



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

Centro Interdisciplinario de Posgrados

Investigación y Consultoría

Departamento de Ingeniería

Doctorado en Ingeniería Biomédica

“Sistema de diagnóstico automatizado de afecciones cardiacas basado
en fonocardiogramas”

Tesis que para obtener el Grado de Doctor
en Ingeniería Biomédica

Presenta

Juan Carlos Colín Ortega

DIRECTOR DE TESIS

DR. AURELIO HORACIO HEREDIA JIMÉNEZ



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla
Centro Interdisciplinario de Posgrados
Investigación y Consultoría
Doctorado en Ingeniería Biomédica

Se aprueba la Tesis:

Sistema de diagnóstico automatizado de afecciones cardiacas
basado en fonocardiogramas

Comité Asesor

Dr. Aurelio Horacio Heredia Jiménez
Director de Tesis

Dr. Juan Manuel López Oglesby

Puebla, México.

Dr. Manuel González Pérez
9 de mayo de 2013

Contenido.

1	Problemática del diagnóstico de enfermedades cardiacas.	8
1.1	El entorno y el problema.	8
1.2	Objeto de estudio.	10
1.3	Propósito y alcance del proyecto.	12
2	Aspectos bioéticos de la instrumentación médica asistida por computadora.	14
2.1	El enfoque ético en la medicina.	14
2.2	Visión ética de la tecnología en la medicina.	15
2.3	Justificación ética de un instrumento médico.	16
3	Fisiología Cardiovascular.	19
3.1	Estructuras y funciones básicas del corazón.	19
3.2	El ciclo cardiaco.	23
3.3	Perfil de presión cardiaca.	24
3.4	Curvas de presión-volumen ventricular.	26
3.5	Sistema cardiaco de conducción eléctrica.	28
3.6	Fisiología del sonido cardiaco.	29
3.7	Patrones anormales de sonidos del corazón.	32
3.7.1	Patrones causados por anomalías en las válvulas cardiacas.	33
3.7.2	El Sonido del corazón como índice hemodinámico.	36
4	Principios de procesamiento de señales.	49
4.1	Procesamiento de señal.	49
4.1.1	Aproximación al procesamiento de señal.	50
4.1.2	Procesamiento digital de señales.	50
4.2	Aplicación del procesamiento de señal en la ingeniería biomédica.	52
5	Registro de la señal acústica cardiaca.	54
5.1	La Dinámica en la Fonocardiografía.	54
5.2	Espectro vibratorio de la señal PCG.	60
5.3	Filtro pasa banda versus filtro pasa alta.	64
5.3.1	La calibración en la fonocardiografía.	66
5.3.2	Investigación del ciclo cardiaco normal en bandas múltiples de frecuencia.	67
5.3.3	Bandas de vibración de alta frecuencia [500-1000 Hz y 1000-2000 Hz].	74
5.3.4	Trazo de frecuencia ultra baja (banda de frecuencia lineal).	76

5.3.5 Trazo de frecuencia media-baja [60-120 HZ].	76
5.3.6 Trazos de frecuencia media y alta [120-240 Hz y 240-480].	77
5.3.7 El mecanismo de producción de los tonos cardiacos.	78
5.4 Principios de transducción estetoscópica.	79
5.4.1 El transductor electroacústico o micrófono.	79
5.4.2 Acoplamiento acústico.	83
6 Principios de modelado matemático.	86
6.1 Modelado e identificación de sistemas físicos.	86
6.2 Principios generales de modelado.	87
6.3 Tipos de modelos matemáticos.	87
6.4 La conservación de la energía, base general del modelado.	88
7 Técnicas de procesamiento y análisis de señales fonocardiográficas.	90
7.1 Principios de manejo de señales en Fonocardiografía.	90
7.2 Técnicas de reducción de ruido y filtrado de señal.	93
7.3 Análisis con Wavelets.	94
7.4 Análisis de Fourier.	96
7.4.1 Las Wavelets y el análisis de Fourier.	98
7.5 Análisis espectral de señales PCG.	99
7.6 Estimación espectral de Fonocardiogramas.	100
7.7 Método no paramétrico para la estimación espectral de Fonocardiogramas.	102
7.8 Efecto del muestreo en las señales.	104
8 Modelo de vibración acústica cardiaca.	105
8.1 Revisión de las características de la señal PCG.	105
8.2 Modelado del sonido cardiaco S1.	107
8.4 Modelado de los sonidos cardiacos anormales S3 y S4.	110
8.5 El sonido por flujo turbulento alrededor de las válvulas del corazón.	112
8.6 Propuesta del modelo de generación de sonido en el corazón humano.	116
8.6.1 Función de presión auricular.	118
8.6.2 Función de presión ventricular.	118
8.6.3 Presión aórtica y presión de arteria pulmonar.	118
8.6.4 Cierre de la válvula mitral o tricúspide.	119
8.6.5 Apertura de la válvula aórtica o pulmonar.	119
8.6.6 Cierre de la válvula aórtica o pulmonar.	119
8.6.7 Chorro inverso en la válvula mitral o tricúspide.	120

8.6.8 Chorro en la válvula mitral o tricúspide.	120
8.6.9 Chorro inverso en la válvula aórtica o pulmonar.	120
8.6.10 Chorro en la válvula aórtica o pulmonar.	121
8.6.11 Superposición de sonidos.	121
9 Simulador de la vibración acústica cardiaca.....	122
9.1 Conceptualización del simulador.	122
9.2 La clase generadora de vibraciones.	123
9.3 La clase controladora de eventos en las válvulas cardiacas.	124
9.4 La clase que calcula las presiones cardiacas en medio corazón.	127
9.5 La clase para manejar fonocardiogramas.	128
9.6 La interfaz con el usuario.	129
9.7 Ejemplos de simulación de sonido cardiaco.....	130
9.7.1 Fonocardiograma de un latido mostrando todos los sonidos y soplos.	130
9.7.2 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula mitral.	131
9.7.3 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula aórtica.	132
10 Resultados y conclusiones generales.....	133
10.1 Conclusiones técnicas del proyecto.....	133
10.1.1 Conclusiones específicas de acuerdo con los objetivos planteados.	133
10.1.2 Procesamiento de señal fonocardiográfica basado en modelos.....	134
10.1.3 Conclusión general.	135
10.2 Prospectiva de la fonocardiografía.	135
10.2.1 Marcapasos cardiaco por detección acústica.	136
10.2.2 Monitoreo fisiológico de presión sanguínea con Fonocardiografía.	136
10.2.3 Medición automatizada de presión arterial basada en PCG.	139
10.2.4 Extracción y estimación de tiempos de tránsito de pulso cardiaco.	141
10.2.5 Hemodinámica y la modulación de intervalos de tránsito.....	141
Referencias.	143

Índice de figuras.

Figura 1 Diversos enfoques en el estudio de la Fonocardiografía. Se puede observar circundado en rojo, el punto de mayor interés del presente trabajo.	11
Figura 2 Estructura interna del corazón comparada con la representación esquemática de una bomba de pistón.	20
Figura 3 Eventos del ciclo cardiaco que ocurren en el ventrículo izquierdo.....	22

Figura 4 Vista sincronizada de eventos del ciclo cardiaco: eléctricos, mecánicos, acústicos y de presión.....	25
Figura 5 Diagrama esquemático de la curva de presión volumen del ventrículo izquierdo.	27
Figura 6 Conducción eléctrica cardiaca. Lado derecho: sistema de conducción eléctrica cardiaca, morfología y temporización de los potenciales de acción de las diferentes regiones del corazón. Lado izquierdo: señal ECG correspondiente, medida en la superficie.	29
Figura 7 Diagrama de presión del ventrículo izquierdo (LV) y la aurícula izquierda (LA) con el trazo del sonido del corazón mostrando los soplos relacionados con el trastorno de estenosis aórtica (AS).	33
Figura 8 Eventos del ciclo cardiaco para el problema de estenosis de la válvula mitral. Arriba: el pulso de la arteria carótida. Abajo: El soplo de estenosis mitral (MSM) y el soplo sistólico precoz (ES).	33
Figura 9 René Théophile Hyacinthe Laennec, el inventor del estetoscopio (Fotografía cortesía de la US National Library of Medicine).	40
Figura 10 Electrocardiograma, fonocardiogramas de baja y alta frecuencia, pulso carotídeo, cardiograma apical, y estados lógicos (alto-abierto) de las válvulas del corazón izquierdo: mitral y aórtica, y de las válvulas del corazón derecho: tricúspide y pulmonar.	43
Figura 11 Sitios principales de auscultación cardiaca usados para adquirir el sonido del corazón, como se indica por la Asociación Americana del Corazón. (Ref: AHA, 1987)	44
Figura 12 Diversos defectos en las estructuras y válvulas cardiacas son la causa principal de los soplos y sonidos anormales del corazón.	45
Figura 13 Conceptos de procesamiento analógico y digital.	51
Figura 14 Diagrama de bloques del procesamiento y análisis asistido por computadora, de señales biomédicas en general.	53
Figura 15 Trazo fonocardiográfico de 8 formas de onda de sonidos S1-S2 sucesivos.	56
Figura 16 Grabación de señales PCG con diferentes tipos de filtrado.	56
Figura 17 Nivel de energía de la señal PCG para frecuencia de 100-200 Hz con la línea de fase de 0-25 rad y rango de ganancia del amplificador PCG de 2 mV, obsérvese que la energía máxima ocurrió con poca diferencia de fase y gran amplitud.	57
Figura 18 Rango de espectro audible de la señal fonocardiográfica.	59
Figura 19 Ecocardiograma de la dinámica de las válvulas cardiacas y la dinámica del flujo de sangre a través de ellas.	60
Figura 20 Rangos de frecuencia y niveles de energía de los sonidos y soplos cardiacos audibles.	62
Figura 21 Nivel de presión del sonido fonocardiográfico en el espectro de aplicación clínica.	63
Figura 22 Sistema de estetoscopio electrónico con capacidad de almacenar y registrar trazos fonocardiográficos. [Ref: Cardionics Inc., USA]	66
Figura 23 Analizador fonocardiográfico automatizado que se basa en la ecualización acústica multicanal. Este módulo se usa también como un simulador para entrenamiento de auscultación cardiaca. [Cardionics Inc. para estetoscopio digital]	69
Figura 24 Registro fonocardiográfico de sujeto joven normal.	70
Figura 25 Diagrama 3D de la estructura de un micrófono típico y su circuito eléctrico equivalente.	80
Figura 26 Sección transversal de un micrófono de condensador utilizado en la adquisición de sonidos fonocardiográficos.	81

Figura 27 (arriba) Diagrama esquemático de los circuitos equivalentes que representan al sistema de micrófono cardiaco; (abajo) Circuito lineal simplificado del micrófono cardiaco capacitivo.....	83
Figura 28 Análisis de Fourier de señal fonocardiográfica mediante la FFT.	98
Figura 29 Transformada discreta de Fourier (DFT), sistema basado en el análisis de Fourier para señales de tiempo continuo.....	103
Figura 30 Ciclo típico de procesamiento de la señal de Fonocardiografía.....	106
Figura 31 Espectrograma de una señal PCG adquirida de un paciente con estenosis mitral (EM).	109
Figura 32 La transformada de Fourier de una señal PCG muestra la variación de amplitud a lo largo de un amplio espectro de frecuencia de oscilación.	112
Figura 33 Espectro de potencia de dos señales PCG diferentes que muestran sus diferentes contenidos de componentes de frecuencia.....	112
Figura 34 Diagrama de las interrelaciones de los eventos acústicos cardiacos con las presiones auricular, ventricular y arterial del corazón izquierdo.....	117
Figura 35 Pantalla del simulador antes de generar los fonocardiogramas.	130
Figura 36 Fonocardiograma de un latido mostrando todos los sonidos y soplos.	131
Figura 37 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula mitral.	131
Figura 38 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula aórtica.....	132
Figura 39 Procedimiento de medición de presión arterial oscilométrica que se integra con fonocardiografía para optimizar la medición de presión de sangre no invasiva.	138
Figura 40 Procesamiento de señal de Fonocardiografía utilizada en diversas aplicaciones clínicas cardiovasculares.	140

1 Problemática del diagnóstico de enfermedades cardiacas.

1.1 El entorno y el problema.

Las señales biomédicas son registros espaciales, temporales o espacio-temporales de eventos tales como el latido del corazón o la contracción de un músculo. La actividad eléctrica, química o mecánica que ocurre durante estos eventos biológicos frecuentemente produce señales que pueden ser medidas y analizadas. En consecuencia las señales biomédicas o bioseñales contienen información que puede ser utilizada para explicar los mecanismos fisiológicos subyacentes en un evento o un sistema biológico específico. El procesamiento de este tipo de señales posee unas características especiales basadas en la propia complejidad del sistema en estudio, ya que serán necesarios en la mayoría de los casos métodos y técnicas no invasivas para su medida. La representación de las señales biomédicas de forma electrónica facilita el procesado y análisis de los datos. Los principales objetivos del procesamiento y análisis de estas señales son la adquisición de información, diagnóstico, monitorización, terapia y control y evaluación.

La Fonocardiografía es el registro de los sonidos cardiacos desarrollada para mejorar los resultados obtenidos con el estetoscopio acústico tradicional. Mediante el

fonocardiograma (PCG por sus siglas en Inglés), las ondas sonoras procedentes del latido cardíaco pueden ser captadas, registradas, medidas y representadas gráficamente usando la instrumentación adecuada. El fonocardiograma permite documentar la temporización, intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono, timbre y localización precisa de las diferentes componentes del sonido cardíaco, de una forma objetiva y repetible.

El método tradicional de la auscultación de los sonidos cardíacos es aún la primera herramienta básica de análisis que se aplica para la evaluación del estado funcional del corazón, y el primer indicador para remitir el paciente a un especialista. En la auscultación del corazón, el médico intenta identificar y analizar separadamente los diferentes ruidos que componen el sonido cardíaco, realizando después una síntesis de las características extraídas. La importancia de la auscultación cardíaca se ha mantenido desde la década de los 50 hasta principios de los 80. Durante este lapso, se dilucidaron los mecanismos íntimos de los ruidos y soplos cardíacos, así como las correlaciones precisas entre sonido, presión, movimiento y flujo, todo ello apoyado por estudios basados en ecocardiografía modo M y en cateterismos cardíacos. En aquella época, el clínico entrenado podía alcanzar un diagnóstico definitivo inmediatamente, a la cabecera del paciente, tras una exploración y auscultación concienzuda.

La aplicación de las técnicas de registro, visualización y procesamiento del PCG es la clasificación de los hallazgos auscultatorios en categorías diagnósticas. Por citar unas pocas, entre las patologías cardíacas que pueden ser detectadas a través del PCG se encuentran: estudio de las alteraciones de la distensibilidad ventricular (disfunción diastólica), fonocardiografía de los procesos que afectan al pericardio, estudio de cardiopatías congénitas, diagnóstico de soplos inocentes (especialmente en pediatría), seguimiento de pacientes portadores de prótesis valvulares cardíacas, detección de estenosis mitral, regurgitación mitral, estenosis aórtica, estenosis pulmonar, esclerosis valvular, insuficiencia valvular mitral, cardiomiopatías obstructivas hipertróficas, fístulas coronarias y auriculoventriculares, entre otras.

Debido a su complejidad, originada por las variaciones de tiempo y frecuencia, así como por la edad, la patología del paciente y la fecha de toma de la muestra; analizar una señal biomédica presenta cierto grado de dificultad, lo que complica la detección de alteraciones en dichas señales; y por ende se obstaculiza el pronto diagnóstico de ciertas

enfermedades [1]. Como ejemplo específico se puede mencionar que la fonocardiografía, que es el estudio de los ruidos cardiacos, ha caído en desuso por el gran poder diagnóstico de los estudios electrocardiográficos y ecocardiográficos, razón por la cual actualmente hay pocos expertos en la interpretación de las señales acústicas del corazón humano.

1.2 Objeto de estudio.

Los sonidos del corazón resultan de la combinación de los eventos dinámicos asociados con la contracción y relajación de aurículas y ventrículos, movimiento de válvula y flujo de sangre. Pueden ser escuchados en el pecho mediante un estetoscopio, dispositivo usado comúnmente para revisión y diagnóstico en la atención médica de primer contacto. El arte de evaluar las propiedades acústicas de los sonidos y murmullos del corazón, incluyendo la intensidad, frecuencia, duración, número y calidad, se conoce como auscultación cardiaca.

