación cardiológica y pacientes diagnosticados con problemas cardiacos. Se presentan también las características sobre la programación de la tarjeta de sonido en una computadora y, además, el algoritmo completo se muestra en el apéndice A.

5.1 DISEÑO ELECTRÓNICO Y MATERIALES UTILIZADOS

En la figura 5.1 se puede apreciar fotografías del dispositivo construido en este trabajo de tesis. La campana del estetoscopio (A) se acopla al cable (C) tipo BNC a través de un micrófono (B) electret®. El componente (D) representa una etapa de polarización de tensión en DC, es decir, de encendido y apagado del micrófono (B). La salida de la señal acústica del circuito (D), a través del cable (E), se conduce hacia un amplificador con

bocina (F) y éste se conecta con una computadora (J) por intermedio del circuito de filtrado (H).



Figura 5.1: Fotografías del fonocardiógrafo o estetoscopio electrónico.

A continuación se desglosan los detalles técnicos de los componentes del estetoscopio electrónico construido (Fig. 5.1):

COMPONENTE (A): Es la campana de estetoscopio utilizada para realizar los registros sonoros y, en este caso, se trata de un *estetoscopio Master Cardiology (código 5764)* del fabricante MEDIMETRICS®. Sin embargo, es importante decir que cualquier campana de estetoscopio comercial puede ser utilizada para los fines de hacer los registros cardiacos. Las dimensiones del diafragma y del diámetro de campana tienen valores estándar, es decir, $1\frac{5}{8}$ in y 1.7 in, respectivamente. En la figura 5.2 se muestra el diseño de la parte opuesta al diafragma, donde el usuario puede hacer presión sobre la campana.



Figura 5.2: Campana del estetoscopio Master Cardiology.

COMPONENTE (B): Micrófono tipo condensador *electret*® con modelo *DB-C9752DD422* (Fig. 5.3).

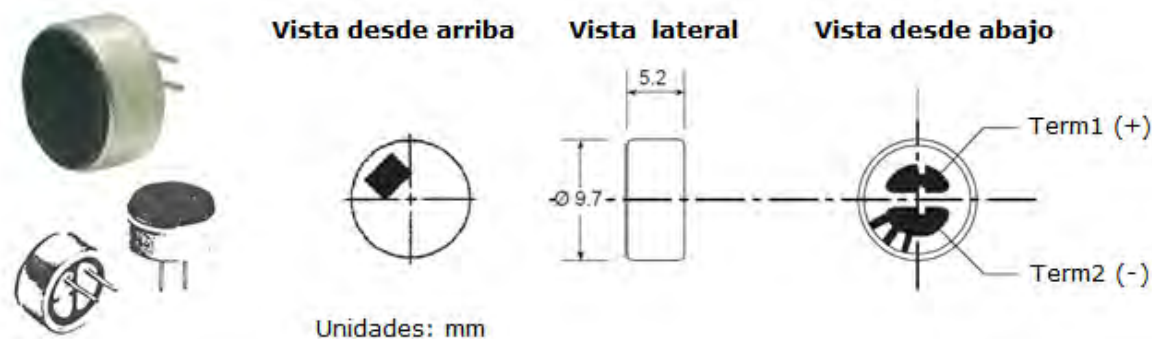


Figura 5.3: Micrófono electret omnidireccional marca Cartridge®.

En las especificaciones técnicas del micrófono se puede encontrar su curva de respuesta en frecuencia que, como se puede apreciar en la figura 5.4, se puede considerar como una respuesta totalmente constante hasta aproximarse a los 3 kHz. Esto representa una característica importante porque permite registrar, sin deformación, los ruidos cardiacos normales y diversos soplos cardiacos; esto porque los ruidos cardiacos S_1 y S_2 tienen un espectro de frecuencias entre los 20 Hz y 150 Hz [32], y una gran diversidad de soplos poseen una frecuencia máxima de 500 Hz [32].

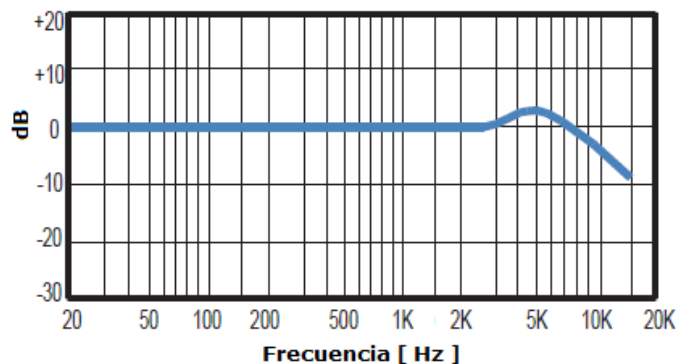


Figura 5.4: Curva de respuesta en frecuencia.

Es importante mencionar que, para acoplar el micrófono (B) con la campana (A), se utilizó el tubo auditivo flexible del propio estetoscopio usado; las medidas y características de este acoplamiento se muestran en la figura 5.5.

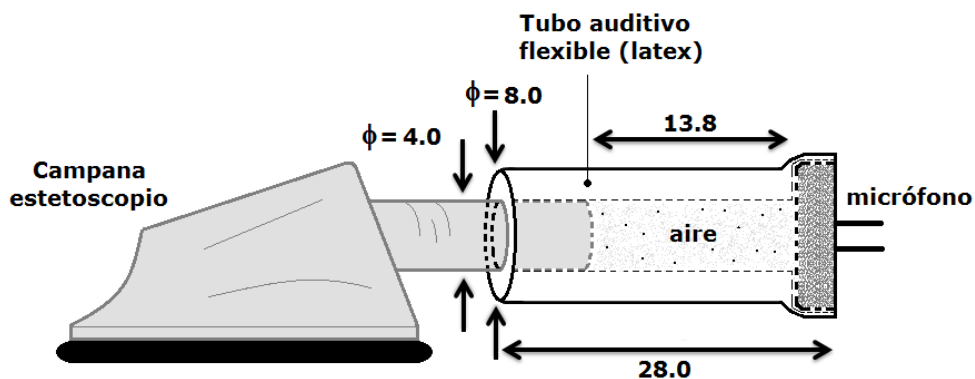


Figura 5.5: Todas las medidas se expresan en unidades de mm; las terminales de salida del micrófono se conectan al cable coaxial tipo BNC o componente (C) de la figura 5.1.

COMPONENTE (C): Cable coaxial modelo *RG-58* (50 Ohm), el cual se caracteriza por estar blindado ante radiación electromagnética externa. Este

cable tiene un núcleo conductor que se encuentra aislado por una capa plástica y una malla trenzada de aluminio o cobre (Fig. 5.6).



Figura 5.6: El extremo izquierdo de este cable se conecta al componente (D) y el extremo derecho se conecta al micrófono electret (B).

COMPONENTE (D): Esta etapa se muestra en la figura 5.7 y se trata de un circuito electrónico construido para la configuración de polarización de tensión en DC del micrófono electret (parte superior izquierda de la figura 5.7).

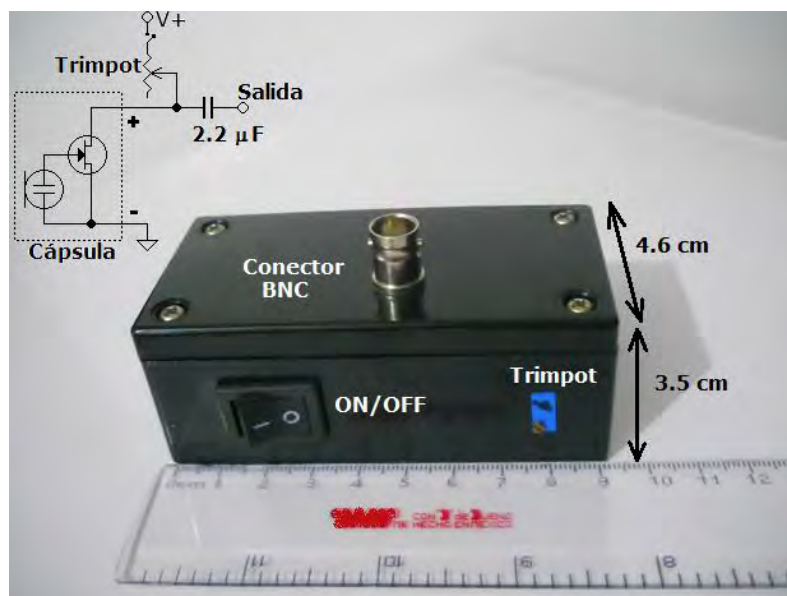


Figura 5.7: Componente (D) y su equivalente esquemático; la polarización de tensión en DC se realiza con una pila de +9V y, para efectos de lograr el mejor acoplamiento de impedancias entre la campana del estetoscopio y el tórax, el valor idóneo para el trimpot fue de 34.9 k Ω .

COMPONENTES (E), (G) e (I): Cables *plug 3.5 mm* (estéreo), utilizados en la transmisión de señales de audio. Este tipo de cables también están blindados ante radiación electromagnética externa.

COMPONENTE (H): Este circuito se encarga de atenuar la señal de entrada mediante un divisor de voltaje y, con el fin de eliminar niveles de polarización de DC a la entrada y salida de su circuito, contiene el filtro pasa-banda mostrado en la figura 5.8.



Figura 5.8: Componente (H), las terminales de prueba están en paralelo con la entrada y se utilizan para evaluar, con un osciloscopio, el nivel de offset a la entrada.

COMPONENTE (F): Se trata de un amplificador con bocina *MULTI-MEDIA HI-FI SPEAKER SYSTEMS* (3 in) que tiene la característica de tener una respuesta en frecuencia constante en el intervalo de 100 Hz a 15 kHz, sin embargo, una prueba realizada en laboratorio arrojó un espectro mayor en las frecuencias bajas en modo *bass* (hasta 30 Hz con una diferencia menor a -6 dB respecto a 1 kHz).

COMPONENTE (J): Es una computadora en donde se ejecuta el programa de adquisición (apéndice A) de datos, para después visualizar y analizar los registros sonoros en cualquier plataforma gráfica y comercial de procesamiento. En este caso se utilizó Borland Builder 6.0 para diseñar el programa de adquisición del apéndice A y la plataforma gráfica Mathcad 14 para correr el procedimiento de análisis de la sección 5.3.

5.2 ADQUISICIÓN DE DATOS A TRAVÉS DE LA TARJETA DE SONIDO EN UNA COMPUTADORA.

Las características para la programación de la tarjeta de sonido fueron las siguientes (véase referencia [33] y apéndice A):

AUDIOCARD.wFormatTag=WAVE_FORMAT_PCM; %Formato PCM.

AUDIOCARD.nChannels=1; %Un solo canal de entrada.

AUDIOCARD.nSamplesPerSec=8000; %Muestras por segundo.

AUDIOCARD.nAvgBytesPerSec=8000*2; %Bytes promedio.

AUDIOCARD.nBlockAlign=2; %Alineación en bloques.