La auscultación cardiaca es uno de los medios más antiguos de evaluar la condición del corazón, especialmente el funcionamiento de las válvulas cardiacas. Sin embargo, la auscultación tradicional involucra un juicio subjetivo por parte de los clínicos, mismo que introduce variabilidad en la percepción e interpretación de los sonidos y por ello afecta la exactitud del diagnóstico.

Utilizando dispositivos electrónicos y de forma no invasiva se puede obtener un fonocardiograma (un registro gráfico del sonido del corazón) con el fin de lograr una interpretación más objetiva. En los primeros días, los dispositivos de fonocardiografía fueron usados de forma limitada para documentar los tiempos y las intensidades relativas de los componentes del sonido cardiaco. Mejoras subsecuentes en la microelectrónica analógica y digital en las últimas décadas, han conducido al desarrollo del estetoscopio electrónico y su función integradora. Estos estetoscopios electrónicos portables permiten a los clínicos aplicar a la vez la auscultación y la fonocardiografía de forma más efectiva. Los nuevos estetoscopios también abrieron posibilidades para la aplicación de procesamiento avanzado de señales y técnicas de análisis de datos en la diagnosis de enfermedades del corazón. La práctica de la auscultación cardiaca ha llegado a una nueva era [1].

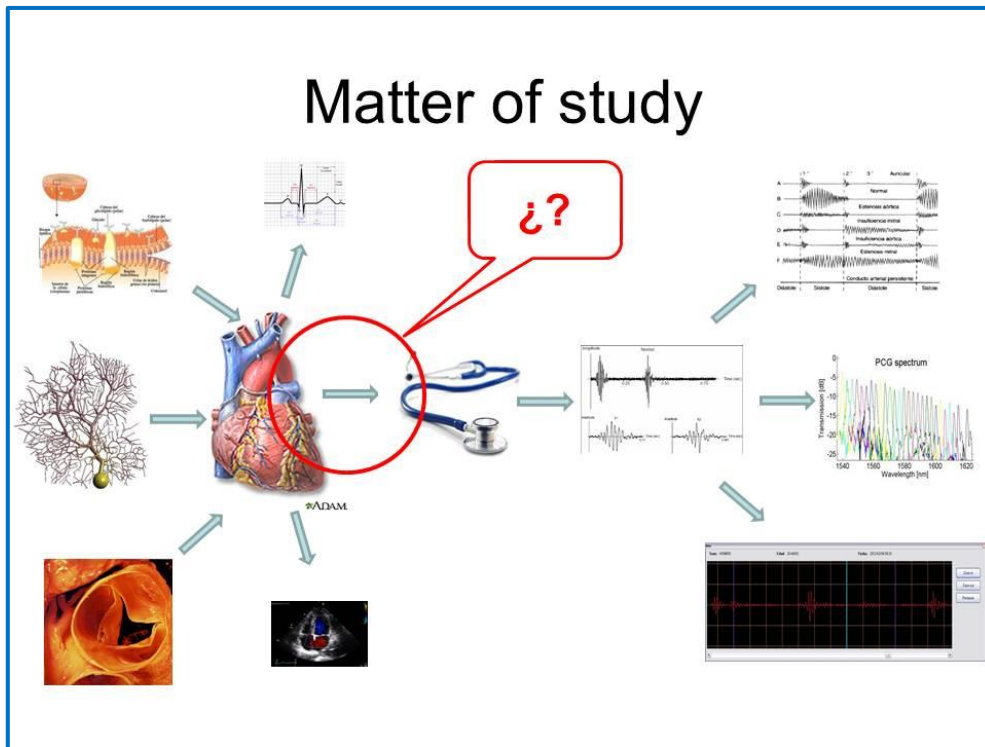


Figura 1 Diversos enfoques en el estudio de la Fonocardiografía. Se puede observar circundado en rojo, el punto de mayor interés del presente trabajo.

Existen avances importantes en la investigación relacionada con la biología celular del miocardio, la función neuromioeléctrica, la anatomía y fisiología del miocardio y las válvulas cardíacas, también en la recolección del sonido, su almacenamiento, su visualización y su procesamiento digital e incluso aplicaciones de inteligencia artificial para detectar patrones en los fonocardiogramas. No obstante, se observa escasez de estudios en lo referente a la generación del sonido de forma específica. En la figura 1 pueden observarse estos aspectos del estudio y se resalta el centro de atención que conforma el objeto de estudio principal de este proyecto de investigación. Para estudiar la fonocardiografía es necesario conocer los campos del modelado de señales biomédicas dinámicas y de la identificación de sistemas que incluye el análisis matemático adicional y el modelado de la operación de estetoscopios. Los diferentes y nuevos métodos y algoritmos de análisis para la evaluación dinámica de señales acústicas cardíacas como el fonocardiograma, ayudarán a los investigadores a comprender mejor la naturaleza de la señal PCG y su papel en el diagnóstico clínico integral de cardiomiopatías.

1.3 Propósito y alcance del proyecto.

Se ha mencionado ya que la fonocardiografía ha caído en desuso como herramienta de diagnóstico y también que los médicos han perdido habilidades de auscultación. El propósito de este trabajo es contribuir a darle un nuevo valor a la vieja técnica de la fonocardiografía. Para esto se establece la siguiente pregunta de investigación que se contestará con el desarrollo de esta investigación: ¿Cómo se relacionan, matemática o computacionalmente, las características anatómico fisiológicas del corazón humano con la forma de un fonocardiograma durante un latido no patológico?

La limitación del alcance hasta solamente un latido no patológico es porque se considera una etapa inicial pertinente para que a partir de ahí pueda avanzarse en la sofisticación del modelo. Entonces el objetivo general es construir el modelo matemático de la vibración acústica del corazón humano. Los objetivos específicos que es necesario cumplir son los siguientes:

- Revisar el estado de la técnica de la fonocardiografía,
- Desarrollar un sensor acústico para muestras de sonido cardiaco,
- Desarrollar un visualizador de la señal acústica cardiaca,
- Identificar los eventos generadores de sonido durante el latido cardiaco,
- Documentar el modelo de generación acústica,
- Desarrollar un simulador capaz de generar el fonocardiograma con base en el modelo propuesto.

Para abordar el objeto de estudio es necesario estudiar lo que puede designarse como Fonomecanocardiografía. Este término se compone de los siguientes vocablos:

- | | |
|--------|--------------------------------------|
| Fono | que significa sonido, |
| Mecano | que significa mecanismo, |
| Cardio | que significa corazón, |
| Grafía | que significa representación visual. |

La fonocardiografía integra la aplicación de la fisiología cardiaca, el análisis mecánico de fluidos, la acústica, los transductores y la instrumentación electrónica, el procesamiento digital de señales, y las ciencias computacionales.

2 Aspectos bioéticos de la instrumentación médica asistida por computadora.

2.1 El enfoque ético en la medicina.

La medicina en su complejidad puede observarse presentando varias áreas de interés y estudio: la investigación científica, el desarrollo tecnológico de soporte, la organización de los servicios y la relación terapéutica entre el médico y el paciente. Desde el punto de vista de la bioética puede buscarse un punto en donde confluyen las problemáticas éticas de las mencionadas áreas y parece que ese punto es el momento de la asistencia profesional paciente pues la investigación reflejada en el currículo didáctico del futuro médico, el diseño de los servicios clínicos y hospitalarios, así como la aplicación de la ciencia y la tecnología tienen como finalidad última ofrecer un apoyo al enfermo en la persona del médico y de las personas que trabajan en el ámbito de la salud, diagnosticando y curando, rehabilitando y asistiendo [2].

El desarrollo y progreso de la medicina hace que hoy se hable de ciencias médicas y biomédicas más que de medicina simplemente. En los últimos cincuenta años se observó el surgimiento de nuevas especialidades como la medicina nuclear, la genética y la radiología por mencionar algunas, que son indicativos del grado de especialización al que se ha llegado. Esta subdivisión acendrada de la ciencia y del quehacer médico conlleva problemas no solamente de orden didáctico o epistemológico sino también de orden ético. Un ejercicio humano de la medicina implica un sentido orientado a la persona. Lo que puede estarse debilitando es la concepción holística del paciente, su entorno y su historial.

Una anécdota que pone de manifiesto este problema es aquella del médico denominando el caso que le atañe, más que el conocimiento del sujeto (por ejemplo: “la apendicitis de la cama tres”). El corazón humano puede estudiarse desde diversos puntos de vista como el patológico, el anatómico, el fisiológico, el bioquímico, el hidrodinámico, el mioeléctrico, etc., integrando conocimiento de las disciplinas involucradas. Esto no sería suficiente para lograr una comprensión cabal del corazón si no se toman en cuenta las interrelaciones con los sistemas orgánicos del paciente, con su persona misma, sus actividades, su presente y su pasado. De esta forma puede llegar a explicarse un infarto solo desde alguno de los puntos de vista, por ejemplo el mecanicista, describiéndolo como si fuera el desgaste y la falla de una bomba pero falta relacionarlo con otras condiciones como las psiconeurológicas y el estrés al que el paciente está sometido en su medio ambiente. De ahí que se requieren datos adicionales, algunos lógicos y cercanos como niveles de triglicéridos y otros no tan cercanos como el régimen alimenticio y las condiciones laborales del sujeto. Y puede pensarse en llegar más allá en la comprensión total del paciente conociendo sentimientos y desarrollo humano en niveles más elevados de modelos como el de la pirámide de Maslow [3]. Un problema adicional que surge del hecho de que el paciente tiene varios médicos atendiéndolo y de la dificultad para entender las explicaciones superespecializadas de los padecimientos, es el riesgo de que renuncie a sus propias obligaciones en el cuidado de su propia salud, esto es, que sienta que es objeto y no sujeto del cuidado y atención médica.

2.2 Visión ética de la tecnología en la medicina.

La medicina debe una parte considerable de su progreso a los medios tecnológicos en campos diversos desde el diagnóstico hasta el quirúrgico, especialmente desde tiempos de Galileo hasta los días actuales. Pueden mencionarse algunas especialidades ligadas imprescindiblemente a la tecnología como la microbiología y la genética entre otras. Se pensó que la tecnología reduciría el tiempo de diagnóstico permitiendo al médico una mejor relación con el paciente, pero la experiencia ha mostrado una reacción diferente. Al paciente se le piden los resultados de sus estudios o análisis y se genera una despersonalización de la enfermedad, desligada de la historia, del ambiente donde surge.

Por otra parte existe la tentación de hacer todo lo que se puede hacer sin reflexionar el para qué se hace algo y más aún el para quién se hace. Tampoco hay que olvidar los aspectos económicos en la fabricación de equipo e instrumental médico que a veces está sujeta a consideraciones de mercado en donde los fabricantes tratan de sacar de uso los modelos anteriores con fines de lucro. Cuanto más se utilizan los medios tecnológicos, más debe fortalecerse y darle significado a la relación entre el médico y el paciente pues ningún artefacto es infalible y más aún, ningún artefacto detecta el fondo de la enfermedad ni la profundidad humana del paciente [2].

2.3 Justificación ética de un instrumento médico.

El contar con la capacidad, la creatividad y las técnicas de la ingeniería, no es razón suficiente para decidir desarrollar instrumentos que se aplicarán en el cuidado de la salud humana. Para el científico y el tecnólogo surge la exigencia ética de considerar al mismo tiempo la verdad de la ciencia experimental, junto con la verdad total del hombre y respetar ambas verdades. A continuación se enuncian algunos principios de la bioética concernientes a la intervención del hombre sobre la vida humana en el campo biomédico [3].

El principio de defensa de la vida física. La vida del hombre no es algo extrínseco a la persona misma sino que es su valor fundamental. No es su única esencia pero sí es una característica imprescindible, se dice que es coesencial. En este ámbito de defensa de la vida humana se incluye la defensa de la salud humana convirtiéndose entonces en un derecho a la salud y se puede afirmar que existe la obligación moral de defender y propiciar

la salud para todos los seres humanos en proporción a la urgencia de sus necesidades. La constitución de la organización mundial de la salud establece el siguiente criterio de igualdad entre los pueblos y sus ciudadanos:

“La posesión del mejor estado de salud del que cada uno es capaz, constituye uno de los derechos fundamentales de todos los hombres, cualquiera que sea su religión, raza u opinión política, al ser la salud de todos los pueblos condición fundamental para la paz del mundo” [5].

El desarrollo de un instrumento clínico no invasivo no pone en riesgo la vida, no es sobre esto que puede discutirse de forma pertinente sino como un instrumento que puede ayudar en la defensa de la salud.

El principio de libertad y responsabilidad. El origen del acto ético es precisamente la libertad y la responsabilidad. Según los expertos, el derecho a la vida está antes que el derecho a la libertad. Esta afirmación da origen a muchos problemas y dilemas en el campo de la ética médica, basta mencionar por ejemplo el tema del derecho a la eutanasia. La presente investigación sobre fonocardiografía se inserta en el campo de la instrumentación no invasiva por lo que no se acerca a este tipo de discusión.

El principio de totalidad o terapéutico. Este principio se fundamenta en el hecho de que el cuerpo humano es un todo compuesto de partes unificada sí, pero subordinadas a la existencia personal. Extirpar una parte del cuerpo se justifica moralmente o incluso está obligado porque ese corte es necesario para proteger el organismo, de ahí el nombre de principio terapéutico. Dentro de este principio se consideran también los casos de correr riesgos para salvaguardar a la persona, como la extirpación riesgosa de un tumor. Un instrumento no invasivo no se acerca a esta temática.

El principio de sociabilidad y subsidiariedad. Tiene que ver con socializar la medicina. Cada uno de los ciudadanos debe comprometerse a considerar su propia vida y la de los demás como un bien que no es solamente personal sino social y se compromete con la comunidad a cuidar de la salud de todos y cada uno de sus semejantes. En este principio se analiza y justifica la donación de órganos por ejemplo, y la creación de obras asistenciales. Los instrumentos derivados de la técnica fonocardiográfica asistida por computadora buscan también ser accesibles a una mayor parte de la población especialmente de las zonas marginadas del mundo.

3 Fisiología Cardiovascular.

3.1 Estructuras y funciones básicas del corazón.

El corazón es uno de los órganos más importantes del cuerpo humano. Se encarga de bombear sangre sin oxígeno a los pulmones en donde tiene lugar el intercambio de bióxido de carbono por oxígeno ($\text{CO}_2\text{-O}_2$) y de bombear la sangre oxigenada hacia todo el cuerpo. Anatómicamente, el corazón se divide en lado izquierdo y lado derecho, ambos lados separados por el septum. Cada lado se divide a su vez en dos cámaras: la aurícula y el ventrículo.

Como se ilustra en la figura 3, existen válvulas entre aurículas y ventrículos y entre los ventrículos y las principales arterias permitiendo que la sangre fluya en una sola dirección. Estas válvulas son la tricúspide, la mitral, la pulmonar y la aórtica. Las válvulas tricúspide y mitral son también llamadas válvulas auriculoventriculares pues dirigen la sangre de las aurículas hacia los ventrículos. Las partes componentes de cada válvula contribuyen al correcto funcionamiento de ellas, tanto los colgajos como las fuertes fibras llamadas cuerdas tendinosas que están insertadas fuertemente a los bordes libres de la válvula y a las superficies ventriculares contiguas que son como proyecciones en forma de dedo llamadas músculos papilares [2] [3].

El corazón puede ser clasificado desde un punto de vista hemodinámico como una bomba recíprocante simple. Los principios mecánicos de este tipo de bombas se ilustran en la figura 2. Las cámaras de bombeo tienen un volumen variable y puertos de entrada y

salida. Una válvula unidireccional en el puerto de entrada está orientada de forma tal que abre sólo cuando la presión en la cámara de entrada excede a la presión dentro de la cámara de bombeo. El brazo y el volante provocan que el diafragma se mueva hacia delante y hacia atrás. El volumen de la cámara cambia conforme el pistón se mueve causando que la presión aumente y disminuya. En el corazón, el cambio de volumen es el resultado de la contracción y relajación del músculo cardiaco que conforma las paredes ventriculares. Una rotación completa del volante resulta en un ciclo de bombeo. Cada ciclo incluye una fase de llenado y una fase de expulsión. La fase de llenado ocurre cuando el volumen de la cámara de bombeo está aumentando y absorbiendo fluido a través del puerto de entrada. Durante la fase de expulsión, el volumen de la cámara de bombeo está disminuyendo y el fluido es impulsado a través del puerto de salida. El volumen del fluido expulsado durante un ciclo de bombeo es llamado volumen stroke y el volumen de fluido bombeado cada minuto puede ser determinado multiplicando el volumen stroke por el número de ciclos de bombeo por minuto.