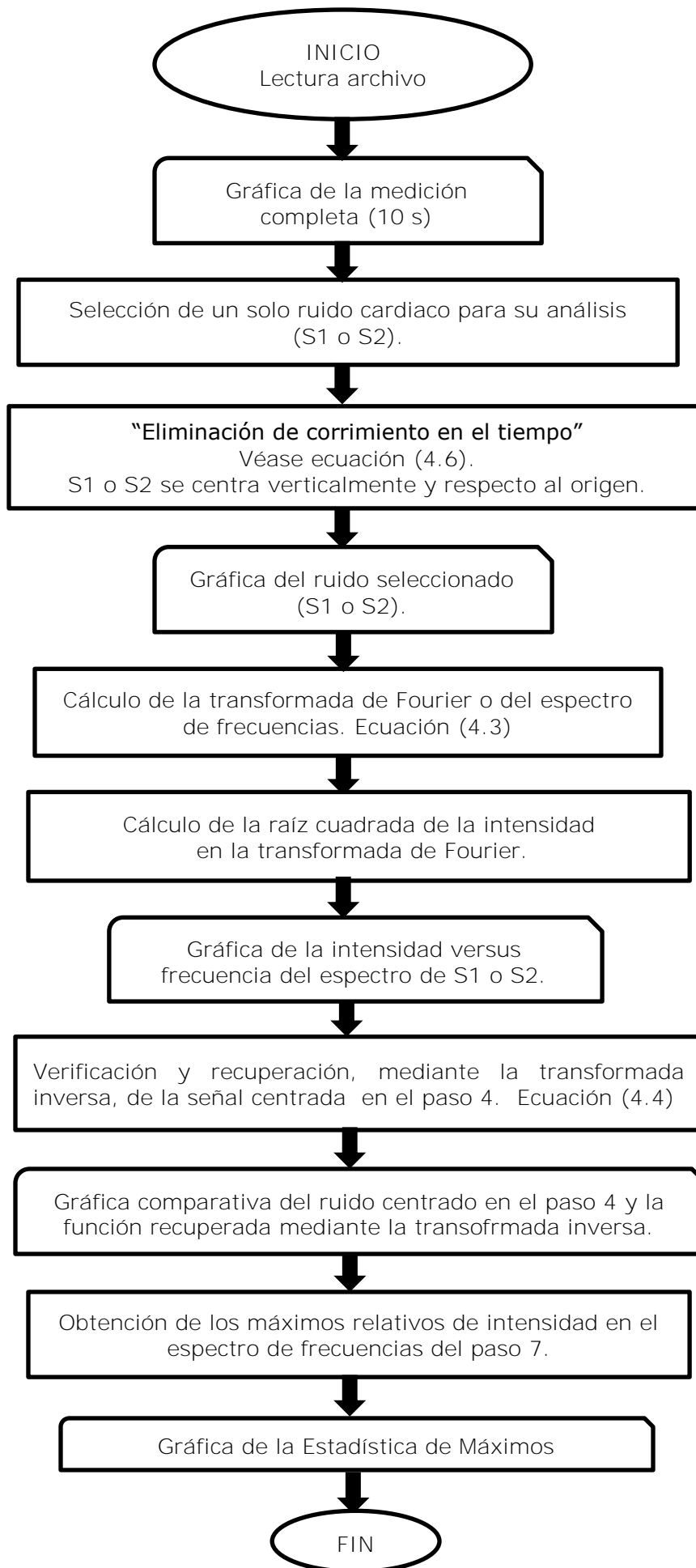
AUDIOCARD.wBitsPerSample=16; %Número de bits por muestra.

Es imprescindible mencionar que existen frecuencias de adquisición estándar (4 kHz, 8 kHz, 44.1 kHz, 48 kHz, 96 kHz, 192 kHz) bajo las cuales es adecuado programar la adquisición del número de muestras por segundo con la tarjeta de sonido. En el programa que aquí presentamos resultó conveniente utilizar, para mejorar la resolución de las señales sonoras, una adquisición mínima de 8000 muestras por segundo.

5.3 MÉTODO DE MEDICIÓN Y PROCEDIMIENTO EN EL ANÁLISIS DE LOS RUIDOS CARDIACOS.

Utilizando el estetoscopio electrónico presentado en este trabajo de investigación y con el fin de mostrar los primeros resultados exploratorios, se midieron 6 voluntarios (tres varones y tres mujeres, edad promedio de 27 años e $IMC < 25.00 \text{ kg/m}^2$) sin antecedentes de problemas cardiacos y dos pacientes con cardiopatía (paciente con implante valvular de 62 años y paciente con soplo de 67 años). Las mediciones de los registros cardiacos con pacientes se llevaron a cabo en el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS T21) con la asistencia de médicos residentes y la supervisión de la jefatura de medicina interna en el mismo hospital. Todos los voluntarios y los pacientes mostraron su anuencia e interés en el estudio.

En el grupo de voluntarios y en los pacientes, la campana del estetoscopio (componente A de la figura 5.1) se colocó en el área tricuspídea (Fig. 2.3) y, para el caso específico de incrementar la señal de los ruidos cardiacos en pacientes, fue necesario hacer los registros cardiacos en una posición decúbito lateral izquierdo o posición de pachón. En cada voluntario, la medición del fonocardiograma (registro continuo de ruidos cardiacos) tuvo una duración de 10 segundos y, una vez adquiridos los datos en la computadora, se procedió a realizar el siguiente análisis de procesamiento:



5.4 RESULTADOS

ANÁLISIS DE RUIDOS (S_1 o S_2) POR CADA VOLUNTARIO O PACIENTE DE ESTUDIO.

Primeramente, al utilizar el fonocardiograma de un voluntario, se mostrarán los resultados de la secuencia de pasos mostrados en el diagrama de flujo de la sección 5.3.

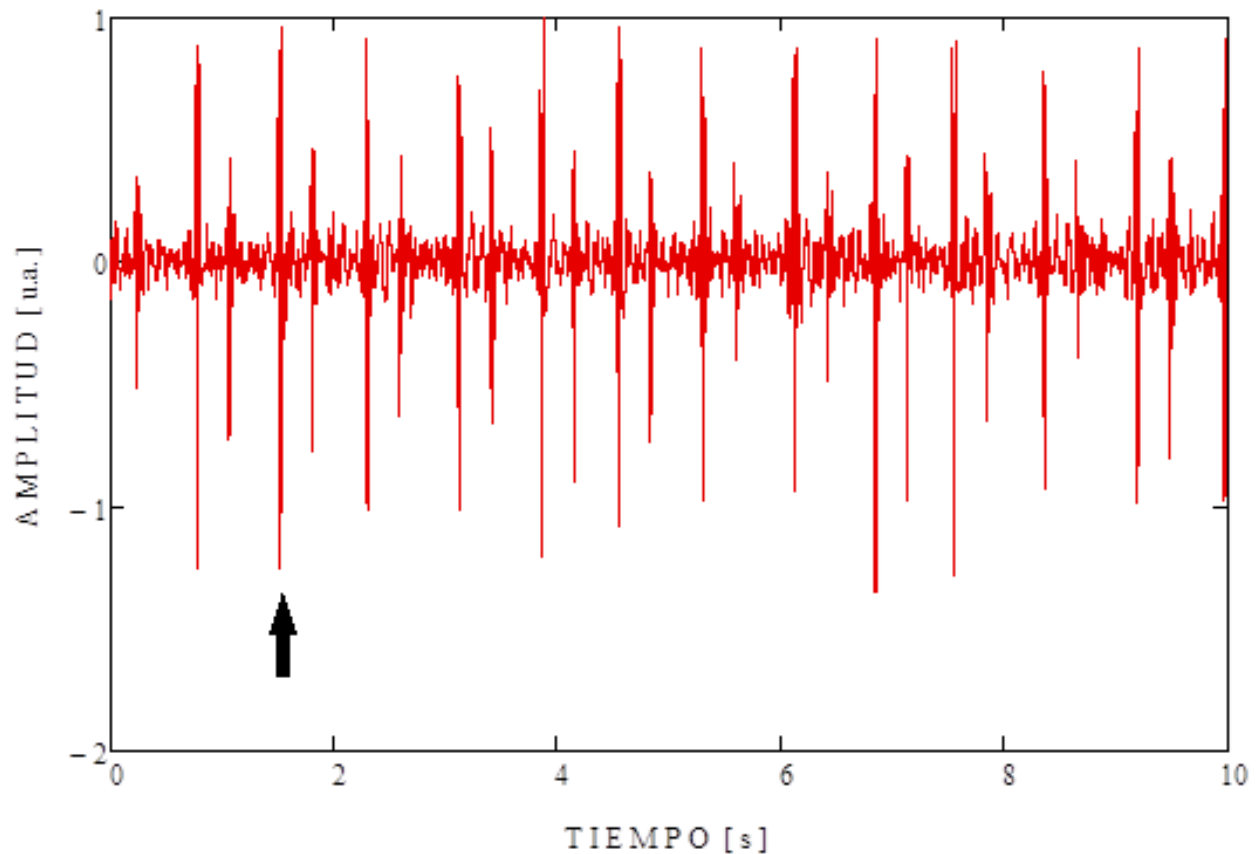


Figura 5.9: Lectura del fonocardiograma medido en 10 s (paso 2 del diagrama de flujo en la sección 5.3). En condiciones normales, la amplitud y duración de S_1 son mayores que las de S_2 . En esta gráfica se muestra con una flecha el segundo primer ruido cardíaco (S_1) del registro total de 10 s.

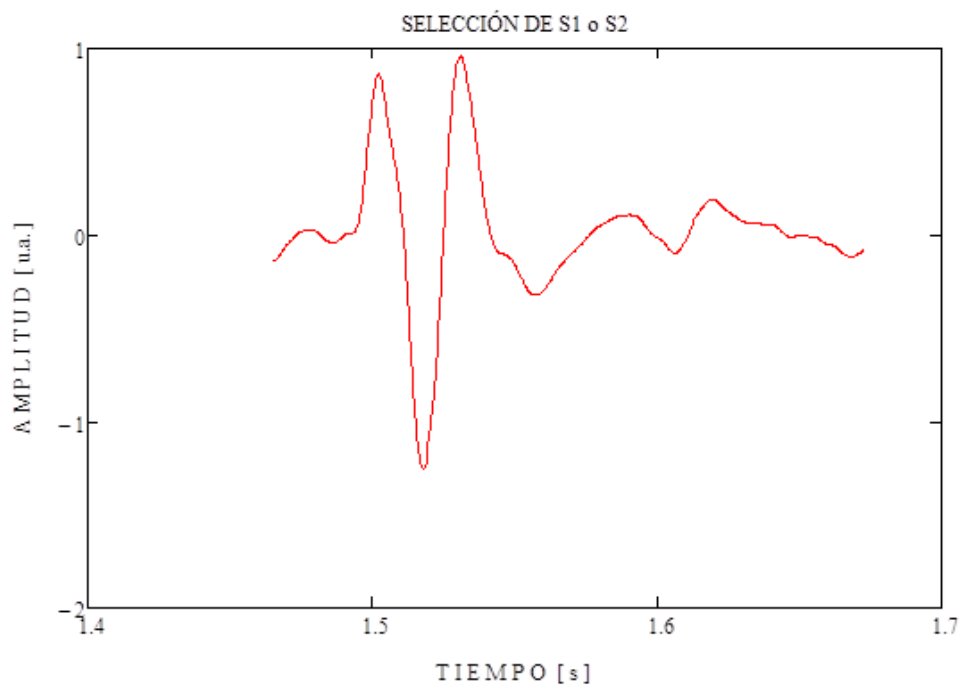


Figura 5.10: Selección del ruido cardíaco S_1 mostrado con flecha en la figura 5.9 (pasos 3 del diagrama de flujo en la sección 5.3).