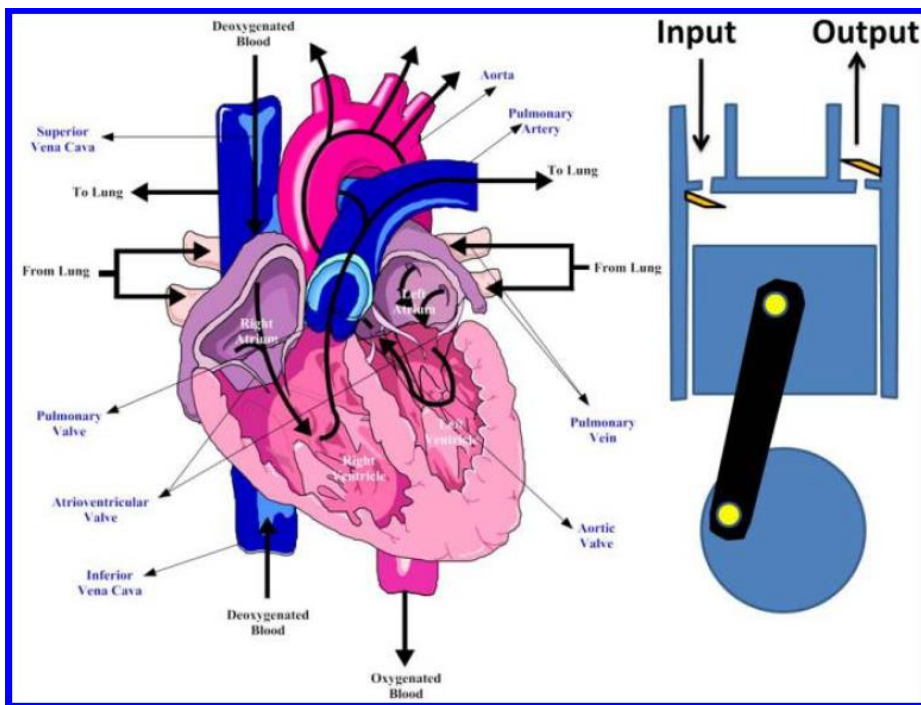


Figura 2 Estructura interna del corazón comparada con la representación esquemática de una bomba de pistón.

Las válvulas aórtica y pulmonar son conocidas como válvulas semilunares debido a la forma de su estructura que previene el flujo inverso de sangre desde las arterias aorta o pulmonar hacia los ventrículos. El corazón actúa como una bomba generando la presión requerida para completar la circulación arterial de la sangre. El proceso consiste de la actividad sincronizada de las aurículas y los ventrículos. Primero la aurícula se contrae (Sístole atrial) bombeando la sangre al interior de los ventrículos. Cuando las aurículas comienzan a relajarse (diástole atrial), los ventrículos se contraen para forzar la sangre hacia las arterias aorta y pulmonar (sístole ventricular). Entonces los ventrículos se relajan (diástole ventricular) hasta que ocurre nuevamente una sístole atrial en el siguiente latido. El proceso completo se conoce como ciclo cardiaco.

La figura 3 presenta las diferentes interacciones de la actividad eléctrica cardiaca, la interdinámica entre los diferentes sistemas involucrados, y las señales eléctricas que representan las diferentes actividades cardiacas. El sistema de conducción eléctrica es el principal control del ritmo cardiaco y está regulado por el sistema nervioso autónomo. La actividad eléctrica produce potenciales de acción que son conducidos a través del músculo cardiaco por un tejido especial y que pueden ser medidos desde la superficie del cuerpo utilizando electrocardiografía (ECG). La actividad eléctrica desencadena la contracción mecánica.

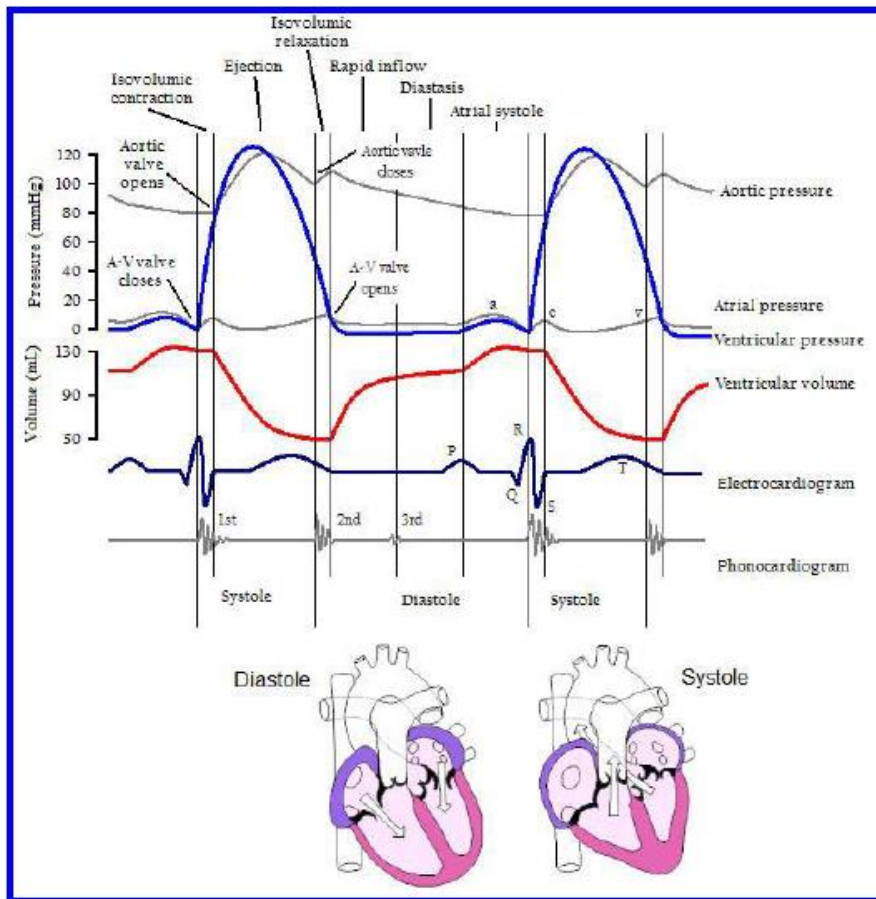


Figura 3 Eventos del ciclo cardiaco que ocurren en el ventrículo izquierdo.

La actividad mecánica del corazón abarca la contracción de células del miocardio, apertura y cierre de válvulas y flujo de sangre hacia y desde las cámaras cardiacas. Esta actividad es modulada por cambios en la contractilidad del corazón, las características de la pared de las cámaras, de las arterias y de los gradientes de presión que se generan. La actividad mecánica del corazón puede ser examinada mediante imágenes y videos ultrasónicos.

El flujo periférico de sangre en las arterias y venas también es afectado por las propiedades mecánicas del tejido. El flujo de sangre puede ser visualizado por ecocardiografía Doppler y la onda pulsátil puede ser capturada en una de las arterias periféricas. Los diferentes tipos de señales proporcionan varias piezas de información acerca de la actividad cardiaca. La integración de toda esta información puede conducir a una mejor habilidad para evaluar la condición del sistema cardiovascular. Los eventos detallados del ciclo cardiaco serán explicados en la siguiente sección.

3.2 El ciclo cardiaco.

El corazón se compone de dos bombas separadas, una en el lado derecho que suministra la circulación pulmonar y otra en el lado izquierdo que suministra la circulación sistémica. Los principios que regulan el flujo de entrada y salida de los ventrículos del corazón son de alguna manera diferentes de la acción de la bomba mecánica ilustrada, como en la figura. 3, que tiene un volumen de carrera fija. Las relaciones temporales entre la contracción ventricular y el flujo sanguíneo en el corazón se ilustran en la figura 3.2.

Cuando el músculo ventricular está relajado, un período conocido como la diástole, la presión en el ventrículo será menor que las presiones dentro de las venas y las aurículas ya que el ventrículo se relaja con las válvulas semilunares y las válvulas aurículoventriculares cerradas, haciendo que la sangre fluya hacia los ventrículos a través de las válvulas aurículoventriculares (mitral en el lado izquierdo y tricúspide a la derecha). El ventrículo relajado no puede crear una presión negativa para succionar sangre hacia él. En cambio, el tejido ventricular sólo puede ser distendido pasivamente con sangre bajo una presión positiva que debe generarse en las venas que alimentan el corazón. Debido a que el llenado ventricular está en proporción a la presión venosa, el volumen sistólico del corazón es muy variable.

Después del final de la diástole, las aurículas comenzarán a contraerse para empujar la sangre a través de la válvula de atrioventricular hacia el ventrículo, y porque no hay válvulas entre las aurículas y las venas, gran parte de la sangre auricular está realmente obligada a volver a las venas. Sin embargo, la contracción auricular impulsará sangre adicional a los ventrículos, provocando nuevos aumentos en la presión ventricular y el volumen. Aunque la contribución de la contracción auricular en condición normal de reposo del cuerpo puede ser insignificante, ésta puede aumentar sustancialmente el llenado ventricular durante el ejercicio y alta frecuencia cardiaca cuando el tiempo de llenado diastólico se ve reducido o hay necesidad de gasto cardiaco adicional. Mientras que la musculatura ventricular se contrae, un período llamado sístole, la fuerza en las paredes se transmite a la sangre dentro del espacio intraventricular.

La presión ventricular aumenta y se eleva por encima de la presión auricular, por lo que las válvulas aurículoventriculares se cerrarán. El corazón entonces comienza un período de contracción isovolumétrica mientras se acumula presión en el espacio intraventricular. La sangre no puede entrar o salir del ventrículo porque tanto las válvulas de entrada como las válvulas de salida están cerradas. Cuando la presión en el espacio ventricular excede finalmente a la del vaso de salida (la aorta para el corazón izquierdo y la arteria pulmonar para el corazón derecho), las válvulas semilunares (aórtica en la izquierda y pulmonar a la derecha) se abren y la sangre es expulsada. Cuando termina la sístole, el músculo ventricular se relaja y desaparece la fuerza ejercida sobre la sangre en el espacio ventricular. La presión ventricular cae por debajo de la presión en los vasos de salida y las válvulas semilunares se cierran. En este punto, tanto las válvulas semilunares como las aurículoventriculares se cierran de modo que un segundo período isovolumétrico se produce. La sangre auricular no fluirá dentro de los ventrículos hasta que la relajación se ha desarrollado hasta el punto cuando la presión ventricular cae por debajo de la presión auricular. Cuando eso ocurre, las válvulas aurículoventriculares (AV) se abren y la fase de llenado del ciclo cardiaco se repite una vez más.

3.3 Perfil de presión cardiaca.

El médico puede apreciar mejor los acontecimientos del ciclo cardiaco mediante la medición de las presiones en varios lugares del sistema cardiovascular con un catéter. El cateterismo cardiaco se ha convertido en una poderosa herramienta para el diagnóstico de la enfermedad cardiaca por lo que el médico debe estar completamente familiarizado con los perfiles de presión en las aurículas, los ventrículos, y los grandes vasos. Formalmente se reconocen siete fases diferentes durante un solo ciclo cardiaco. La Figura 3.2 ilustra cómo la presión aórtica, la presión del ventrículo izquierdo, la presión auricular izquierda, el volumen del ventrículo izquierdo y el ECG están correlacionados durante estas siete fases. El período A en la figura 4 representa la sístole atrial. Nótese que la contracción de la aurícula izquierda provoca un aumento de presión de unos cuantos mmHg tanto en el ventrículo izquierdo como en la aurícula izquierda. A este aumento de la presión auricular se le llama onda A. Conforme la aurícula comienza a relajarse, la presión auricular cae

causando la onda X. El volumen de sangre presente en el ventrículo al final de la sístole auricular se denomina volumen diastólico final. En el periodo B, el periodo de contracción isovolumétrica, la presión ventricular se observa separada de la presión de la aurícula debido al cierre de la válvula mitral. El movimiento hacia arriba de la válvula mitral en la aurícula causa la onda C. Esto es seguido por una segunda caída en la presión auricular, la onda X0.

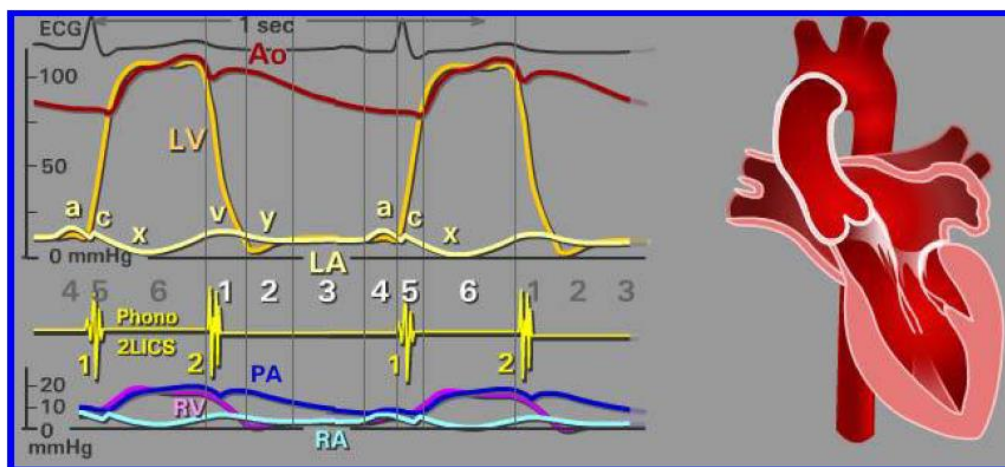


Figura 4 Vista sincronizada de eventos del ciclo cardíaco: eléctricos, mecánicos, acústicos y de presión.

El período isovolumétrico termina cuando la presión ventricular izquierda alcanza la presión arterial y la válvula aórtica se abre. Durante el periodo C, la mayor parte del volumen sistólico es expulsado a la aorta, como se muestra en el trazo de volumen, por lo que se le conoce por el término fase de eyección rápida. La siguiente fase D, se denomina periodo de eyección reducida. En ambos períodos de eyección la válvula aórtica se abre, haciendo que la aorta y el ventrículo izquierdo sean una cámara común y las presiones dentro de ella casi iguales. Durante la eyección rápida la velocidad a la que la sangre está siendo expulsada está aumentando, causando que la presión ventricular sea un poco mayor que en la aorta por unos pocos mmHg. Conforme la tasa de eyección se ralentiza durante el período de eyección reducida, la inercia de la columna de sangre en desaceleración que viaja hacia abajo por la aorta, invierte el gradiente de presión aórtica y causa que la presión aórtica supere a la presión ventricular. A medida que el ventrículo comienza a relajarse, la presión en el ventrículo cae. Cuando la sangre comienza a fluir hacia atrás a través de la válvula aórtica, esta cierra sus valvas. Ese flujo momentáneo retrógrado de la sangre en la

válvula aórtica y su desaceleración abrupta cuando la válvula queda cerrada y ajustada causa un pequeño rebote en el trazo de la presión aórtica llamado la muesca dicrótica. Durante el período de relajación isovolumétrica E, la presión del ventrículo izquierdo y la presión aórtica se separan y la presión ventricular sigue cayendo. El período de relajación isovolumétrica termina cuando la presión del ventrículo llega por debajo de la presión de la aurícula izquierda y se abre la válvula mitral. Aunque la válvula mitral está cerrada durante la sístole ventricular, la contracción ventricular causa la protrusión de la válvula auriculoventricular hacia las aurículas y causa que su presión suba ligeramente, lo que genera la onda V en el trazo de la presión auricular. Esta presión elevada hace que la sangre entre en el ventrículo tan pronto como la válvula mitral se abre. Por esta razón, el período F se llama la fase de llenado rápido. La caída brusca de la presión auricular durante la fase de llenado rápido da lugar a la onda Y. Durante el resto de la diástole, el periodo de llenado ventricular reducido, la presión dentro del ventrículo se ha equilibrado con la presión auricular, y muy poca sangre adicional entra en el ventrículo.