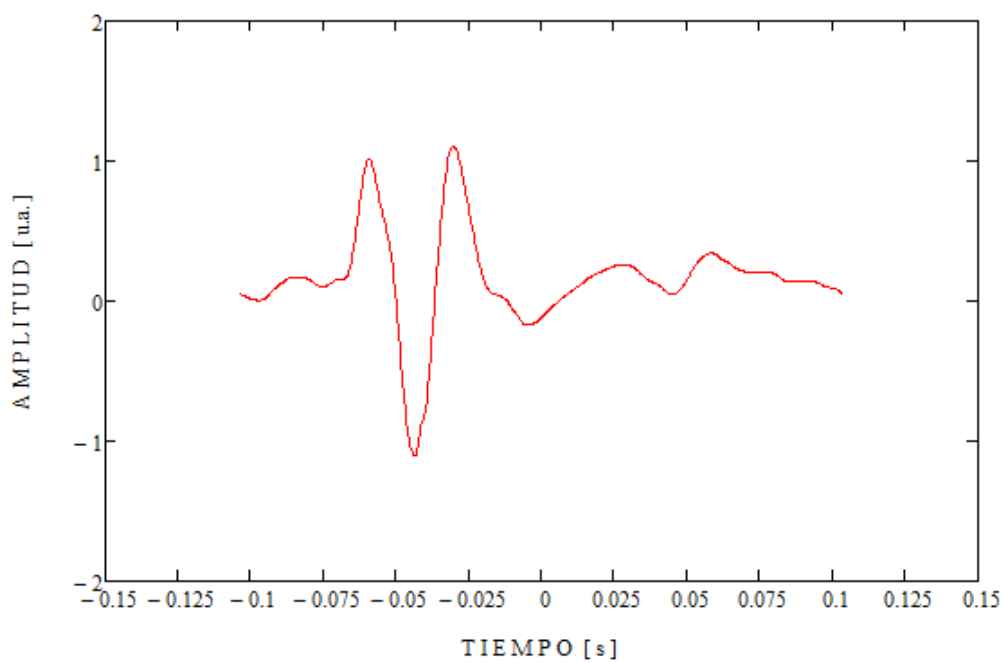


Figura 5.11: El ruido cardíaco se centra verticalmente y respecto al origen (paso 4 del diagrama de flujo en la sección 5.3).

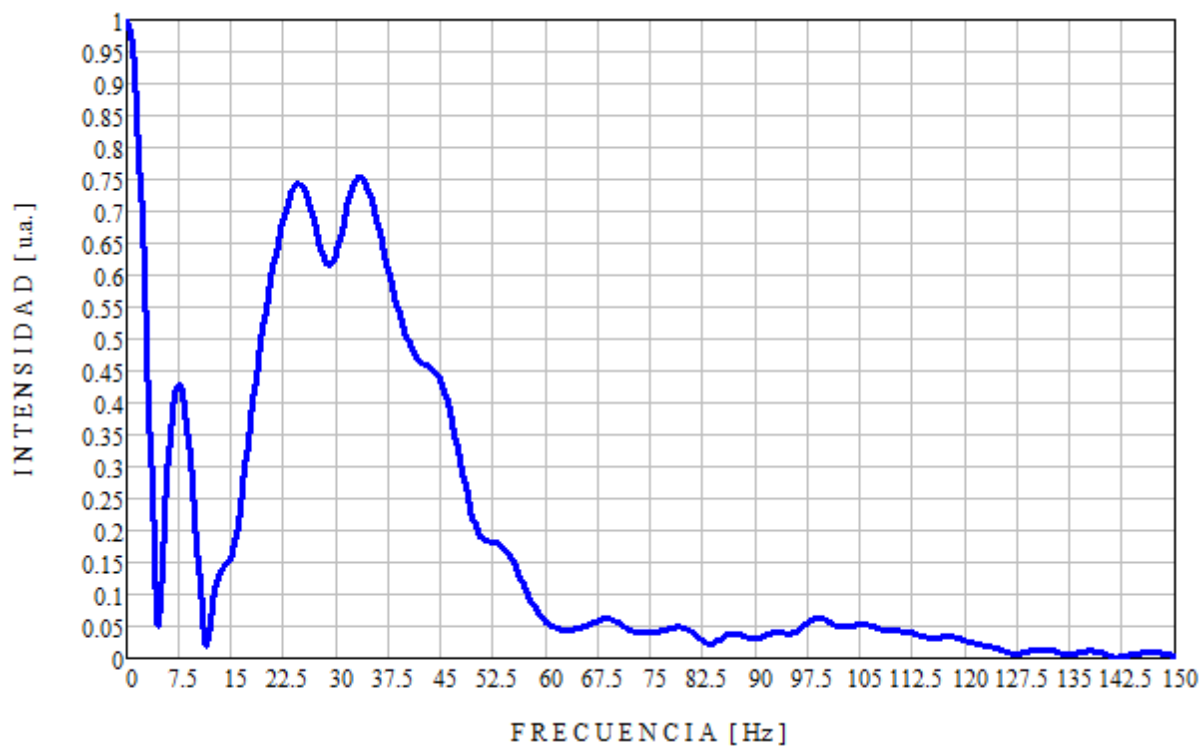


Figura 5.12: Espectro de frecuencias (paso 8 del diagrama de flujo en la sección 5.3).

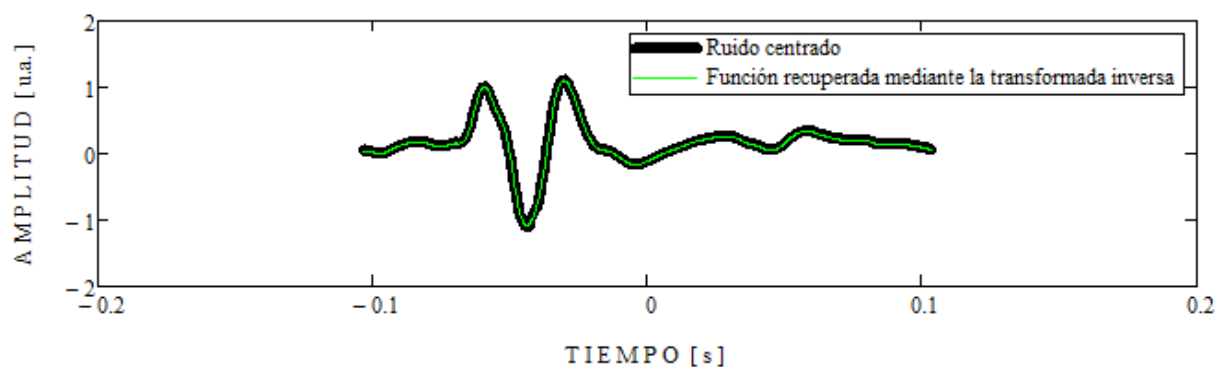


Figura 5.13: Gráfica de comparación entre el ruido centrado en el paso 4 y el recuperado después de aplicar la transformada inversa en el paso 9 del diagrama de flujo (sección 5.3).

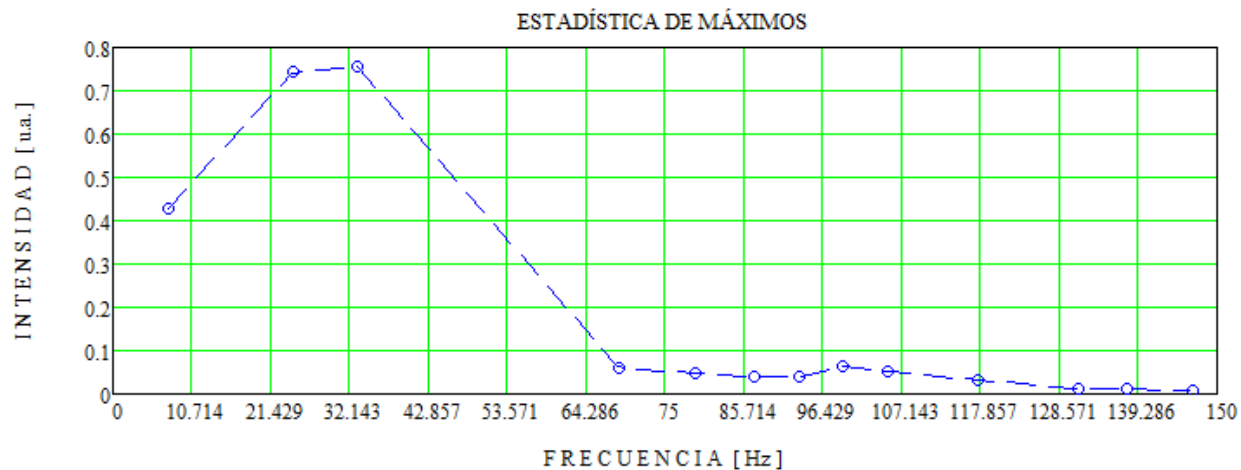


Figura 5.14: Máximos relativos (> 5 Hz) del espectro mostrado en la figura 5.12 (paso 11 del diagrama de flujo en la sección 5.3).

ANÁLISIS INTEGRAL POR CADA VOLUNTARIO.

Con todos los voluntarios sin antecedentes patológicos y con los pacientes diagnosticados con cardiopatía, se procedió a comparar, por cada uno, tres ruidos cardiacos S_1 de su mismo fonocardiograma, tres ruidos cardiacos S_2 del mismo y sus respectivos espectros de frecuencia (figuras 5.15 a la 5.19).

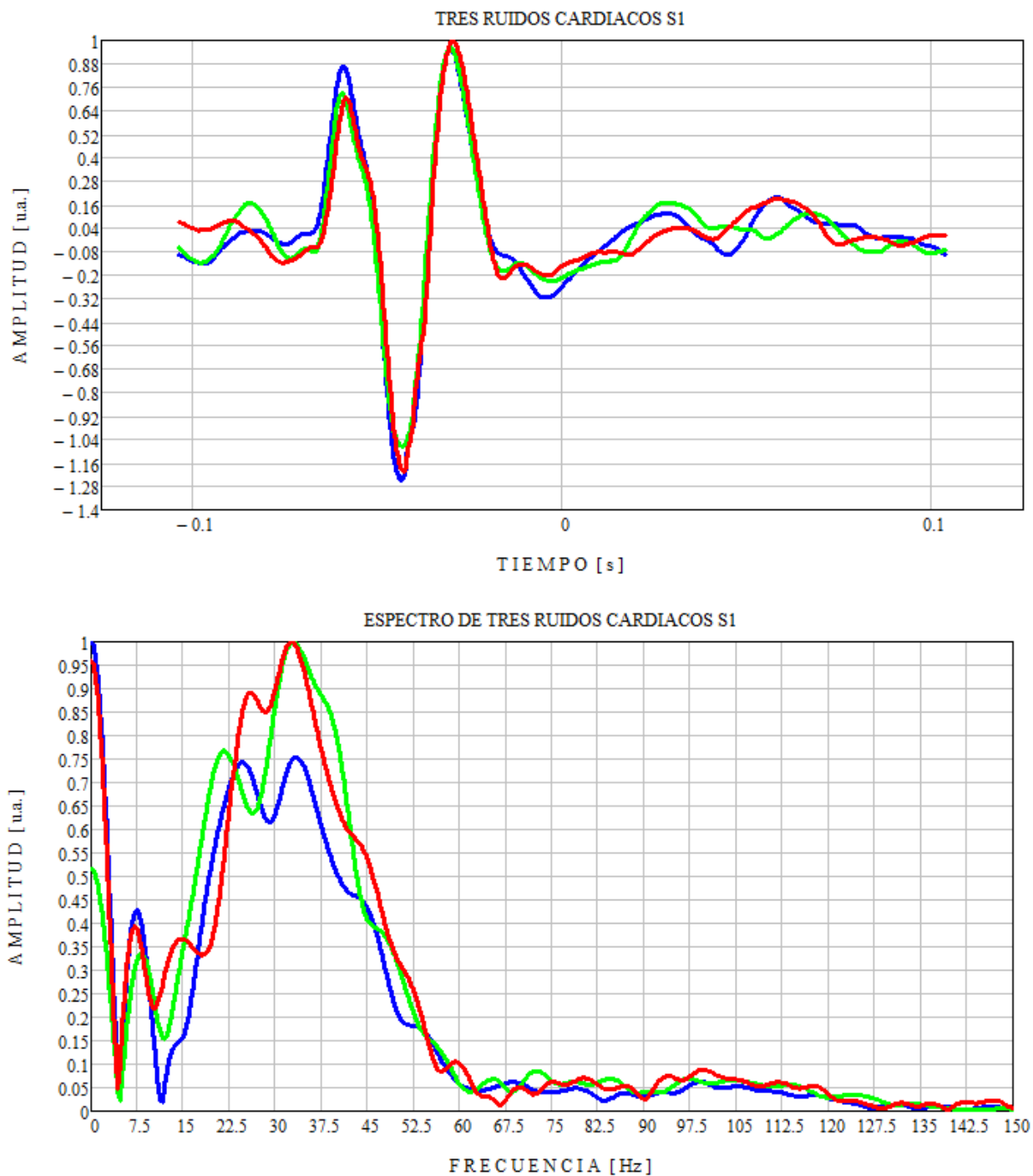


Figura 5.15: Resultado de tres mediciones del ruido S_1 (arriba) y sus espectros correspondientes (abajo). Se aplicó el proceso del análisis mostrado en el diagrama de flujo de la sección 5.3 para un mismo voluntario sin antecedentes patológicos. Se tomó un ruido cardiaco inicial, uno de la mitad del fonocardiograma y uno al final dentro de la medición total de 10 segundos.

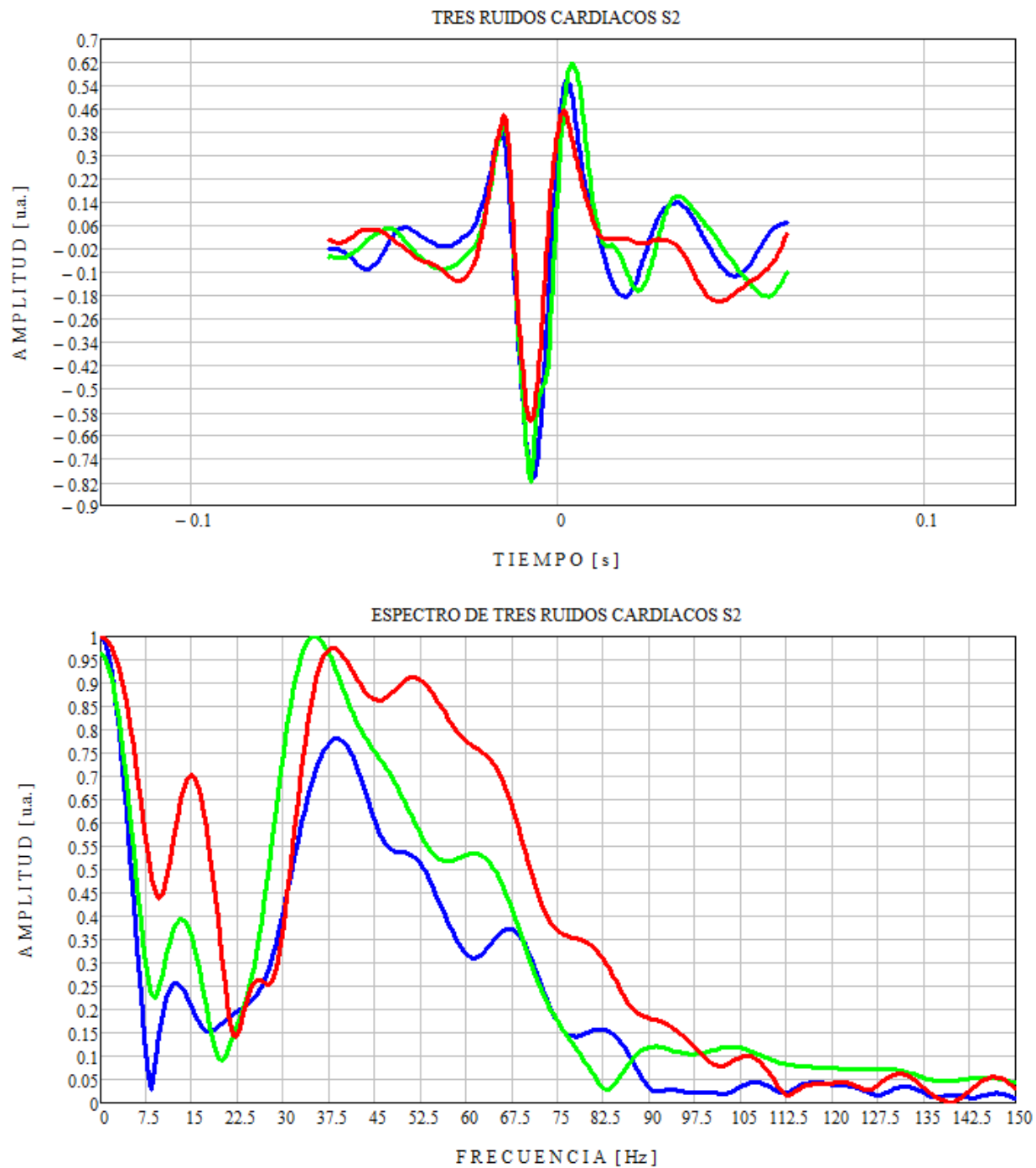


Figura 5.16: Resultado de tres mediciones del ruido S_2 (arriba) y sus espectros correspondientes (abajo). Se aplicó el proceso del análisis mostrado en el diagrama de flujo de la sección 5.3 para un mismo voluntario sin antecedentes patológicos. Se tomó un ruido cardiaco inicial, uno de la mitad del fonocardiograma y uno al final dentro de la medición total de 10 segundos.

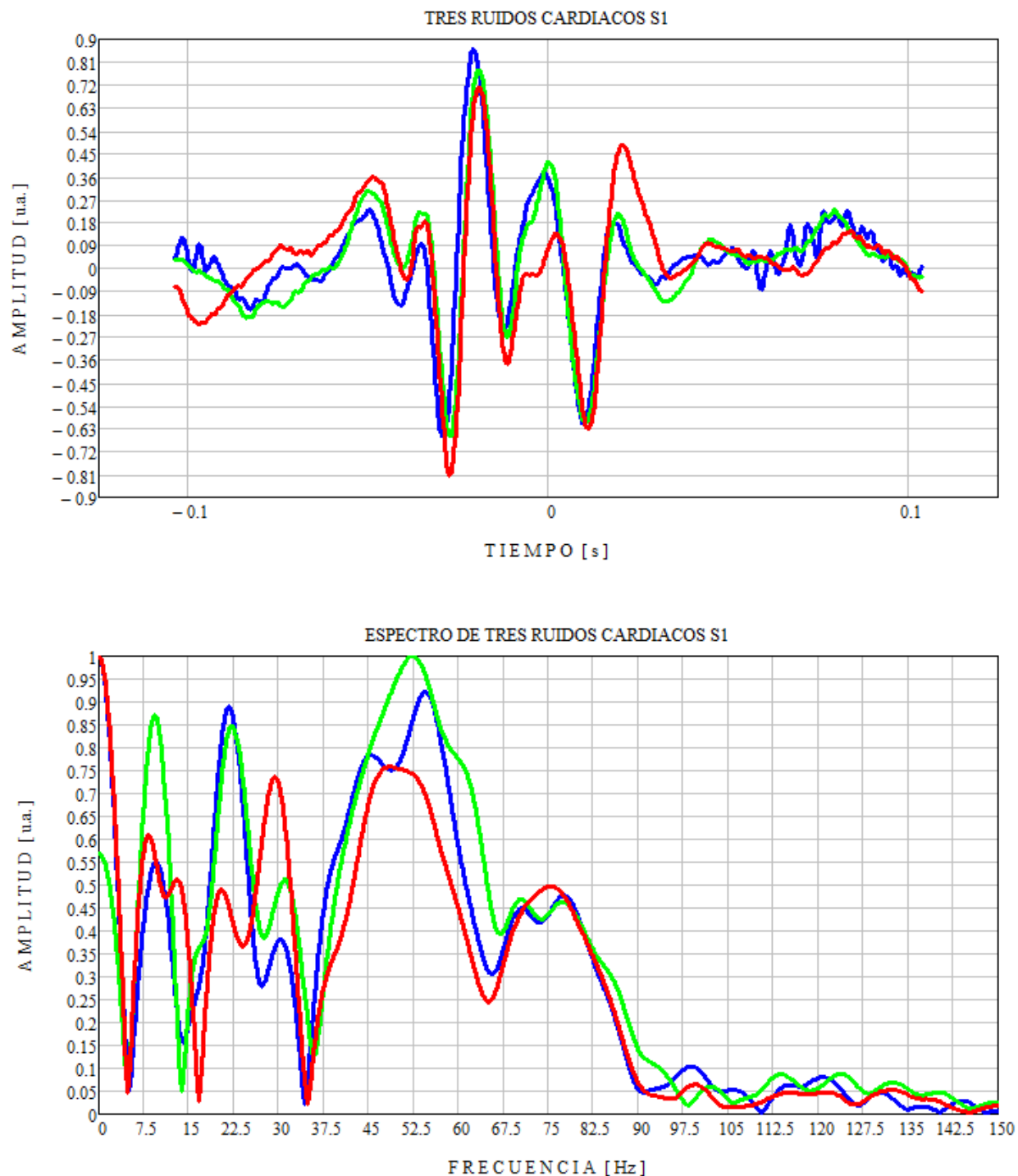


Figura 5.17: Resultado de tres mediciones del ruido S_1 (arriba) y sus espectros correspondientes (abajo). Se aplicó el proceso del análisis mostrado en el diagrama de flujo de la sección 5.3 para un mismo voluntario con soplos sistólicos-diastólicos (véase también figura 5.18). Se tomó un ruido cardíaco inicial, uno de la mitad del fonocardiograma y uno al final dentro de la medición total de 10 segundos.