La presión de la sangre en la aorta es la llamada presión arterial. El pico de presión durante la expulsión se conoce como la presión sistólica, mientras que la menor presión justo antes de la apertura de la válvula aórtica se llama presión diastólica.

El diagrama en las figuras 3.2 y 4 es para ilustrar los eventos del ciclo cardiaco en el corazón izquierdo y en la zona de la aorta. Las relaciones de presión entre el corazón derecho y la arteria pulmonar se ilustran en la figura 4 (parte inferior de la figura) y son prácticamente idénticas a las del lado izquierdo del corazón, con la excepción de que las presiones son sólo de alrededor de un quinto del tamaño.

3.4 Curvas de presión-volumen ventricular.

La función del ventrículo izquierdo a lo largo de todo un ciclo cardiaco (sístole más diástole) se puede observar mediante la combinación de las relaciones de presión y de volumen contra tiempo. Mediante la conexión de estas dos curvas, presión y volumen, es posible construir la denominada curva de presión-volumen ventricular (Fig. 5). Recordemos que la gráfica de presión sistólica en la fig. 4 muestra la máxima presión desarrollada en el ventrículo para un volumen ventricular dado.

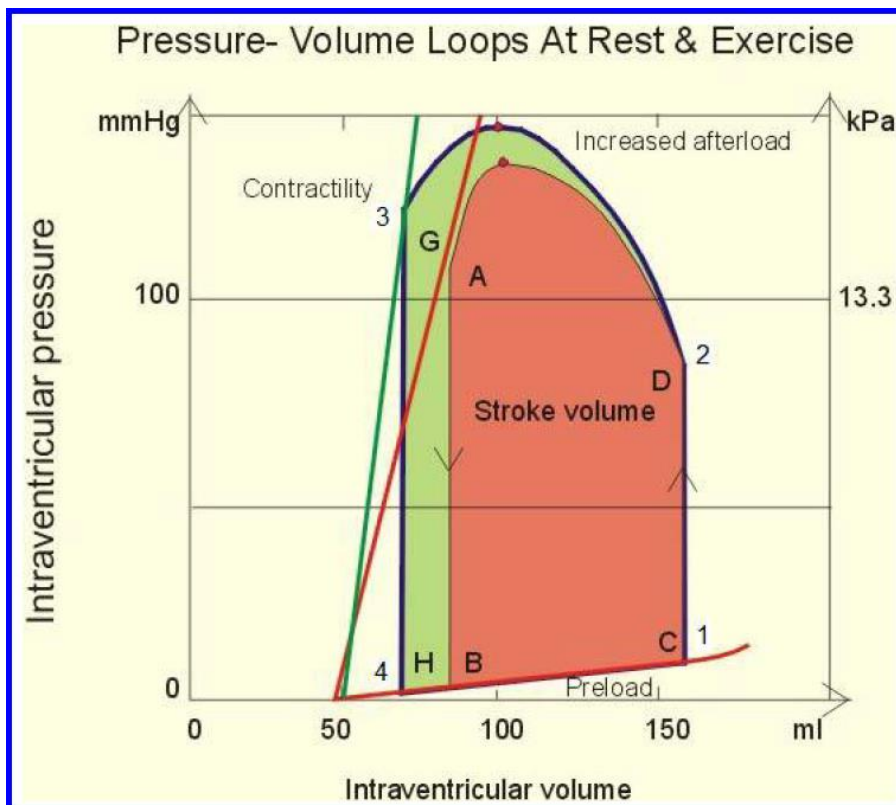


Figura 5 Diagrama esquemático de la curva de presión volumen del ventrículo izquierdo.

La curva de presión-volumen ventricular que se muestra en la figura 5 describe un ciclo completo del ventrículo: la contracción, la eyección, la relajación y el llenado de la siguiente manera:

- Fase de contracción isovolumétrica (1 → 2). Comienza el ciclo en el punto 1, que marca el final de la diástole. El ventrículo izquierdo se ha llenado de sangre desde la aurícula izquierda, y su volumen es el volumen diastólico final, 140 ml. La presión correspondiente es bastante baja debido a que el músculo ventricular está relajado. En este punto, el ventrículo se activa, se contrae y la presión ventricular aumenta dramáticamente. Todas las válvulas están cerradas, la sangre no está saliendo aún del ventrículo izquierdo, y el volumen ventricular es constante, aun cuando la presión ventricular se vuelve bastante alta en el punto 2. Por lo tanto, esta fase del ciclo se denomina contracción isovolumétrica.
- Fase de eyección ventricular (2 → 3). En el punto 2, la presión ventricular izquierda se

hace mayor que la presión aórtica, haciendo que la válvula aórtica se abra. Una vez que la válvula está abierta, la sangre es expulsada rápidamente, impulsada por el gradiente de presión entre el ventrículo izquierdo y la aorta. Durante esta fase, la presión ventricular izquierda se mantiene alta debido a que el ventrículo aún se está contrayendo. El volumen ventricular disminuye drásticamente conforme la sangre es expulsada a la aorta. El volumen restante en el ventrículo en el punto 3 es el volumen sistólico final, 70 ml. La anchura de la curva de presión-volumen es el volumen de sangre expulsada, o volumen de carrera. El volumen sistólico ventricular en este ciclo es de 70 ml (de 140 a 70 ml).

- Fase de relajación isovolumétrica (3 → 4). En el punto 3, la sístole termina y se relaja el ventrículo. La presión ventricular disminuye por debajo de la presión aórtica y se cierra la válvula aórtica. Aunque la presión ventricular disminuye rápidamente durante esta fase, el volumen ventricular se mantiene constante (isovolumétrico) en el valor sistólico final de 70 ml porque todas las válvulas se cierran de nuevo.

- Fase de llenado ventricular (4 → 1). En el punto 4, la presión ventricular ha caído a un nivel que ahora es menor que la presión auricular izquierda, causando que la válvula mitral (AV) se abra. El ventrículo izquierdo se llena de sangre desde la aurícula izquierda de forma pasiva y activa también como resultado de la contracción auricular en el siguiente ciclo. El volumen del ventrículo izquierdo aumenta de nuevo al volumen diastólico final de 140 ml. Durante esta última fase, el músculo ventricular se relaja y la presión aumenta sólo ligeramente a medida que el ventrículo se llena de sangre completamente.

Las curvas de presión-volumen ventricular se pueden utilizar para visualizar los efectos de cambios en la precarga (es decir, los cambios en el retorno venoso o el volumen diastólico final), cambios en la poscarga (es decir, cambios en la presión aórtica), o cambios en la contractilidad.

3.5 Sistema cardiaco de conducción eléctrica.

La actividad periódica del corazón está controlada por un sistema de conducción eléctrica. La señal eléctrica se origina en las células marcapasos especializadas en la aurícula derecha (el nodo sinoatrial), y se propaga a través de las aurículas hasta el nodo AV (una unión de

retardo) y a los ventrículos. Los eventos principales en la generación y propagación del potencial de acción del tejido cardiaco se ilustran en la figura 6. El potencial de acción eléctrico excita las células musculares y causa la contracción mecánica de las cámaras del corazón.

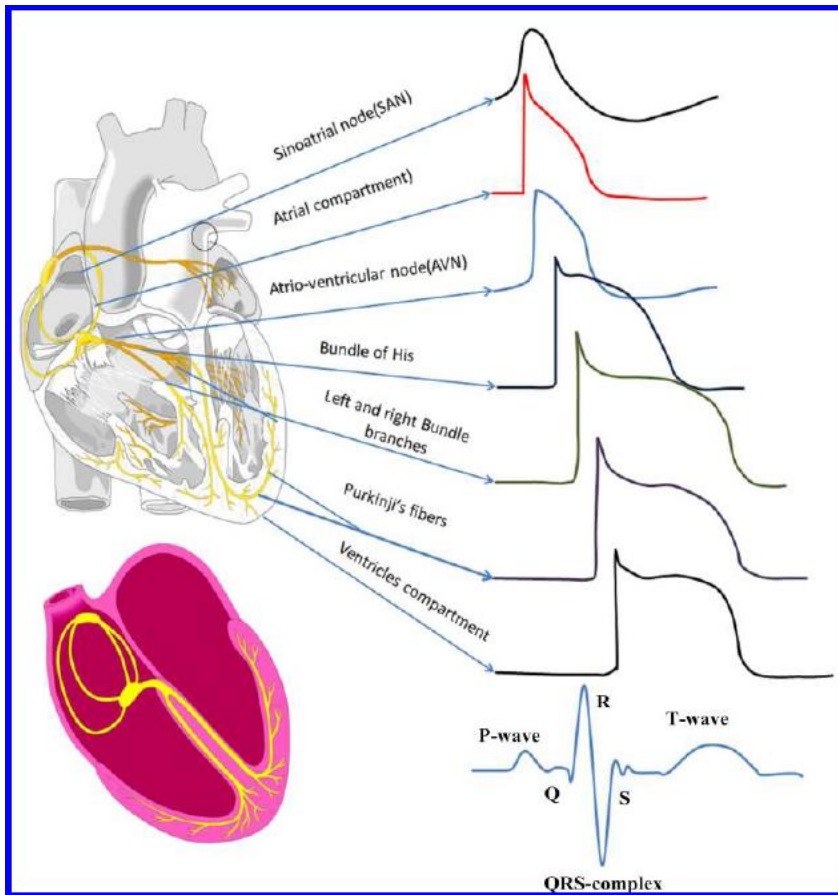


Figura 6 Conducción eléctrica cardíaca. Lado derecho: sistema de conducción eléctrica cardíaca, morfología y temporización de los potenciales de acción de las diferentes regiones del corazón. Lado izquierdo: señal ECG correspondiente, medida en la superficie.

3.6 Fisiología del sonido cardíaco.

Durante las fases sistólica y diastólica del ciclo cardíaco, los sonidos audibles son producidos por la apertura y el cierre de las válvulas, el flujo de sangre, y la vibración de los músculos del corazón. Por lo general, cuatro sonidos cardíacos son generados en un ciclo cardíaco. El primer y el segundo ruidos cardíacos pueden ser fácilmente oídos en un corazón normal a través de un estetoscopio colocado sobre una zona adecuada en el pecho.

El tercer sonido normal del corazón es audible en niños y adolescentes, pero no en la mayoría de los adultos. El cuarto sonido del corazón rara vez es audible en individuos normales a través de los estetoscopios mecánicos convencionales, pero puede ser detectado por sensores con alta sensibilidad, tales como estetoscopios electrónicos y sistemas de fonocardiografía. Los sonidos aparte de estos cuatro, llamados soplos, son ruidos anormales resultantes de problemas valvulares, o son sonidos producidos por marcapasos artificiales o válvulas protésicas. En la fig. 3.2 [4] [5] se observa una ilustración de cómo los cuatro sonidos del corazón están correlacionados con los eventos eléctricos y mecánicos del ciclo cardíaco.

El primer ruido (S1) se produce en el comienzo de la sístole ventricular. Puede ser escuchado más claramente cerca del ápex en el cuarto espacio intercostal a lo largo del borde izquierdo del esternón. Se caracteriza por una mayor amplitud y duración más larga en comparación con los otros sonidos del corazón. Tiene dos componentes principales de alta frecuencia que pueden ser fácilmente escuchados. Aunque existe controversia sobre el mecanismo de generación de S1 [6], la evidencia más convincente indica que los componentes resulten del cierre de las válvulas mitral y tricúspide y las vibraciones creadas en las cúspides de las válvulas, cordata, papilas, los músculos y las paredes ventriculares antes de la eyección aórtica [4]. S1 tiene una duración media de 100-200 ms. Sus componentes de frecuencia están en el intervalo de 10-200 Hz.

Las propiedades acústicas de S1 son capaces de revelar la fuerza de la sístole del miocardio y el estado del funcionamiento de las válvulas aurículoventriculares. Debido al cierre asincrónico de las válvulas tricúspide y mitral, los dos componentes de S1 a menudo están separados por un retardo de tiempo de 20-30 ms. Este retardo se conoce como división (Split) en la comunidad médica y es de importancia significativa en el diagnóstico. Una división anormalmente grande es a menudo una señal de problema cardíaco.

El segundo ruido cardíaco (S2) se produce dentro de un periodo corto una vez que comienza la diástole ventricular. Esto coincide con la finalización de la onda T del electrocardiograma (ECG). Estos sonidos se pueden escuchar claramente cuando el estetoscopio se aplica firmemente contra la piel en el segundo o tercer espacio intercostal cerca del borde izquierdo del esternón. S2 consta de dos componentes de alta frecuencia, uno debido al cierre de la válvula aórtica y el otro a causa del cierre de la válvula pulmonar.

En el inicio de la diástole ventricular, la eyección sistólica en las arterias aorta y pulmonar declina, y el aumento reciente de presión en estos vasos supera la presión en los ventrículos respectivos, invirtiendo así el flujo y provocando el cierre de sus válvulas. El segundo sonido del corazón generalmente tiene componentes de frecuencia más alta en comparación con el primer sonido del corazón. A consecuencia de la mayor presión en la aorta en comparación con la arteria pulmonar, la válvula aórtica tiende a cerrar antes que la válvula pulmonar, por lo que el segundo ruido puede tener una división audible.

En individuos normales hay variaciones respiratorias en la división de S2. Durante la fase de expiración, el intervalo entre los dos componentes es pequeño (menos de 30 ms). Sin embargo, durante la inspiración, la separación de los dos componentes es evidente. La evaluación clínica del segundo ruido cardiaco es una técnica de cabecera que se considera una de las pruebas más valiosas de detección de enfermedad cardiaca. Muchas enfermedades del corazón están asociadas con cambios en las intensidades o en la relación de tiempo entre los dos componentes de S2. La capacidad de evaluar estos cambios ofrece pistas diagnósticas importantes [4] [7]. S1 y S2 son básicamente, los dos principales sonidos del corazón que se han utilizado durante la mayoría de las evaluaciones clínicas basadas en el procedimiento de auscultación con fonocardiografía.

Los ruidos cardiacos tercero y cuarto, también llamados sonidos de galope, son sonidos de baja frecuencia que ocurren en la diástole temprana y tardía, respectivamente, en condiciones fisiológicas y patológicas muy variables. La desaceleración del flujo mitral por las paredes ventriculares puede representar un mecanismo clave en la génesis de ambos sonidos [4] [8]. El tercer sonido cardiaco (S3) se produce en el período de llenado rápido del inicio de la diástole. Es producido por las vibraciones de las paredes ventriculares cuando de repente son distendidas por el golpe del flujo de entrada resultante de la diferencia de presión entre los ventrículos y las aurículas. La audibilidad de S3 puede ser fisiológica en los jóvenes o en algunos adultos, pero es patológica en personas con falla cardiaca congestiva o dilatación ventricular.

La presencia del tercer sonido en pacientes con enfermedad cardiaca valvular es a menudo considerada como un signo de falla cardiaca, pero también depende del tipo de enfermedad valvular [7]. En los pacientes con regurgitación mitral, el tercer ruido cardiaco es común, pero no necesariamente refleja disfunción sistólica ventricular izquierda o

aumento de la presión de llenado. En pacientes con estenosis aórtica, los terceros sonidos cardiacos son infrecuentes pero por lo general indican la presencia de disfunción sistólica y presión elevada de llenado.

El cuarto ruido cardiaco (S4) se produce en la diástole tardía y poco antes de S1. Es producido por las vibraciones en la expansión de los ventrículos cuando las aurículas se contraen. Así, S4 es raramente oído en un corazón normal. El sonido anormal S4 resulta de la elasticidad reducida de uno o ambos ventrículos. Como resultado de los ventrículos rígidos, la fuerza de contracción auricular aumenta, causando el movimiento brusco de la pared ventricular y la emisión de un S4 prominente [7] [9]. La mayoría de los soplos son el resultado de un flujo sanguíneo turbulento, lo que produce una serie de vibraciones en la estructura cardiaca. Los soplos durante la fase sistólica temprana son comunes en niños, y normalmente se oyen en casi todos los adultos después del ejercicio. Los soplos cardiacos anormales pueden ser causados por estenosis e insuficiencias (fugas) en las válvulas aórtica, pulmonar, o mitral [8]. Es importante desde el punto de vista del diagnóstico, registrar el tiempo y la ubicación de los soplos. La identificación de los soplos puede ayudar al diagnóstico de las patologías del corazón como la estenosis aórtica, la regurgitación mitral y tricúspide, etc. (Cada caso fisiopatológico tienen soplos cardiacos distintos.)