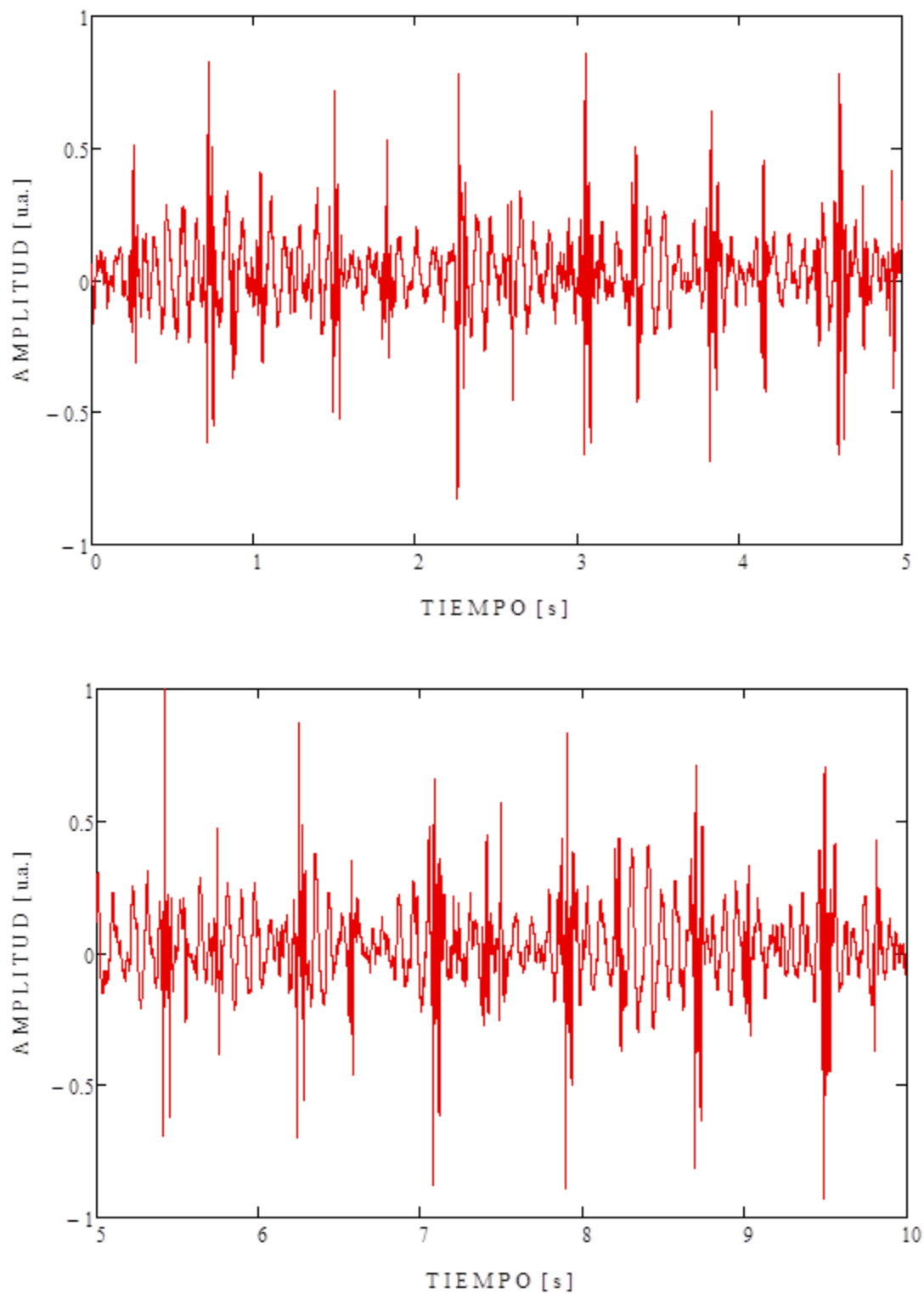


Figura 5.18: Por claridad, se muestran los primeros 5 segundos en la parte superior y los 5 segundos restantes en la parte inferior de la medición del fonocardiograma de un paciente con soplos mesotesistólicos y protodiastólicos (con insuficiencia tricuspídea severa).

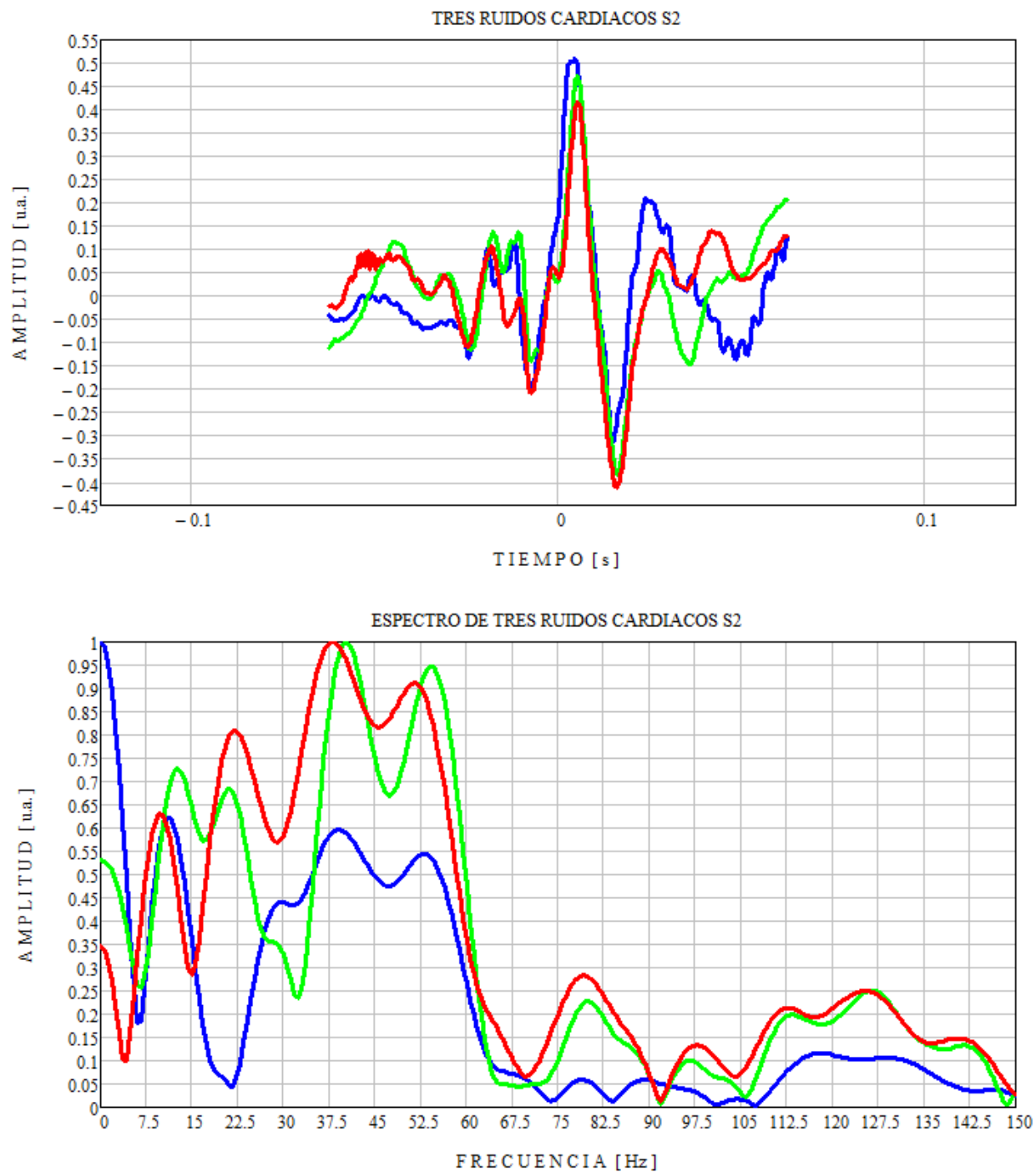


Figura 5.19: Resultado de tres mediciones del ruido S_2 (arriba) y sus espectros correspondientes (abajo). Se aplicó el proceso del análisis mostrado en el diagrama de flujo de la sección 5.3 para un mismo voluntario con soplos sistólicos-diastólicos (véase también figura 5.18). Se tomó un ruido cardíaco inicial, uno de la mitad del fonocardiograma y uno al final dentro de la medición total de 10 segundos.

COMPARACIÓN DEL ESPECTRO S_1 ENTRE VOLUNTARIOS SIN ANTECEDENTES Y VOLUNTARIOS CON CARDIOPATÍAS.

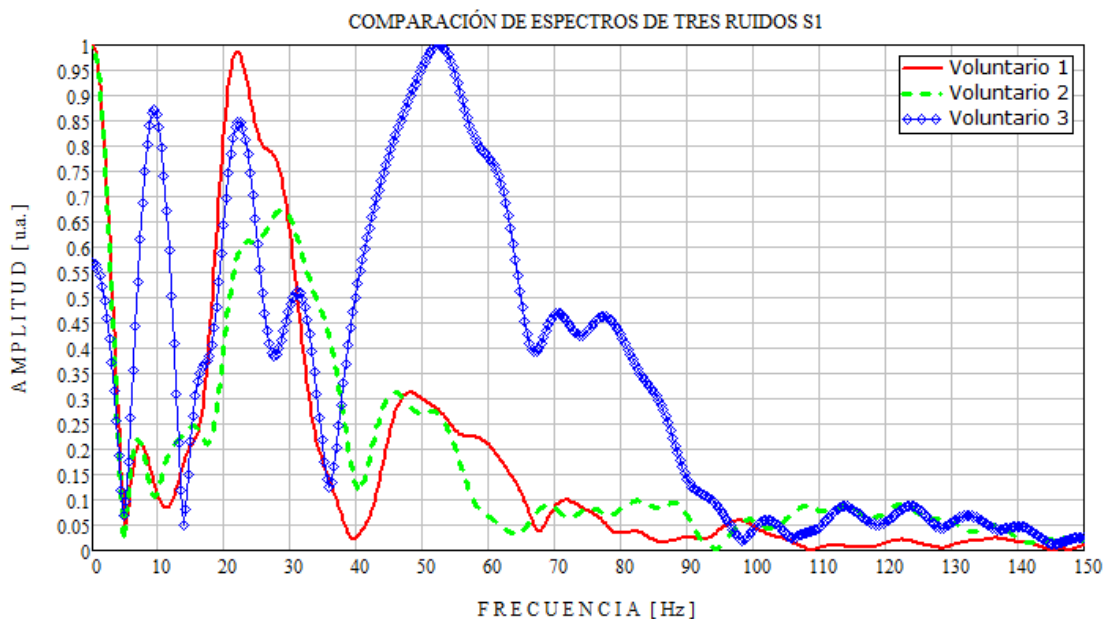


Figura 5.20: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S_1 de tres voluntarios adultos varones. Los voluntarios 1 y 2 no tienen antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