3.7 Patrones anormales de sonidos del corazón.

Existen muchos defectos en el corazón que pueden conducir a la producción de sonidos cardiacos adicionales o modificados como puede observarse en las figuras 7 y 8. Algunas de estas anormalidades se presentan a continuación.

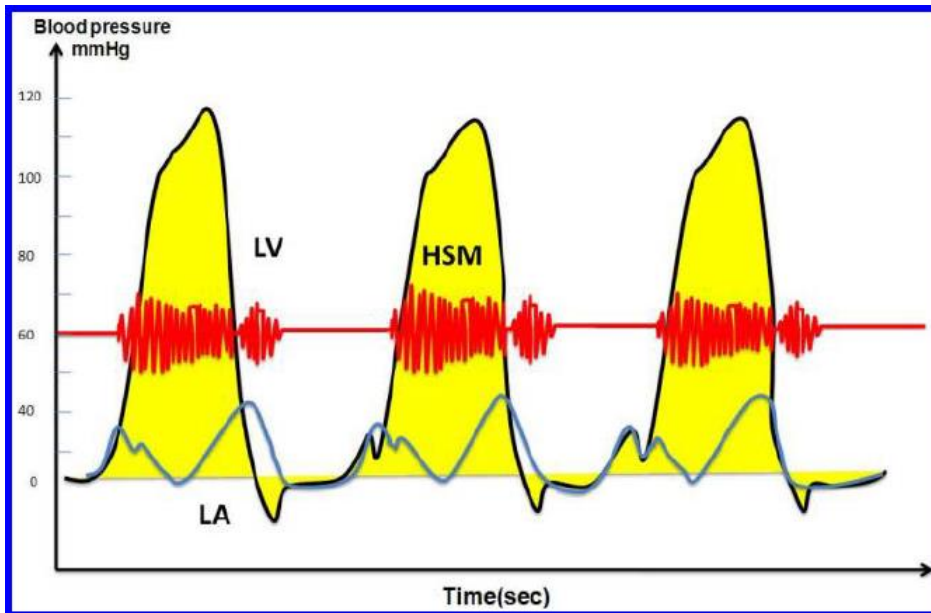


Figura 7 Diagrama de presión del ventrículo izquierdo (LV) y la aurícula izquierda (LA) con el trazo del sonido del corazón mostrando los soplos relacionados con el trastorno de estenosis aórtica (AS).

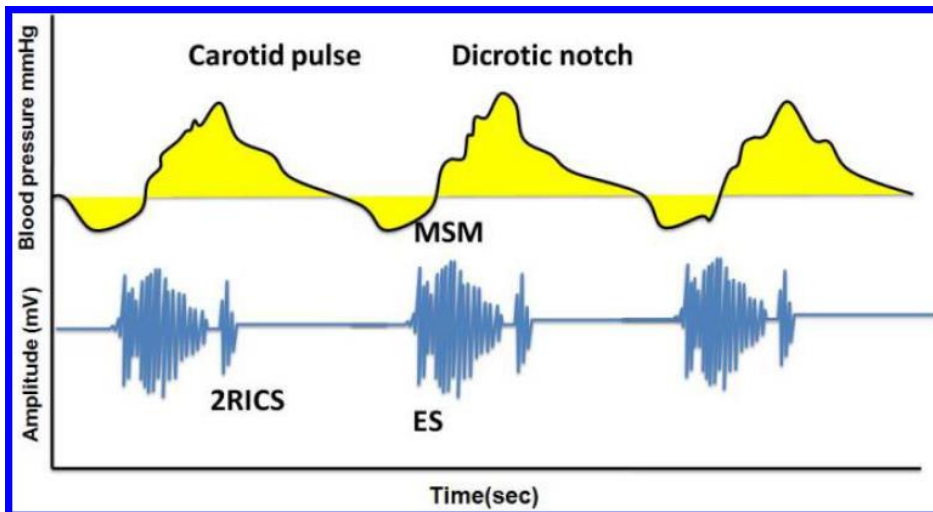


Figura 8 Eventos del ciclo cardiaco para el problema de estenosis de la válvula mitral. Arriba: el pulso de la arteria carótida. Abajo: El soplo de estenosis mitral (MSM) y el soplo sistólico precoz (ES).

3.7.1 Patrones causados por anomalías en las válvulas cardiacas.

Una fuente importante de los sonidos del corazón anómalos son las válvulas del corazón dañadas. Las válvulas cardiacas, en particular, las del corazón izquierdo, o bien pueden dejar de abrir correctamente (estenosadas) o puede no cerrar correctamente (son incompetentes o insuficientes), provocando un retroceso de la sangre, o regurgitación. Una

fuente importante de daño cardíaco puede ser una infección por estreptococo hemolítico, como la escarlatina, inflamación de garganta o infección del oído medio. Una complicación grave es la fiebre reumática, una de cuyas características es la carditis y el daño valvular.

La bacteria estreptococo fabrica una proteína llamada (antígeno M) para la cual se forman anticuerpos por el sistema inmunológico. Por desgracia, estos anticuerpos también atacan a ciertos tejidos del cuerpo, especialmente las articulaciones y el corazón. Guyton (1991) establece: "En la fiebre reumática, grandes lesiones hemorrágicas, fibrinosas, bulbosas crecen a lo largo de los bordes inflamados de las válvulas del corazón." Las cicatrices de esta inflamación autoinmune dejan daño permanente de la válvula. Las válvulas del corazón izquierdo (mitral y aórtica) son las más propensas a sufrir daños por los anticuerpos [5]. La Tabla 3.1 muestra las principales características espaciales del diagnóstico de las anomalías valvulares con base en soplos cardíacos que tienen importancia clínica y describe el origen de cada sonido. En la estenosis de la válvula aórtica, la válvula no se abre correctamente, hay una resistencia hidráulica anormalmente alta en contra de la cual el ventrículo izquierdo tiene que bombear.

Tabla 3.1: Características espaciales del diagnóstico de enfermedades valvulares basado en soplos cardíacos		
Sonido del corazón	se produce durante	Asociado con
S1	contracción isovolumétrica	Cierre de válvulas mitral y tricúspide
S2	relajación isovolumétrica	Cierre de válvulas aórtica y pulmonar
S3	llenado ventricular temprano	Normal en los niños. En los adultos, asociado con dilatación ventricular (Por ejemplo, insuficiencia ventricular sistólica)
S4	contracción auricular	Ventrículo rígido, con bajo rendimiento (Por ejemplo, hipertrofia ventricular)

Por lo tanto, la presión pico del ventrículo izquierdo puede elevarse hasta 300 mmHg, mientras que la presión aórtica permanece en su rango normal. La sangre es forzada

a pasar a través de la pequeña abertura a velocidad muy alta, causando turbulencia y aumentando la vibración de la raíz de la aorta. Esta vibración produce un fuerte soplo durante la sístole que es característico de la estenosis aórtica. La regurgitación aórtica, por otro lado, se produce porque la válvula aórtica dañada no se cierra completamente.

La figura 10 muestra una representación esquemática de las típicas variables cardíacas: el ECG, los estados lógicos de las válvulas del corazón, fonocardiogramas de baja y alta frecuencia, una grabación de un pulso vascular (arteria carótida), y de pulso del ápex del corazón (cardiograma apical). El ciclo de corazón se divide en intervalos específicos de acuerdo con los estados de válvulas del corazón izquierdo. La sístole ventricular izquierda se compone de la contracción isovolumétrica y del período de eyección; la diástole ventricular izquierda cubre la relajación isovolumétrica y el llenado del ventrículo izquierdo (Sucesivamente, el llenado rápido, el llenado lento, y la contracción de la aurícula). Una forma similar podría darse para el corazón derecho, los fenómenos de la válvula son aproximadamente sincrónicos con los del corazón izquierdo.

Pequeños cambios de tiempo son típicos: el cierre de la válvula mitral precede el cierre de la válvula tricúspide y el cierre de la válvula aórtica precede el cierre de la pulmonar. El PCG de baja frecuencia muestra los cuatro sonidos normales del corazón (I, II, III, y IV). En la alta frecuencia, los trazos III y IV ya no aparecen y las divisiones en I y en II son visibles. De nuevo, hay un chorro de alta velocidad de la sangre forzado hacia el ventrículo izquierdo por contrapresión aórtica durante la diástole (cuando el ventrículo izquierdo está relajado). Esta presión de retorno hace que sea difícil para la aurícula izquierda llenar el ventrículo izquierdo y por supuesto, el corazón tiene que trabajar más para bombear un volumen dado de sangre hacia la aorta. El soplo de regurgitación aórtica es también de tono relativamente alto, y tiene una calidad silbante como lo describe Guyton [5]. En la estenosis de la válvula mitral, figura 7, el soplo se produce en los dos últimos tercios de la diástole, causado por el chorro de sangre a través de la válvula desde la aurícula izquierda hacia el ventrículo izquierdo. Debido al pico bajo de presión en la aurícula izquierda, un sonido débil, de muy baja frecuencia se produce. El soplo mitral estenótico a menudo no se puede oír, su vibración debe ser detectada o vista en un osciloscopio a partir de una salida de micrófono.

Otra pista audible para la estenosis mitral es un chasquido (snap o click) de apertura de la válvula mitral, inmediatamente después del sonido normal S2. La regurgitación de la válvula mitral se produce durante la sístole. Conforme el ventrículo izquierdo se contrae, se obliga a un chorro de alta velocidad de sangre de vuelta a través de la válvula mitral, haciendo que las paredes de la aurícula izquierda vibren. Las frecuencias y la amplitud del soplo de regurgitación de la válvula mitral son más bajos que las del soplo de estenosis de la válvula aórtica debido a que la aurícula izquierda no es tan resonante como la raíz de la aorta. Además, el sonido tiene que viajar más lejos desde la aurícula izquierda a la parte frontal del pecho. Otro defecto cardíaco que puede ser diagnosticado por oír la división del sonido S2 es un bloqueo de rama izquierda o derecha. La sincronización de la contracción del músculo de los ventrículos izquierdo y derecho se lleva a cabo por la onda de despolarización eléctrica que se propaga desde el nodo AV, hacia abajo por el haz de His, que se bifurca en ramas izquierda y derecha que corren hacia cada lado del tabique ventricular. Cerca de la punta del corazón, las ramas del haz se ramifican ampliamente en las fibras de Purkinje, que invaden la cara ventricular interior del músculo cardíaco, llevando la actividad eléctrica que dispara la contracción ventricular. Véase en la figura 10 un esquema en el dominio del tiempo acerca del momento en el que ciertos sonidos cardíacos ocurren durante el ciclo del corazón. Si las fibras de la rama en el lado derecho del tabique son dañadas por infarto al miocardio, la contracción del ventrículo derecho se retrasará y el sonido asociado al cierre de la válvula aórtica se adelantará al sonido causado por la válvula pulmonar. Esta división en el sonido S2 se escucha sin importar el estado de inhalar o exhalar. Un bloqueo de rama izquierda retrasará la contracción del ventrículo izquierdo, por lo tanto, se retrasa el sonido de la válvula aórtica con respecto al de la válvula pulmonar. Esta condición provoca división inversa de S2 durante la espiración, pero está ausente en la inspiración. Otras causas de la división inversa incluyen contracción ventricular prematura derecha (en oposición a una sístole ventricular izquierda retardada) o hipertensión sistémica (alta presión de retorno venoso).

3.7.2 El Sonido del corazón como índice hemodinámico.

Existe una relación directa entre la intensidad y la frecuencia del sonido II y la pendiente de caída de la presión ventricular durante su relajación volumétrica. La rigidez de las valvas de la válvula resulta en una reducción del sonido II. Un diámetro más grande de la válvula o una viscosidad sanguínea más baja da lugar a un aumento en la intensidad del segundo sonido. Las patologías cardiovasculares pueden tener un efecto en la sincronización y en las intensidades de los componentes del segundo sonido del corazón. Una división amplia del sonido II puede ser debida a retraso en el cierre de la válvula pulmonar o adelanto en el cierre de la válvula aórtica. Un retraso en el cierre de la válvula pulmonar puede ser causado por bloqueo de rama derecha, estenosis pulmonar, hipertensión pulmonar y defecto del tabique auricular; el cierre adelantado de la válvula aórtica puede ser consecuencia de la regurgitación mitral y defecto del tabique ventricular. Una división paradójica del sonido II puede ser debido a retraso en el cierre de la válvula aórtica o al cierre adelantado de la válvula pulmonar.

El retraso en el cierre de la válvula aórtica puede ser causado por bloqueo de rama izquierda, estenosis aórtica y enfermedad cardiaca arteriosclerótica. El cierre adelantado de la válvula pulmonar puede ser causado por regurgitación de la tricúspide y activación adelantada del ventrículo derecho. Los sonidos IIA y IIP, pueden estar ausentes en caso grave de estenosis de válvulas aórtica y pulmonar respectivamente. IIA disminuye en caso de insuficiencia aórtica y de rendimiento de ventrículo izquierdo disminuido patológicamente. El tercer sonido (III) se produce durante el período de llenado rápido pasivo del ventrículo. Se cree que III es iniciado por la desaceleración repentina del flujo de sangre cuando el ventrículo alcanza su límite de distensibilidad, causando vibraciones de la pared ventricular. A menudo puede ser oído en niños y adolescentes normales, pero también puede ser registrado en adultos (aunque no oído) en el canal de baja frecuencia. Se trata de un sonido débil y grave (baja frecuencia). La desaparición de III es resultado del envejecimiento como consecuencia del aumento de la masa del miocardio que tiene un efecto de amortiguamiento sobre las vibraciones. Una tasa alta de llenado o alteración de las propiedades físicas del ventrículo puede causar un incremento en el tercer sonido. Si III vuelve a aparecer con el envejecimiento (más allá de la edad de 40 años), es patológico en la mayoría de los casos. Un sonido patológico III aparece en regurgitación mitral, estenosis

aórtica, y enfermedad isquémica del corazón. El cuarto sonido (IV) coincide con la contracción de la aurícula y por lo tanto con el aumento del flujo sanguíneo a través de la válvula mitral. Rara vez se escucha en casos normales, solo a veces en las personas mayores, pero se registra con mayor frecuencia en el canal de baja frecuencia. El sonido se incrementa en casos de llenado ventricular aumentado o distensibilidad ventricular reducida.

Un sonido IV patológico aparece en la regurgitación mitral, estenosis aórtica, enfermedad cardiovascular hipertensiva y enfermedad isquémica del corazón. Además de estos cuatro sonidos, algunos sonidos cardiacos patológicos pueden estar presentes. Entre los sonidos sistólicos existe el ruido de eyección y el chasquido sistólico de no-eyección. El ruido de eyección sistólica se puede encontrar en diferentes condiciones patológicas tales como estenosis aórtica o pulmonar congénita en que la apertura de las valvas está restringida. Un chasquido de eyección sistólica puede estar asociado con un prolapso repentino de la válvula mitral en la aurícula izquierda. El chasquido de apertura, que es un sonido diastólico, puede ocurrir en el momento de la apertura de la válvula mitral, por ejemplo en los casos con estenosis valvular.

Los soplos cardiacos son causados por mecanismos diversos, a diferencia de los sonidos del corazón. De hecho, la mayoría de los soplos son resultado de la turbulencia en el flujo de sangre y se producen como señales aleatorias. En los vasos sanguíneos normales con flujos sanguíneos a velocidades normales, el flujo es laminar, es decir, en capas, y no se observa turbulencia. En un ser humano normal en reposo, puede haber un flujo turbulento sólo en la vecindad de las válvulas aórtica y pulmonar. Como la turbulencia del flujo, un fenómeno que es generalmente irregular y aleatoria, se asocia con la turbulencia de presión y en consecuencia, vibración en la pared de los vasos, pueden ser observados fenómenos acústicos. Para el flujo en un tubo recto suave, el valor del número de Reynolds, que es un parámetro hidrodinámico adimensional, determina la aparición de turbulencias. Este número es proporcional a la velocidad del flujo y al diámetro del tubo, e inversamente proporcional a la viscosidad del fluido. Si este número excede un valor umbral, el flujo laminar se vuelve turbulento.

Según esta teoría, los llamados soplos inocentes se pueden explicar: Se producen si el gasto cardiaco se eleva o cuando baja la viscosidad de la sangre, ocurren generalmente al

principio o a la mitad de la sístole, tienen una duración corta, y coinciden con la salida máxima del ventrículo. La turbulencia, y por lo tanto, la intensidad del soplo, aumentan con la velocidad del flujo.

En rango de flujo normal, los soplos patológicos pueden ser originados por una apertura restringida o irregular de la válvula (por ejemplo, en casos de estenosis valvular) o por una dirección de flujo anormal causada por una insuficiencia (fuga) de la válvula o por una comunicación entre corazón izquierdo y corazón derecho. Así como los soplos sistólicos, soplos diastólicos, o incluso continuos pueden ser observados. Los soplos sistólicos de eyección ocurren en la estenosis aórtica y pulmonar (valvular y no valvular): Los soplos diastólicos de llenado en la estenosis mitral y tricúspide. La regurgitación aórtica y pulmonar causa soplos diastólicos; la regurgitación mitral y tricúspide causa soplos sistólicos. Un soplo sistólico y un soplo diastólico pueden observarse en la comunicación interventricular. Los soplos continuos se producen en caso de conducto arterioso permeable (una conexión entre la arteria pulmonar y la aorta). Los soplos musicales ocurren como señales determinísticas y son causados por la vibración armónica de estructuras tales como las valvas, cuerdas tendinosas rotas y mal funcionamiento de válvulas protésicas, en ausencia de flujo turbulento; estos soplos rara vez se observan. El sitio de la pared torácica donde se escucha mejor un sonido específico o soplo (en comparación con los otros fenómenos) puede ayudar en la discriminación de la fuente del ruido o soplo [9]. Estos lugares dependen, no sólo de la distancia a la fuente, sino también de la dirección de la vibración. Los sonidos o soplos con origen en la válvula aórtica son preferentemente escuchados en el segundo espacio intercostal a la derecha del esternón y los de origen pulmonar a la izquierda del esternón. El área del ventrículo derecho corresponde a la parte inferior del esternón en el nivel del cuarto espacio intercostal, el área del ventrículo izquierdo entre el esternón y el punto de vértice del corazón (al nivel del quinto espacio intercostal). Además, las maniobras fisiológicas específicas que influyen en la hemodinámica cardíaca pueden ser utilizadas para obtener una mejor evaluación de los sonidos y soplos del corazón. En conclusión, la existencia, el momento y el lugar en la pared del pecho, la duración, la intensidad relativa y el patrón de intensidad, y el contenido de frecuencia de los murmullos y complejos acústicos patológicos forman la base del diagnóstico por auscultación y fonocardiográfico de enfermedades cardíacas.

3.8 Técnica de auscultación.

Hasta el siglo XIX, los médicos escuchaban el corazón sólo mediante la aplicación de su oído directamente al pecho. Esta auscultación directa tenía limitaciones sociales y técnicas, por lo que no era bien recibida. La invención del estetoscopio y la técnica de auscultación cardíaca por Laennec (1781-1826) en 1816 (ver fig. 9), introdujo un método práctico de análisis de cabecera, que se conoció como la auscultación mediata.



Figura 9 René Théophile Hyacinthe Laennec, el inventor del estetoscopio (Fotografía cortesía de la US National Library of Medicine).

Durante los últimos dos siglos, muchos médicos ilustres han utilizado esta técnica para dar una explicación de los sonidos y los ruidos que se escuchan en el corazón normal y enfermo. Los sonidos del corazón humano normal pueden ser representados por una simulación onomatopéyica simple: (... lubb-dup). Dos sonidos pueden ser claramente

identificados, el primero más apagado que el segundo. Un sonido cardiaco o un componente de sonido del corazón se define como un único evento audible precedido y seguido por una pausa. Como tal, la división de un sonido se produce como uno puede distinguir claramente dos componentes, separados por una pequeña pausa. La división más cercana que se puede apreciar es $\approx 20\text{-}30$ ms.

Directrices similares se siguen para la identificación de grabaciones fonocardiográficas: Un sonido es un complejo de deflexiones positivas y negativas que se alternan con respecto a la línea de base, precedido y seguido por una pausa.

Se dice que un sonido está dividido si una pequeña pausa entre los componentes puede ser percibida. Para esto, el efecto del filtrado en frecuencia puede ser importante: la división, invisible en una grabación de baja frecuencia, puede hacerse reconocible en una grabación de alta frecuencia. Resumiendo, en los PCG clínicos se considera y se interpreta principalmente la envolvente de la señal grabada y no la forma de onda real como, por ejemplo, en el ECG, la presión arterial y las grabaciones de velocidad. Como el comportamiento espectral de la fonocardiografía puede exceder las capacidades de la audición humana, es posible grabar fenómenos inaudibles, de baja frecuencia que también son considerados como sonidos (inaudibles). Los fenómenos acústicos originados por el corazón se clasifican en dos categorías: los sonidos cardiacos y los soplos cardiacos.

Aunque la distinción entre ambos no es estricta, se puede afirmar que los sonidos del corazón tienen un carácter más transitorio, musical (como pulsar una cuerda) y de corta duración, mientras que la mayoría de los soplos tienen un carácter predominantemente ruidoso y por lo general (pero no siempre) más larga duración (por ejemplo, un soplo "explosivo", un soplo "retumbe"). También se cree que la génesis de ambos tipos es diferente: Los sonidos del corazón se consideran como fenómenos de tipo resonancia de las estructuras cardiacas y la sangre como consecuencia de uno o más eventos repentinos en el sistema cardiovascular (tales como cierres de válvula), y la mayor parte de los soplos del corazón se consideran originados por la turbulencia del flujo sanguíneo. Muchos aspectos del problema de la génesis de estos fenómenos están en discusión, incluyendo la importancia relativa de las válvulas y del sistema cardiohemático en la generación de los sonidos del corazón (teoría valvular versus teoría cardiohemática).

Cuatro sonidos cardiacos normales pueden ser descritos en la figura 11 y pueden ser adquiridos a partir de cuatro lugares del corazón que son: I, II, III, y IV según la figura 10 (también indicados como S1, S2, S3, S4). Los dos que tienen la mayor intensidad, es decir, el primero (I, S1) y el segundo (II, S2) sonidos, son inicialmente relacionados con cierre de válvulas. El tercero (III, S3) y el cuarto (IV, S4) sonidos, que aparecen muy débiles y apagados y observables sólo en un grupo reducido de personas, no están relacionados con los efectos de las válvulas. Los llamados sonidos de cierre (I y II) no son originados por la unión repentina de las valvas de la válvula (como los portazos de una puerta). Por el contrario, es más probable que se trate de una cuestión de resonancia similar a la interacción entre dos compartimientos cardiohemáticos separados por repente una interfaz elástica (las valvas de la válvula cerrada) interrumpiendo el flujo de sangre: La vibración se genera en el lugar de la válvula con una dirección principal perpendicular al plano del orificio de la válvula y dependiente del desarrollo rápido de una diferencia de presión sobre la válvula cerrada. En el caso del primer sonido, este fenómeno se combina con el efecto de una contracción brusca del músculo ventricular cardiaco.

Las patologías del sistema cardiovascular tienen etiologías diferentes, por ejemplo, defectos valvulares congénitos, válvula estenótica, y válvula insuficiente como se ilustra en la figura 13, pueden afectar a los sonidos normales en relación a la intensidad, contenido de frecuencia y sincronización de los componentes (divisiones) [10]. El primer sonido del corazón (I) se produce tras el cierre de la válvula mitral y de la válvula tricúspide, durante el período de contracción isovolumétrica, y, además, durante la apertura de la válvula aórtica y el comienzo de eyección. En una grabación de media o alta frecuencia, puede ser observada una división del primer sonido. Los componentes relacionados con el cierre de la válvula mitral (Ia, M1), el cierre de la válvula tricúspide (Ib, T1) y la apertura de la válvula aórtica pueden ser observados.

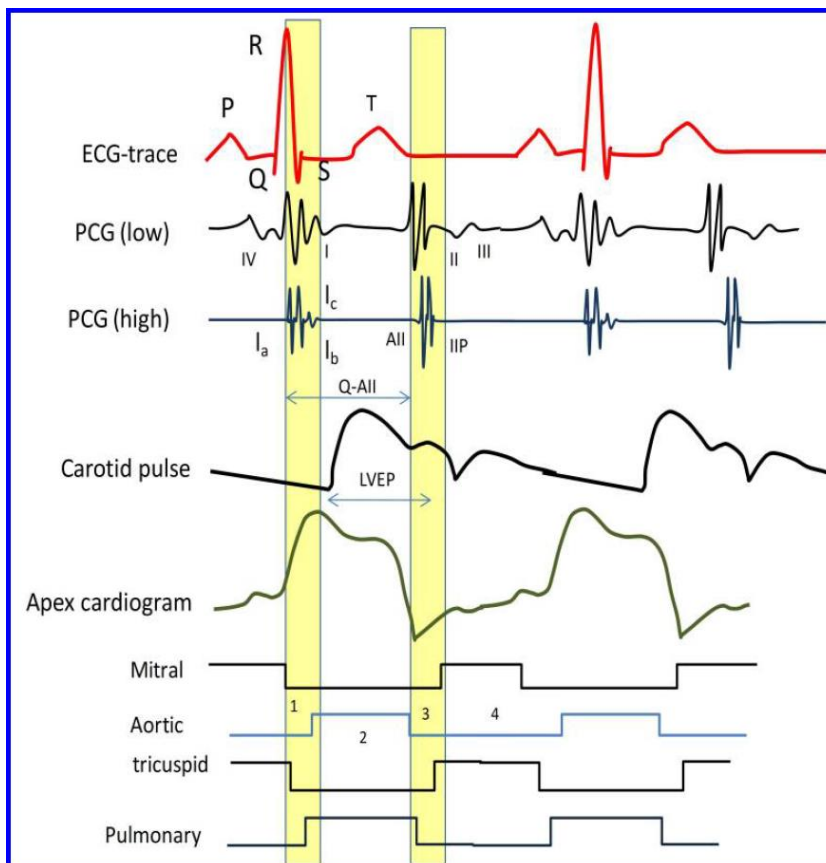


Figura 10 Electrocardiograma, fonocardiogramas de baja y alta frecuencia, pulso carotídeo, cardiograma apical, y estados lógicos (alto-abierto) de las válvulas del corazón izquierdo: mitral y aórtica, y de las válvulas del corazón derecho: tricúspide y pulmonar.

Los intervalos mecánicos del corazón izquierdo se indican con líneas verticales: contracción isovolumétrica (1), eyección (2), relajación isovolumétrica (3) y llenado (4) (llenado rápido, llenado lento y contracción auricular). El PCG de baja frecuencia muestra los cuatro sonidos normales del corazón (I, II, III, y IV). En el trazo de alta frecuencia, III y IV han desaparecido y es visible una división en I [I_a y I_b (e incluso un pequeño I_c debido a la eyección)] y también en II [IIA (válvula aórtica) y IIP (válvula pulmonar)]. Se muestran los intervalos sistólicos LVEP (en la curva de la carótida) y Q-IIA (en el ECG y el PCG).

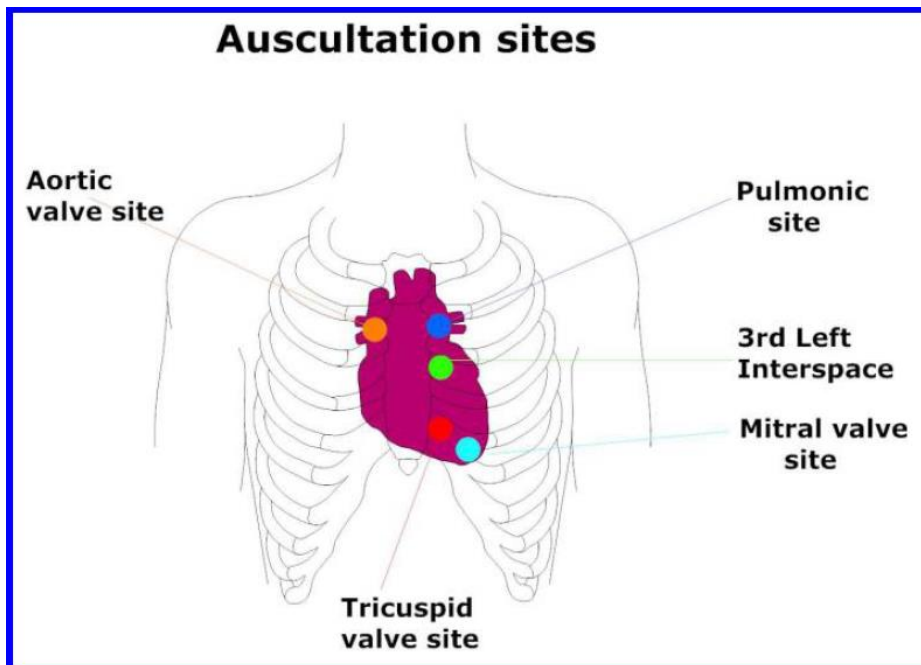


Figura 11 Sitios principales de auscultación cardíaca usados para adquirir el sonido del corazón, como se indica por la Asociación Americana del Corazón. (Ref: AHA, 1987)

Existe una relación directa entre la intensidad de I y la contractilidad cardíaca, expresada en la pendiente de aumento de presión ventricular; con ritmo cardíaco alto (ejercicio, estrés emocional, etc.) el sonido I se mejora.

La duración del intervalo PR (tiempo de conducción eléctrica desde marcapasos fisiológico en la aurícula derecha hasta los ventrículos) es un factor determinante: cuanto más corto el tiempo entre la contracción auricular y ventricular y, en consecuencia, mayor distancia entre las valvas de la válvula mitral, mayor es la intensidad con la que aparece el primer sonido. Con un intervalo PR largo las valvas de la válvula mitral han avanzado desde el estado totalmente abierto durante la contracción auricular a un estado de parcialmente abierto a casi cerrado cuando se inicia la contracción ventricular; el resultado es un primer sonido débil. Las patologías cardiovasculares pueden tener un efecto sobre el tiempo y la intensidad de los componentes del primer sonido del corazón. Se observa una amplia división del primer sonido en bloqueo de rama derecha, estenosis tricúspide, y

defecto del tabique auricular causando un retraso del componente tricúspide (Ib). En el bloqueo de rama izquierda, Ia y Ib pueden coincidir dando como resultado un sonido único I. Un sonido I disminuido se encuentra en los casos de disminución de la contractilidad (infarto de miocardio, cardiomiopatía, insuficiencia cardíaca), en bloqueo de rama izquierda, regurgitación mitral y estenosis aórtica. Un sonido intensificado I se encuentra en la estenosis mitral con valvas móviles, y en defecto septal auricular.

El segundo sonido (II) se asocia con el cierre de la válvula aórtica seguido del cierre de la válvula pulmonar. La separación del sonido en un componente aórtico (A1, A2) y un componente pulmonar (P1, P2) se observa a menudo. La división aumenta durante la inspiración, como consecuencia del aumento en la diferencia en la duración de la sístole ventricular izquierda y la derecha causado por aumento derecho y disminución izquierda de llenado ventricular; ambos componentes pueden fundirse nuevamente al final de la espiración.

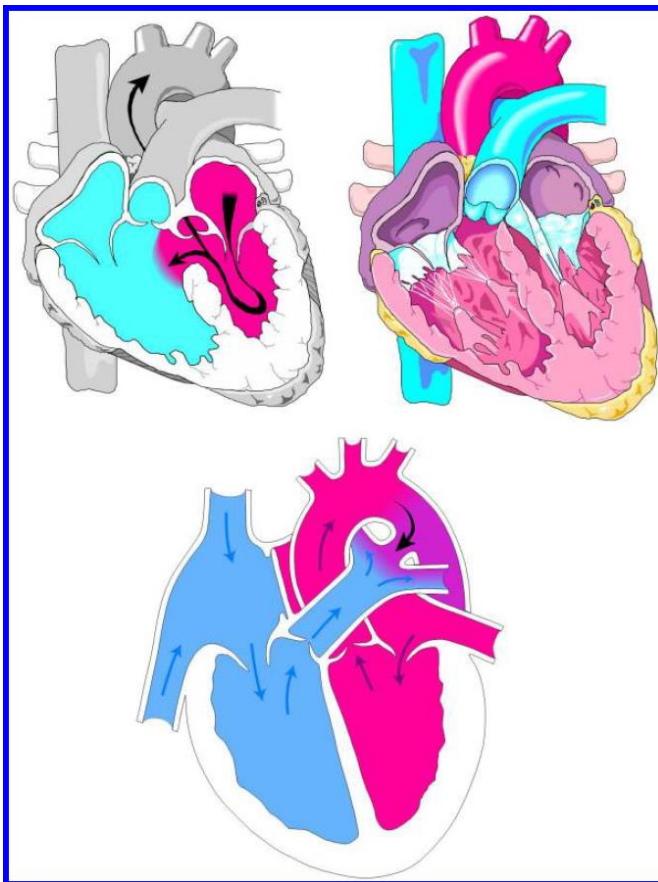


Figura 12 Diversos defectos en las estructuras y válvulas cardíacas son la causa principal de los soplos y sonidos anormales del corazón.