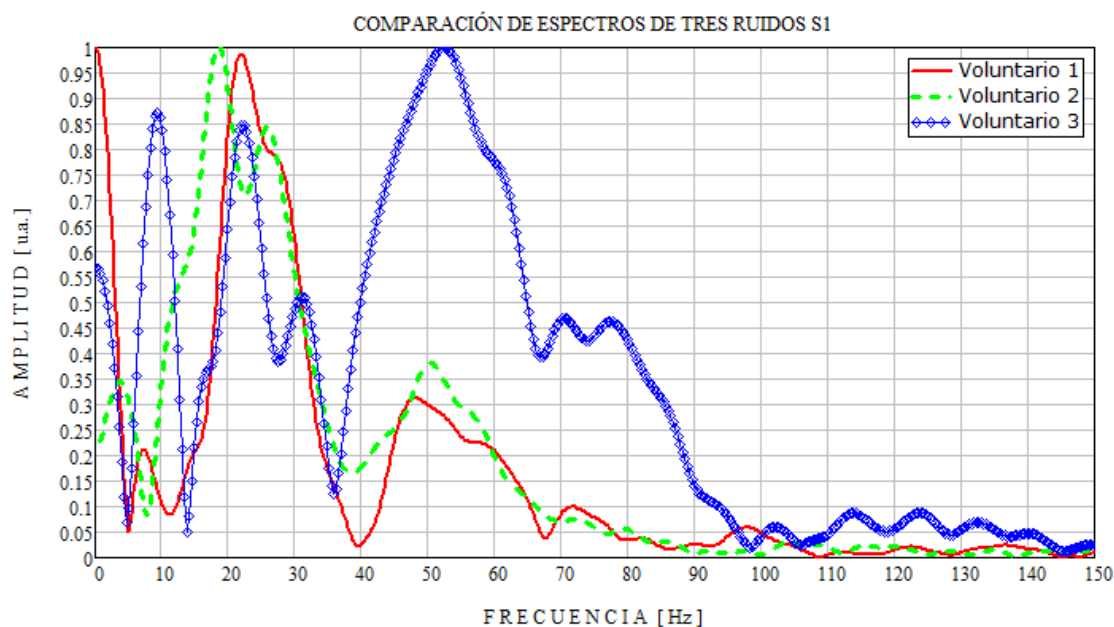


Figura 5.21: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S_1 de tres voluntarios. El voluntario 1 es varón y el voluntario 2 es mujer, ambos sin antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

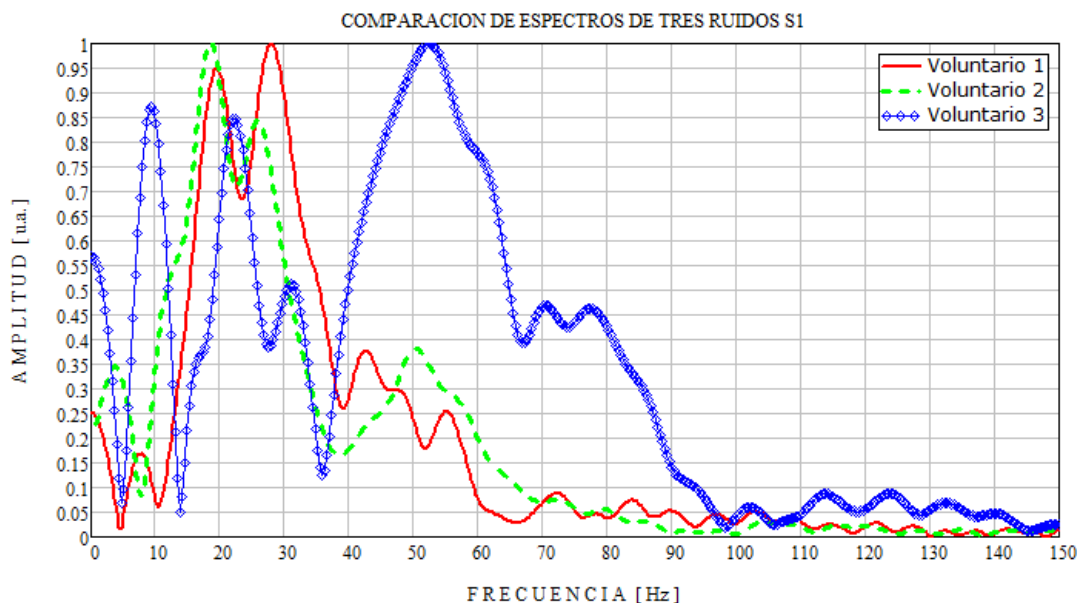


Figura 5.22: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S_1 de tres voluntarios. Los voluntarios 1 y 2 son mujeres sin antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

COMPARACIÓN DEL ESPECTRO S_2 ENTRE VOLUNTARIOS SIN ANTECEDENTES Y VOLUNTARIOS CON CARDIOPATÍAS.



Figura 5.23: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S_2 de tres voluntarios adultos varones. Los voluntarios 1 y 2 no tienen antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

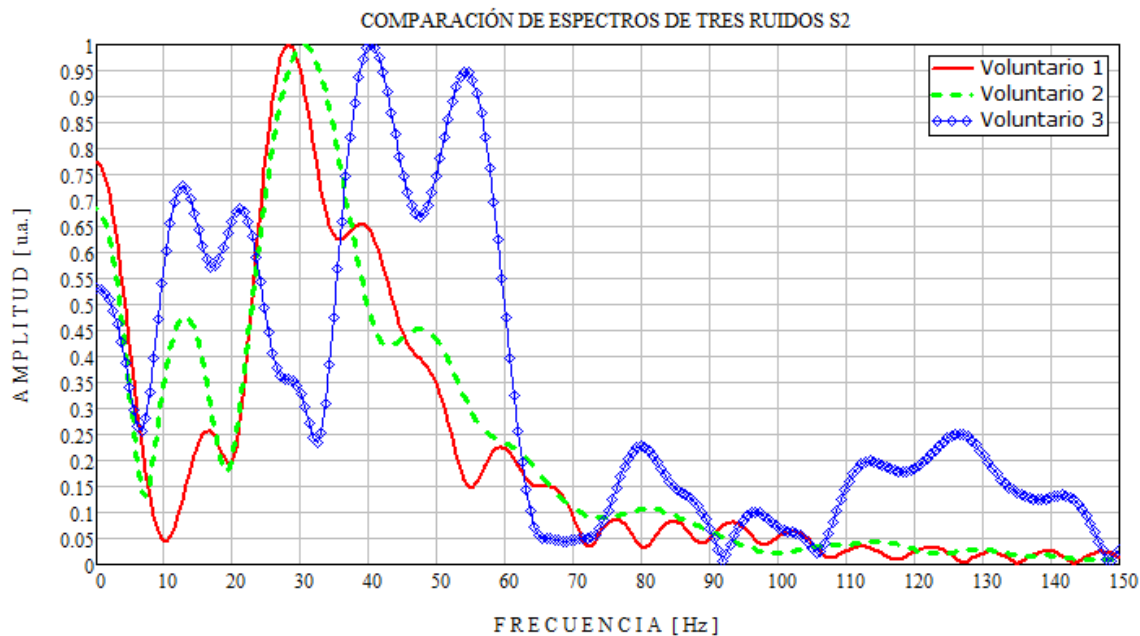


Figura 5.24: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S₂ de tres voluntarios. El voluntario 1 es varón y el voluntario 2 es mujer, ambos sin antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

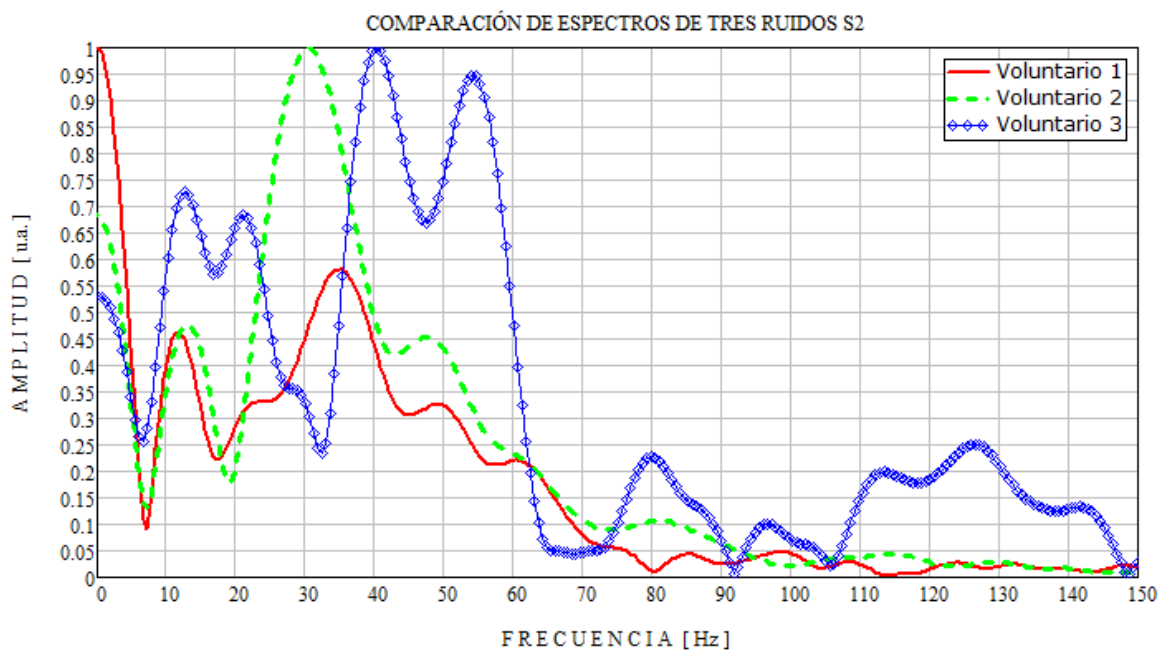


Figura 5.25: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S₂ de tres voluntarios. Los voluntarios 1 y 2 son mujeres sin antecedentes; el voluntario 3 presenta soplos sistólicos-diastólicos (Fig. 5.18).