El desdoblamiento paradójico (cuando el componente pulmonar precede al aórtico) es patológico. El componente pulmonar normalmente tiene una intensidad inferior; una mayor intensidad con respecto al componente de la aorta es generalmente anormal. Los sonidos del ciclo cardiaco y su correlación con las principales condiciones patológicas de las válvulas del corazón, como se muestra en la tabla 3.2, son fuertemente atenuados durante su viaje desde el corazón y los vasos sanguíneos principales, a través de los tejidos del cuerpo, hasta la superficie del cuerpo.

Tabla 3.2: Principales patologías valvulares cardiacas y su ocurrencia relacionada con el ciclo cardiaco				
Patología	Fase	Cara	Ubicación	Posición
Estenosis tricuspídea (TS)	Diastólica	Paraesternal	3er EIC	Supina
Regurgitación tricuspídea (TR)	Sistólica	Periesternal	3er EIC	Supina
Estenosis pulmonar (PS)	Sistólica	Derecha	Superior	Supina
Regurgitación pulmonar (PR)	Diastólica	Derecho	Superior	Sentado
Estenosis mitral (EM)	Diastólica	Izquierda	Apical	Supina
Regurgitación mitral (RM)	Sistólica	Izquierda	Apico-Axilar	Supina
Estenosis aórtica (EA)	Sistólica	Paraesternal	Superior	Supina
Regurgitación aórtica (AR)	Diastólica	Paraesternal	Superior	Sentado

Los tejidos más compresibles, tales como el pulmón y las capas de grasa, por lo general contribuyen más a la atenuación de los sonidos transmitidos. Para percibir claramente varios sonidos del corazón, se detectan sitios óptimos de grabación, que son los lugares en los que se transmite el sonido a través de tejidos sólidos o a través del espesor mínimo de un pulmón inflado. Como se ha mencionado antes, existen cuatro lugares básicos del pecho como se ilustra en la figura 11 [8], donde la intensidad del sonido de las cuatro válvulas se maximiza. Cuando los sonidos y soplos cardiacos tienen amplitudes bajas, el nivel de los ruidos extraños en la zona circundante del paciente debe ser minimizado. Los resultados de la auscultación pueden mejorar mucho si la habitación se

mantiene lo más silenciosa posible cuando comienza la auscultación. Los pacientes deben estar recostados y totalmente relajados. Ellos deben contener la respiración para que el ruido de ésta y la línea de base errática causada por el movimiento puedan minimizarse [10] [11].

La tabla 3.3 ilustra las variedades de soplos cardiacos que están asociados con las fases sistólica y diastólica del ciclo del corazón. En ella se enumeran los orígenes de los soplos cardiacos y los criterios de alteración para S1 y S2 en las fases sistólica y diastólica del ciclo cardiaco, además de que muestra las variaciones hemodinámicas en estos eventos.

Tabla 3.3: Lista de los principales soplos cardiacos y sus criterios hemodinámicos correspondientes			
Soplo cardiaco	Etiología	Criterio diastólico	Criterio sistólico
MR	retorno aórtico ineficiente	↑ S1	↓ S2
AS	estenosis en la pared arterial	↑ S1	↑ S2
ASD	Incompetencia diastólica	↑ S1- ↑ S2	↑ S3
TAD	Ritmo eléctrico anormal	↓ S1-↑ S2	↑ S3
CAD	Velocidad lenta de conducción	? S1-S2	? S2
BAD	Respuesta iniciada por bradicardia	↓ S2	? S1
MI	Infarto de miocardio	↑ S1	? S2

En cuanto a los focos de auscultación de los cuales el médico puede adquirir diferentes soplos en forma de señales PCG; estos ruidos y sus índices numéricos de intensidad y perfil de energía se muestran en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4: Principales focos de auscultación cardiaca y sus correspondientes perfiles de intensidad de S1 y S2			
Foco	Intensidad de S1 mV	Intensidad de S2 mV	Energía mW
p1 (2º EIC aórtico)	23,05	31,04	112
p2 (2º EIC)	26,82	35,30	123
p3 (3er EIC)	31,46	45,4	136
p4 (4º EIC)	24.20	31.7	128
p5 (5º EIC)	125	27,20	39,7

4 Principios de procesamiento de señales.

4.1 Procesamiento de señal.

Una señal es una función de un conjunto de variables independientes en donde el tiempo es una de las variables individuales más importantes. La señal misma contiene información susceptible de observación. El procesamiento es el medio operativo que de alguna forma actúa sobre la señal para extraerle información útil. En muchos casos este procesamiento será una transformación no destructiva de los datos de la señal; sin embargo, algunos métodos importantes de procesamiento son irreversibles y por lo tanto destructivos [12].

Nuestro mundo está lleno de señales; algunas de ellas son naturales pero la mayoría de las señales son hechas por el hombre. Algunas señales son necesarias (el habla), algunas son agradables (música), mientras que muchas son indeseables o innecesarias en una situación dada. En un contexto ingenieril, las señales son transportadoras de información, sean útiles o indeseables. Por esto, extraer o alterar la información útil de una mezcla de información conflictiva es la forma más simple de procesamiento de señal. De forma general, procesamiento de señal es una operación diseñada para extraer, mejorar, guardar y

transmitir información útil. La distinción entre información útil e información indeseable es frecuentemente subjetiva como también objetiva. Entonces el procesamiento de señal tiende a ser dependiente de la aplicación [6] [13].

4.1.1 Aproximación al procesamiento de señal.

En sus orígenes, el procesamiento de señal era hecho solo en señales de tiempo analógicas o continuas utilizando procesamiento analógico de señal (ASP). Antes de la década de 1960, las computadoras digitales no estaban disponibles comercialmente y cuando lo estuvieron, eran caras y demasiado grandes y se usaron para simular el comportamiento del procesamiento analógico de señal y así juzgar su efectividad. Estas simulaciones se programaron para realizar sobre muestras de la señal, las mismas operaciones que el procesamiento analógico realiza. Pero implementar un procesamiento digital de señal en lugar del procesamiento analógico estaba todavía fuera de discusión.

El primer problema era que una señal de entrada analógica tenía que ser representada por una secuencia de muestras de la señal que serían convertidas en representaciones numéricas en la computadora. Este mismo proceso debería ser aplicado en reversa al resultado de la señal procesada digitalmente. El segundo problema era que el procesamiento era realizado en computadoras muy grandes, lentas y costosas por lo que el procesamiento en tiempo real entre muestras de la señal era imposible.

Las señales encontradas en la práctica, son en su mayoría analógicas. Estas señales que varían en tiempo y amplitud son procesadas usando redes eléctricas que consisten en elementos activos y pasivos. Esto se conoce como procesamiento analógico de señal. Las señales también pueden procesarse utilizando hardware digital, pero es necesario convertir la señal analógica en algo compatible con ese hardware digital. A ese algo se le llama señal digital y es una serie de valores, uno para cada tiempo de muestra, y su magnitud es de algún conjunto finito de valores por lo que puede representarse por números binarios o bits.

4.1.2 Procesamiento digital de señales.

Al procesamiento digital de señal se le conoce como DSP [6]. En la figura 13 se muestran dos esquemas conceptuales para el procesamiento de señales. El procesamiento digital de señales analógicas requiere un convertidor analógico-digital (ADC) para muestrear la señal analógica y un convertidor digital-analógico (DAC) para convertir la señal procesada de regreso a una forma analógica [13].

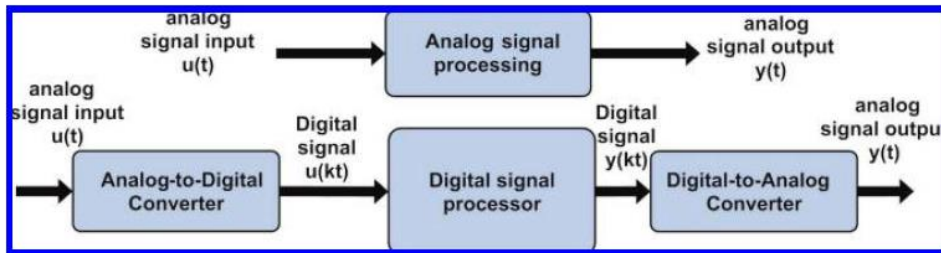


Figura 13 Conceptos de procesamiento analógico y digital.

Evidentemente de la comparación de estas dos aproximaciones, la DSP aparece como la más complicada pues contiene más elementos. Así que surge la pregunta: ¿por qué procesar señales digitalmente? La respuesta recae en las muchas ventajas que tiene la DSP sobre los circuitos eléctricos para ASP y que pueden resumirse de la siguiente forma [14]:

- Flexibilidad. La función programada en el sistema DSP puede ser modificada o mejorada fácilmente mediante el software que ejecuta el algoritmo específico y usar el mismo hardware. Se puede diseñar un sistema DSP que puede ser programado para realizar una amplia variedad de tareas ejecutando diferentes módulos de software.
- Reproducibilidad. El comportamiento de un sistema DSP puede repetirse exactamente en otra instalación. Esto es porque el procesamiento en el sistema DSP trabaja directamente con secuencias binarias.
- Confiabilidad. La memoria y la lógica del sistema DSP no se deteriora con la edad ni con las condiciones ambientales como lo hacen los componentes electrónicos en los sistemas ASP.

- Complejidad. Utilizar DSP posibilita la implementación de aplicaciones sofisticadas como reconocimiento de voz o de imágenes en dispositivos portátiles ligeros y de bajo consumo. Esto es impráctico usando técnicas analógicas tradicionales.
- Costo. Debido a la rapidez de la evolución tecnológica en los últimos años, los sistemas DSP tienen un costo global menor en comparación de los sistemas analógicos.

La desventaja principal de DSP es la velocidad de operación, lo cuál es especialmente delicado cuando se trata de señales con frecuencias muy altas. Básicamente por las ventajas mencionadas, DSP se ha convertido en la técnica más utilizada en aplicaciones y desarrollos tecnológicos como electrónica doméstica, comunicaciones, teléfonos inalámbricos e ingeniería médica.

4.2 Aplicación del procesamiento de señal en la ingeniería biomédica.

Varios artículos documentales sobre imagenología médica y bioseñales han descrito detalladamente las funciones para procesar la señal principal junto con las consideraciones para su implementación [15] [16] [17] [18] [19] [20] [21] [22] [23] [24] [25] [26]. Estas funciones son utilizadas de forma efectiva para el procesamiento y análisis de señales biomédicas incluyendo clasificación, adecuación de datos, procesamiento estadístico de señales y modelado acústico cardíaco e identificación. La figura 14 presenta el diagrama de bloques de una aplicación general de procesamiento de señal biomédica y puede considerarse como un núcleo computacional que se integra en un sistema de diagnóstico asistido por computadora.

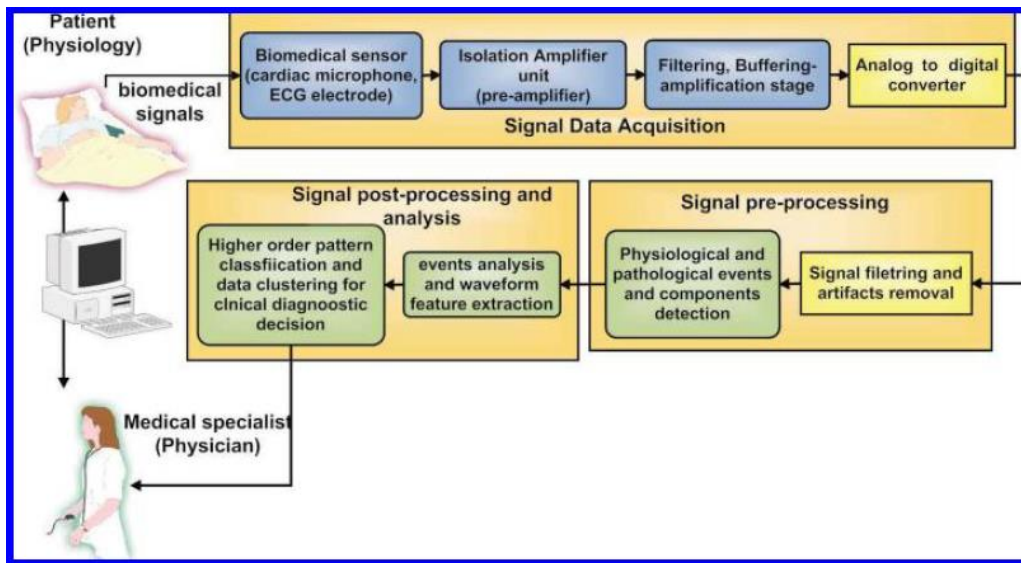


Figura 14 Diagrama de bloques del procesamiento y análisis asistido por computadora, de señales biomédicas en general.

5 Registro de la señal acústica cardíaca.

5.1 La Dinámica en la Fonocardiografía.

La acción mecánica del corazón está acompañada por fenómenos de ruido audible, que son fáciles de percibir cuando la oreja se coloca en la pared torácica de una persona. Estos sonidos cardiovasculares pueden ser considerados como débiles en comparación con otros sonidos fisiológicos, tales como el habla, los ruidos del estómago y del intestino, e incluso los ruidos respiratorios. De hecho, estos últimos se pueden escuchar a una cierta distancia del sujeto, lo que no sucede para los ruidos cardiacos (con la excepción de los casos de válvulas cardiacas artificiales). Se dice que el rango de frecuencia de los sonidos del corazón se encuentra entre 20 y 1000 Hz, porque el límite menor está fijado por la capacidad del oído humano pero la Fonocardiografía estudia vibraciones por debajo de esa frecuencia. Los sonidos de prótesis valvulares mecánicas pueden exceder ampliamente el límite superior. El examen de los sonidos cardiovasculares para fines de diagnóstico a través del sentido humano del oído, llamado auscultación, ha sido practicado comúnmente durante mucho tiempo [7] [10]. La única tecnología implicada es el estetoscopio, que establece un compartimiento cerrado de aire entre una parte de la superficie del pecho de la

persona y el orificio del oído del médico. Este método de examinación, a pesar de ser completamente psicofísico y por lo tanto subjetivo, ha demostrado su utilidad y sigue siendo una herramienta importante en el diagnóstico cardiovascular.

La Fonocardiografía (PCG) se puede definir simplemente como el método para obtener grabaciones de sonido cardiovascular, es decir, los fenómenos que son perceptibles por auscultación. El origen de este método está fuertemente anclado en la auscultación. Las grabaciones se evalúan en la pantalla de la computadora o en papel, posiblemente en presencia de otras señales sincronas (por ejemplo, el electrocardiograma, ECG) en parte psicofísicamente, con otro sentido humano, la vista, analizando los patrones de forma de onda y su relación con las otras señales.

Las señales fonocardiográficas son examinadas con respecto a la aparición de patrones patológicos, intensidades relativas y variaciones de intensidad, tiempo y duración de cada evento registrado. Evidentemente, se realiza una evaluación más objetiva pasando de la simple revisión de los momentos en que ocurren los fenómenos cardiacos, hasta el análisis de ondas avanzado y comparar los resultados grabados con formas de onda de bancos de datos existentes. Una grabación típica de señales PCG se ilustra en la figura 15, mostrando un trazo con ocho elementos de fonocardiografía con marcadores de separación. La importancia de la auscultación se puede explicar por la simplicidad de la técnica y por la gran capacidad del oído humano para reconocer patrones en los fenómenos acústicos. Existen diferentes patrones de señales PCG que se pueden diferenciar a partir de la experiencia clínica, algunos de estos patrones se muestra en la figura 16 Para obtener información equivalente mediante fonocardiografía, una sola grabación no es suficiente.