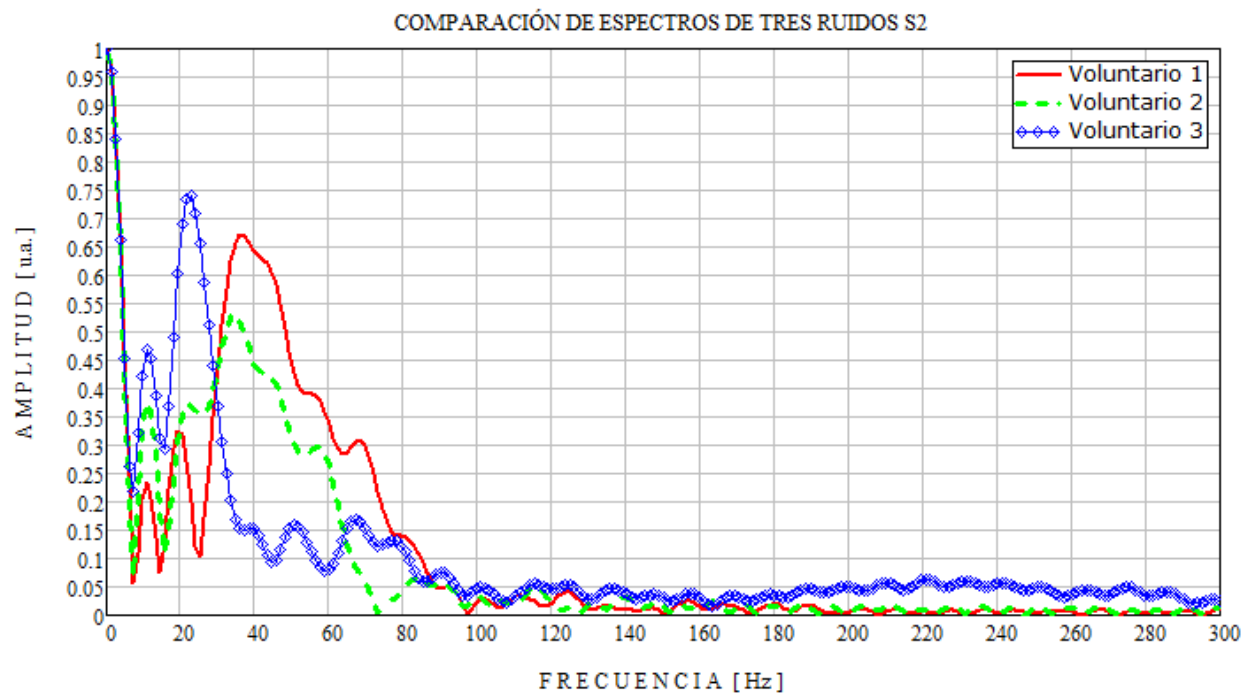


Figura 5.26: Comparación de los espectros de frecuencia correspondientes a un ruido cardíaco S₂ de tres voluntarios. El voluntario 1 es varón y el voluntario 2 es mujer, ambos sin antecedentes; el voluntario 3 es un paciente con implante valvular cuyo segundo ruido cardíaco aislado S₂ se muestra en la figura 5.27.

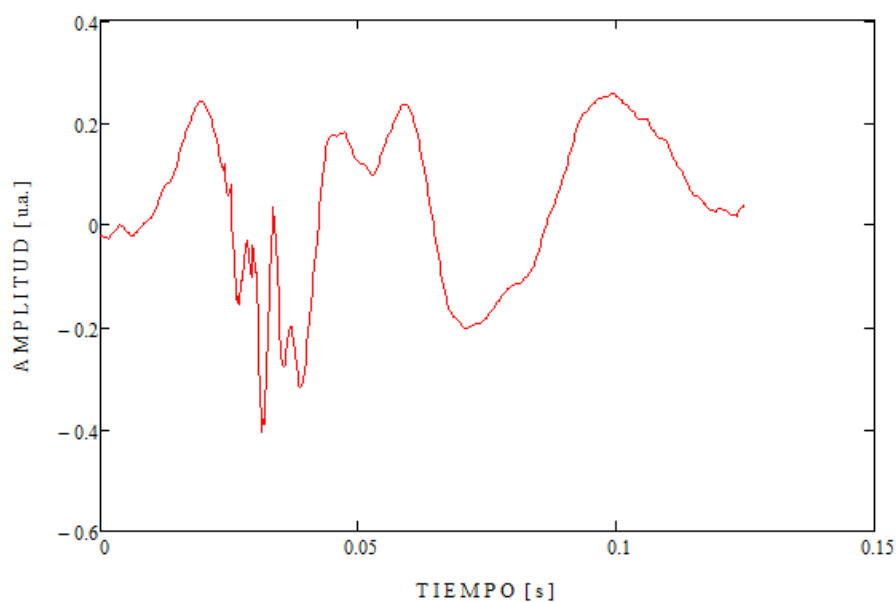


Figura 5.27: Se muestra un segundo ruido cardíaco S₂ de un paciente con implante valvular.

6. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

El fonocardiógrafo o estetoscopio electrónico construido permitió obtener registros sonoros de voluntarios denominados fonocardiogramas. El tiempo de medición se fijó de una manera arbitraria en 10 segundos, mostrando ser adecuado ya que permite disponer de varias muestras de cada uno de los diferentes ruidos cardiacos para su análisis; este tiempo puede modificarse libremente para otros fines.

Nuestro método de análisis, a diferencia de otros métodos reportados en la literatura, consiste en seccionar el fonocardiograma obtenido para tomar, de manera independiente, cada uno de los ruidos cardiacos para su procesamiento de manera individual. Esto se realiza independientemente de la existencia de ruidos internos no deseables ocasionados por soplos o murmullos o ruidos debidos a implantes. Otra diferencia que hay que destacar es que el método de procesamiento elimina señales indeseables en el espacio de frecuencias que de otra manera enmascararía la información de interés. Esto se realiza mediante el centrado espacial del ruido cardiaco de interés que se ha aislado para su estudio.

El método de análisis que presentamos permitió comparar el ruido cardiaco seleccionado en el espacio real así como en el espacio de frecuencias, comparando los ruidos cardiacos S_1 o S_2 del registro con otros del mismo fonocardiograma, así como con otros de diferentes voluntarios.

Los resultados de todos los espectros mostraron una respuesta en frecuencia en un intervalo comprendido entre los 20 Hz y los 150 Hz, en congruencia a lo reportado en la literatura. Como resultado preliminar, se compararon cualitativamente los espectros de frecuencia de tres ruidos cardiacos en un mismo voluntario demostrando que los espectros presentan

reproducibilidad por intervalos de frecuencia. Así, con todos los voluntarios sin antecedentes, para S_1 se pudo observar que la mayor parte de la energía emitida se concentra en el intervalo comprendido entre los 20 Hz a los 60 Hz y para S_2 en el intervalo de 20 Hz a 80 Hz.

En contraste, para el caso de un paciente con soplos la energía se concentra de manera diferente. Para S_1 el intervalo se desplaza a la región comprendida entre los 40 Hz a 100 Hz; para S_2 la energía se distribuye en tres intervalos. La mayor parte queda comprendida entre 35 Hz a 60 Hz; otra parte, de menor energía queda entre los 70 y 90 Hz. Finalmente, otra parte de energía se desplaza hasta el intervalo de 110 a 150 Hz.

Para el caso del paciente con implante valvular, la energía también se concentra de manera diferente en el caso de S_2 , la mayor parte se concentra entre los 20 y 40 Hz y el resto de la energía se distribuye hasta los 300 Hz.

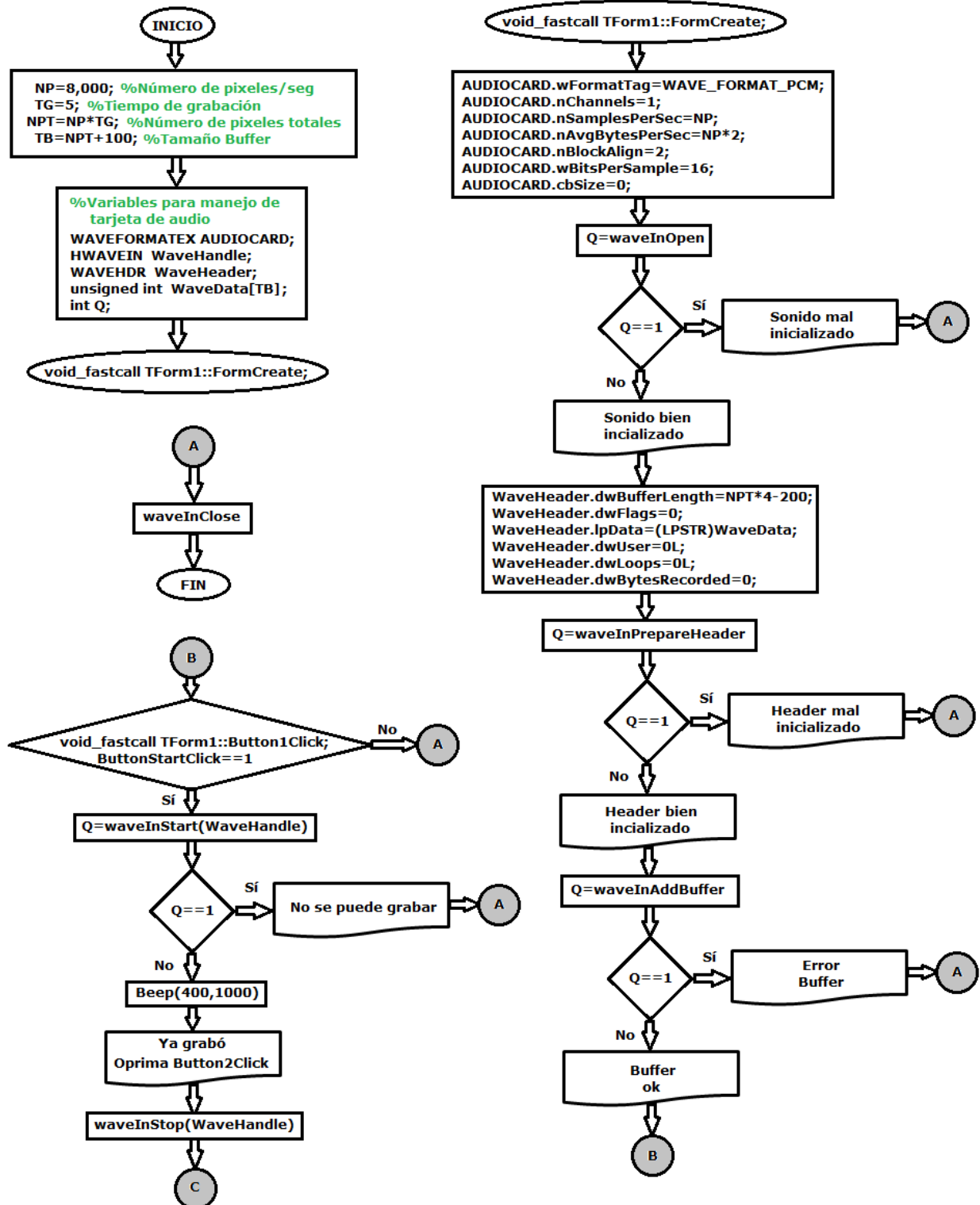
De los resultados obtenidos, puede observarse que el dispositivo construido y el método de análisis propuesto pueden ser utilizado para monitoreo y seguimiento de problemas cardiacos. Dada la reproducibilidad de los resultados es posible realizar un seguimiento periódico de las señales espectrales de un paciente permitiendo vaticinar, de una manera muy sencilla inclusive en el consultorio médico, algún problema en el estado de salud cardiovascular de un paciente. El método propuesto permite sugerir que existe potencial para correlacionar estados de salud presentes (debido a sus espectros de frecuencia) y posiblemente futuros en un paciente.

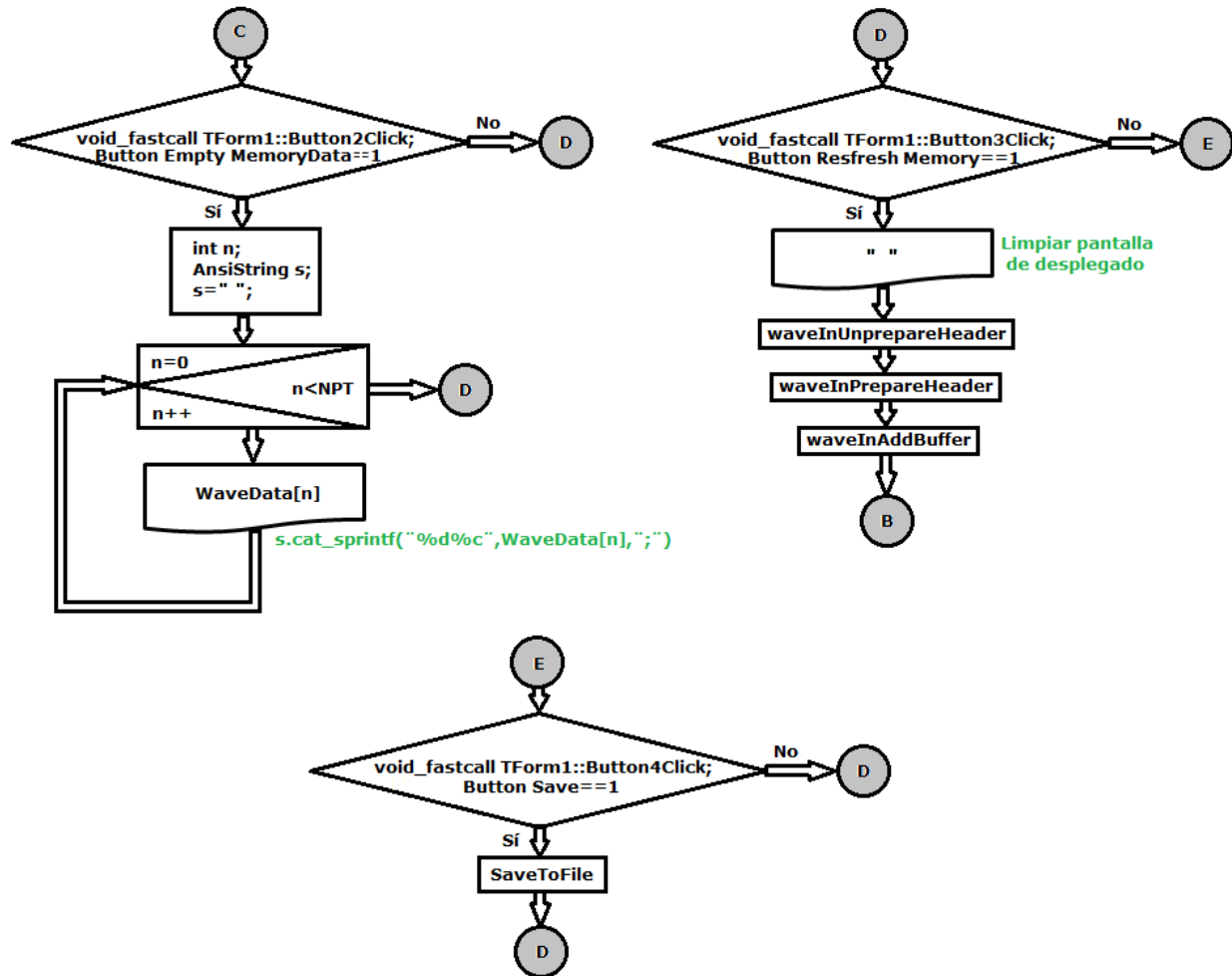
Como trabajo a futuro, se deben realizar comparaciones entre un grupo mayor de voluntarios y pacientes, esto bajo nuevos y estrictos protocolos de medición, en los que exista control de diversas variables inherentes al estudio con personas, como por ejemplo el efecto de la respiración, del peso, de la posición de la persona y del lugar de medición del cuerpo humano. Nuestros resultados orientan en el sentido de que, con nuestro sistema, se

pueden detectar espectros de frecuencia diferentes entre un paciente y cualquier otra persona en estudio. Como un ejemplo cuantitativo, al realizar una prueba de bondad de ajuste y comparar los máximos relativos de los espectros se observa que existe diferencia estadística entre los espectros frecuenciales de un voluntario sano y de uno con soplo o con implante valvular.

Como última perspectiva, cabe mencionar que los componentes del estetoscopio electrónico pueden adaptarse a un solo gabinete de menores dimensiones y el siguiente paso inmediato es el desarrollo de la adquisición y visualización de datos en tiempo real.

7. APÉNDICE A





En el algoritmo anterior se han omitido los parámetros de las siguientes funciones (ver referencia [33]): void_fastcall TForm1::FormCreate, waveInOpen, waveInClose, waveInPrepareHeader, waveInUnprepareHeader, waveInAddBuffer, void_fastcall TForm1::Button1Click, void_fastcall TForm1::Button2Click, void_fastcall TForm1::Button3Click, void_fastcall TForm1::Button4Click y SaveToFile.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. S. Reddy, R. Salerni and J. A. Shaver, "Normal and abnormal heart sounds in cardiac diagnosis: II. Diastolic sounds," *Curr Probl Cardiol*, vol. II, no. 10, pp. 1-55, 1985.
- [2] S. Mangione and L. Z. Nieman, "Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees: a comparison of diagnostic proficiency," *JAMA*, vol. 9, no. 278, pp. 717-722, 1977.
- [3] C. E. Lok, C. D. Morgan and N. Ranganathan, "The accuracy and interobserver agreement in detecting the 'gallop sounds' by cardiac auscultation," *Chest*, no. 114, pp. 1283-1288, 1998.
- [4] A. A. Luisada and P. M. Shah, "Controversial and changing aspects of auscultation, III. Diastolic sounds IV. Intervals V. Systolic sounds," *Amer. J. Cardiol.*, vol. 2, no. 13, pp. 243-262, 1964.
- [5] M. Maurice , A. Braunwald and E. Braunwald, "The splitting of the second heart sound in normal subjects and in patients with congenital heart disease," *Circulation*, vol. XXV, pp. 328-344, 1962.
- [6] J. Anthony, J. Bonner, N. Harvey, S. Tavel and M. E. Tavel, "Assessing the Severity of Aortic Stenosis by Phonocardiography and External Carotid Pulse Recordings," *Circulation*, vol. XLVIII, pp. 247-252, 1973.
- [7] S. Booma Devi, D. Jia Yi, F. Bin Bin, F. Xiao Lei and D. Ming Chui, "Complexity and similarity analysis of heart sound for cardiovascular disease detection," *Biotechnology*, vol. 4, no. 10, pp. 316-322, 2011.
- [8] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Tratado de Fisiología Médica*, D.F.: McGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, S.A. de C.V., 2001.
- [9] DORLAND: *DICCIONARIO ENCICLOPÉDICO ILUSTRADO DE MEDICINA*, vol. I, Madrid: McGraw-Hill Interamericana de España, S.A.U., 2003, p. 225.
- [10] J. F. Guadalajara, *Cardiología*, 5a ed., D.F.: MÉNDEZ EDITORES, S.A. DE C.V., 2000.
- [11] F. D. Adams, *Physical Diagnosis*, 14th ed., Baltimore, MD: Williams & Wilkins, Co., 1958.
- [12] E. Braunwald, *Tratado de Cardiología*, 5a ed., D.F.: McGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, S.A. de C.V., 1999.
- [13] J. D. Echeverry, A. F. López and J. F. López, "Reconocimiento de valvulopatías cardiacas en señales de fonocardiografía empleando la transformada de Gabor," *Scientia et Technica*, vol. XIII, no. 34, pp.

139-143, Mayo 2007.

- [14] P. J. Bishop, "Evolution of the stethoscope," *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 73, pp. 448-456, June 1980.
- [15] S. Y. Tan, J. D. Yeow and M. E. Yeow, "Medicine in Stamps. René Laennec (1781-1826): inventor of the stethoscope.," *Singapore Medical Journal*, vol. 46, no. 3, p. 106, 2005.
- [16] M. D. Blafox, "MoHMA.org," Museum of Historical Medical Artifacts, [Online]. Available: <http://www.mohma.org/instruments/category/stethoscope/>. [Accessed 05 01 2012].
- [17] F. Weinberg, "The history of the stethoscope," *Canadian Family Physician*, vol. 39, pp. 2223-2224, October 1993.
- [18] R. C. Bowles, "Stethoscope". United States of America Patent 693,487, 18 Febrero 1902.
- [19] D. Littmann, "Stethoscope". United States of America Patent 3,276,536, 4 Octubre 1966.
- [20] "United States Patent and Trademark Office. An Agency of the Department of Commerce," [Online]. Available: <http://patft.uspto.gov/>. [Accessed 10 01 2012].
- [21] L. Eisenfeld, J. M. Hill and R. S. Adrezin, "ELECTRONIC STETHOSCOPE SYSTEM". United States Patent US 2009/0316925 A1, 24 12 2009.
- [22] M. A. Guion-Johnson and K. P. Madhusoodanan, "DETECTION OF CORONARY ARTERY DISEASE USING AN ELECTRONIC STETHOSCOPE". United States Patent US 7,520,860 B2, 21 04 2009.
- [23] L. Eisenberg and M. Eisenberg, "ELECTRONIC STETHOSCOPE SYSTEM AND METHOD". United States Patent 4,792,145, 20 12 1988.
- [24] W. L. Howell and C. F. Aldridge, "The Effect of Stethoscope-Applied Pressure in Auscultation: A New Instrument for Improving Discrimination," *Circulation*, vol. 3, no. 32, pp. 430-434, 1965.
- [25] H. Zimmermann, H. Møller, J. Hansen and D. Hammershøi, "Assessment of chest impedance in relation to Phonocardiography," in *Proceedings of 20th International Congress on Acoustics, ICA 2010*, Sydney, Australia, 2010.
- [26] R. Gray, S. Williams and K. Brownstein, Guía de estudio para el estudiante con problemas programados para complementar a Fundamentos de Física & Física de Halliday-Resnick, 1a ed., D.F.: Compañía Editorial Continental, S.A., 1974.
- [27] D. E. Hall, Basic Acoustics, 1st ed., New York: HARPER & ROW, PUBLISHERS, 1987.

- [28] R. Resnick, D. Halliday and K. S. Krane, Física, 4a ed., vol. 1, D.F.: COMPAÑÍA EDITORIAL CONTINENTAL, S.A.de C.V., 1996.
- [29] M. T. Heideman, D. H. Johnson and C. S. Burrus, "Gauss and the History of the Fast Fourier Transform," *The IEEE ASSP Magazine*, vol. 1, pp. 14-21, 1984.
- [30] H. P. Hsu, Análisis de Fourier, 1a ed., Edo. de México: Addison Wesley Longman de México, S.A. de C.V., 1998.
- [31] H. P. Hsu, Signals and Systems, 1th ed., J. Aliano, L. Young and M. Walker, Eds., New York: McGraw-Hill, 1995.
- [32] B. Orten, "PICK-UP HEAD FOR AN ELECTRONIC STETHOSCOPE". United States of America Patent 6,324,289 B2, 27 Noviembre 2001.
- [33] W. A. Steer, "Techmind," Octubre 2001. [Online]. Available: <http://techmind.org/wave/>. [Accessed 04 mayo 2011].