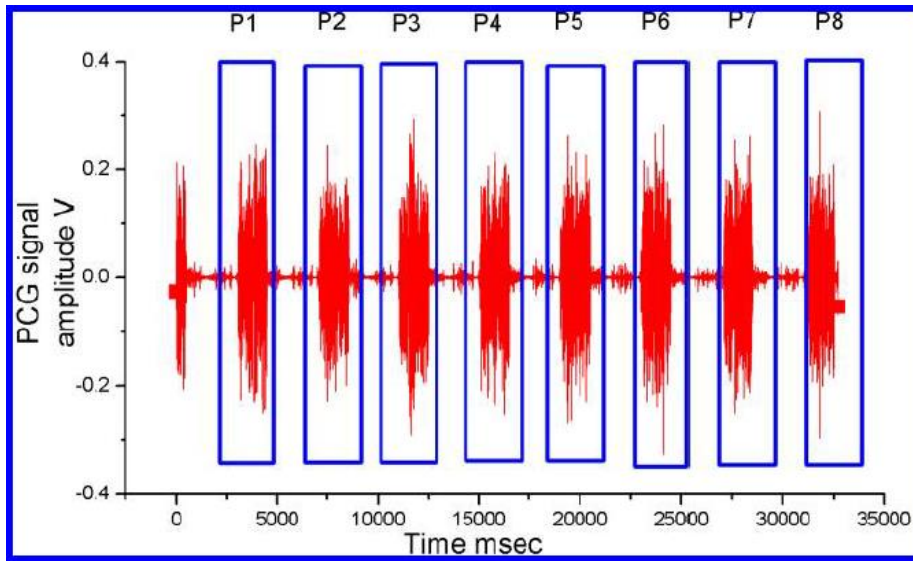


Figura 15 Trazo fonocardiográfico de 8 formas de onda de sonidos S1-S2 sucesivos.

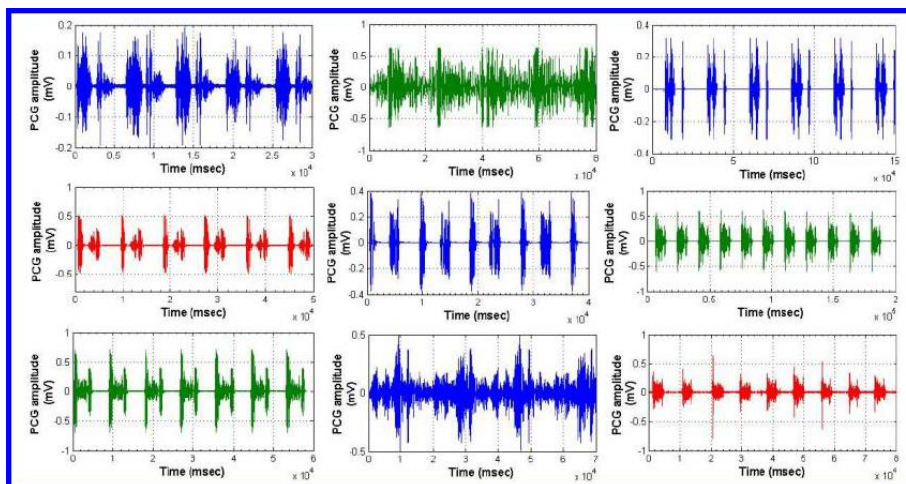


Figura 16 Grabación de señales PCG con diferentes tipos de filtrado.

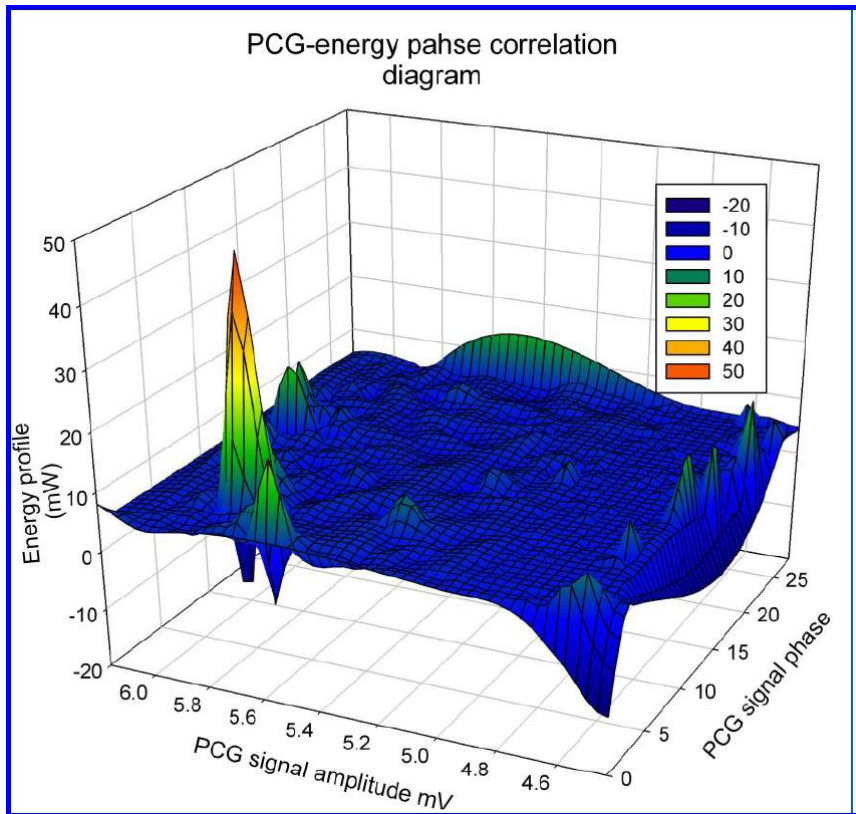


Figura 17 Nivel de energía de la señal PCG para frecuencia de 100-200 Hz con la línea de fase de 0-25 rad y rango de ganancia del amplificador PCG de 2 mV, obsérvese que la energía máxima ocurrió con poca diferencia de fase y gran amplitud.

Se necesita un conjunto de señales filtradas en frecuencia, cada una de ellas enfatizando componentes de frecuencia gradualmente mayores (mediante el uso de filtros pasa altas o filtros pasa banda-HPF, BPF). De este modo se hace posible la inspección visual del fenómeno acústico en gamas de frecuencia diferentes, ajustadas mediante amplificación para compensar la caída de la intensidad de los sonidos del corazón hacia las frecuencias más altas; así que el método equivalente a la audición implica capacidades de reconocimiento de patrones y aumento de la sensibilidad hacia frecuencias más altas (dentro de la gama de frecuencias mencionada anteriormente). Laennec (1781-1826) fue el primero que escuchó los sonidos del corazón, no sólo de manera directa con el oído al pecho, sino a través de su invención, el estetoscopio, que sentó las bases de la auscultación contemporánea. Conforme el conocimiento en fisiología aumentó a través de las décadas siguientes, interpretaciones erróneas de los sonidos del corazón fueron eliminados

progresivamente. La primera transducción de los ruidos cardiacos fue hecha por Huerthle (1895), quien conectó un micrófono al tejido neuromuscular de una rana. Einthoven (1907) fue el primero en grabar fonocardiogramas con la ayuda de un micrófono de carbón y un galvanómetro de cuerda para grabar la vibración acústica muscular [27].

Un gran número de investigadores estuvieron involucrados en el desarrollo de filtros para lograr una separación de los fenómenos de frecuencia usando tubos de vacío y fue posible la amplificación electrónica. La evolución del PCG ha estado ligada con los avances en la auscultación y el desarrollo fue impulsado principalmente por los médicos. Como resultado, se ha diseñado una gran variedad de aparatos, principalmente de acuerdo con las necesidades específicas de una clínica o los intereses científicos de un investigador médico. Durante la década de 1960, se detectó la necesidad de normalización. Algunos comités de normalización hecho propuestas valiosas [7] [11], pero su impacto en el diseño de aparatos fonocardiográficos clínicos fue limitado. La figura 18 ilustra el rango audible de los PCG que puede ser considerado en la síntesis y el desarrollo de la segmentación espectral precisa de formas de onda de auscultación cardiaca.

Durante la década de 1970 y comienzos de la década de 1980, se realizó investigación fundamental en los aspectos físicos de la grabación, la génesis y la transmisión del ruido cardiaco [10] que junto con otras investigaciones clínicas, mejoró la comprensión de los fenómenos del sonido del corazón. Al mismo tiempo, los métodos ultrasónicos para la investigación del corazón estuvieron disponibles y fueron mejorando gradualmente. Los estudios Doppler y ecocardiografía proporcionan información muy relacionada con la acción del corazón en sus válvulas, el movimiento de la pared y la velocidad de la sangre.

Por otra parte, la obtención de grabaciones de alta calidad del sonido del corazón con una alta relación señal a ruido (SNR) es difícil. Elementos que la dificultan son la inevitable presencia de ruido (ruido de fondo, ruido de la respiración, temblores musculares, ruido digestivo), lugares de grabación no óptimos, sonidos débiles (pacientes obesos), entre otros. Así que el interés por PCG disminuyó gradualmente.

En la descripción del estado de la técnica, el PCG se compara generalmente con el ECG, su contraparte eléctrica, que también es un método no invasivo. El ECG, que es un simple registro de diferencias de potencial eléctrico, fue fácilmente estandarizado y por lo

tanto independiente del diseño del aparato y completamente cuantitativa con su escala de milivolts en el eje de las ordenadas [11]. La Fonocardiografía no ha alcanzado el mismo nivel de estandarización, sigue siendo dependiente de aparato, y por lo tanto semicuantitativa. Hoy en día, la ecocardiografía Doppler y las técnicas de imagen cardiaca superan con creces las posibilidades del PCG y lo convierten en redundante para el diagnóstico clínico. Un ejemplo de imágenes de ecocardiografía y de alta definición de defectos en válvulas cardiacas se muestra en la figura 19. Si bien la auscultación de sonidos cardiacos sigue siendo de utilidad en el diagnóstico clínico regular, PCG ahora se utiliza principalmente para la enseñanza, con fines de formación e investigación.

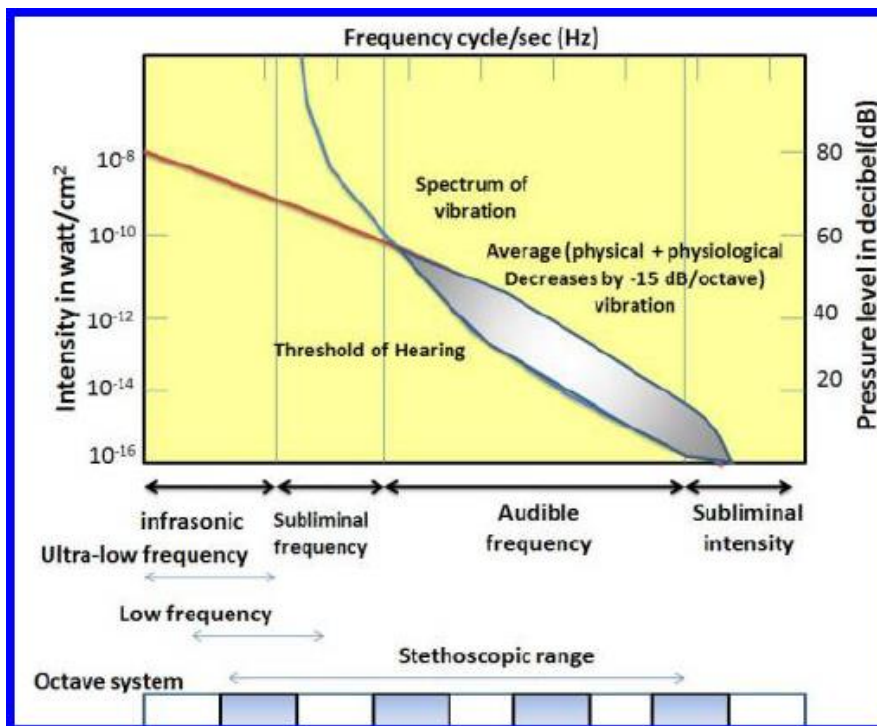


Figura 18 Rango de espectro audible de la señal fonocardiográfica.

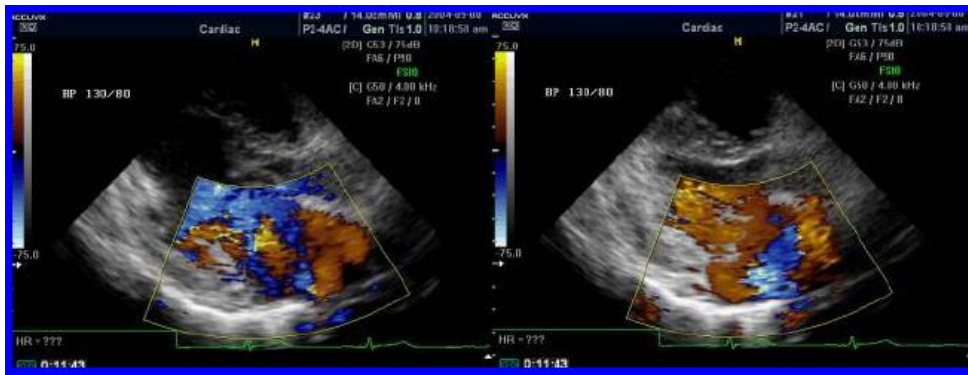


Figura 19 Ecocardiograma de la dinámica de las válvulas cardiacas y la dinámica del flujo de sangre a través de ellas.

Como método de diagnóstico, el valor de la PCG convencional es histórico. Sin embargo, el estetoscopio electrónico (en combinación con la PC y el software de adquisición) como un concepto moderno de la PCG, pueden adquirir importancia para fines clínicos. La generación de sonidos es uno de los muchos efectos mecánicos observables causados por la acción del corazón; la contracción y relajación del músculo cardiaco, la subida y bajada de presión en las cavidades del corazón, la apertura y el cierre de las válvulas, el flujo de sangre y la interrupción del mismo. En la siguiente sección se darán más detalles sobre la importancia fisiológica, los aspectos físicos y los métodos de registro, procesamiento y modelado físico de los sonidos cardiacos. Se prestará también especial atención al estetoscopio electrónico y a los aspectos de instrumentación biomédica.

5.2 Espectro vibratorio de la señal PCG.

El desplazamiento de la pared del pecho sobre el área pericárdica representa una onda periódica compleja que es el resultado de la superposición (o adición) de ondas senoidales puras de frecuencias y amplitudes diferentes, como manifiesta Kisie et al. [6] [15]. Esta definición es mucho más amplia que una más antigua, defendida por cardiólogos clínicos, que restringía la fonocardiografía a la grabación de las vibraciones sonoras clínicamente audibles. Esta definición clásica está poco a poco siendo desechada. Las señales PCG se pueden analizar usando análisis de Fourier, separándolas en una serie de componentes sinusoidales o armónicos de la frecuencia fundamental $w-f$, que es la de los latidos del

corazón. Hay que subrayar que la onda compleja que representa el desplazamiento de la pared torácica constituye una sola entidad física. El método de grabación, que en realidad debería llamarse vibrocardiografía, conserva el nombre de fonocardiografía debido a la tradición, aunque el sonido es un fenómeno físico ya sea audible o no. El rango de frecuencia y distribución de energía de la señal audible vibrocardiográfica (fonocardiografía) se muestra en la figura 20, en donde el umbral de los soplos cardiacos audibles tiene su corte en 57 Hz con un nivel de energía de 0,98 Dyne/cm², y el esquema del nivel de presión acústica fonocardiográfico se muestra en la figura 21. El espectro vibratorio total puede ser dividido en varias bandas:

1. De 0-5 Hz. Esta banda corresponde a las vibraciones de los movimientos de la pared del pecho visibles y palpables fácilmente. Incluye el latido apical, el latido epigástrico y varios otros movimientos de los diversos espacios intercostales. Existen estudios realizados por McKinney, Hess, Weitz, Weber y Paccon [9] [10] [28] (cardiograma, trazo epigástrico, trazo pectoral de ultra-baja frecuencia), que fueron investigados por Johnston y Otto [8] (trazo lineal) y por Edelman [9] [29] (trazo de ultra baja frecuencia, kineto cardiograma). Esta banda es definitivamente subsónica porque está por debajo del umbral de la audición. Es posible que los movimientos balísticos del pecho sean registrados mejor por el método de Edelman (pastilla “pick-up” fija), mientras que las vibraciones intrínsecas de la pared se registran mejor por pastillas que flotan con la pared misma.

2. De 5-25 Hz. Esta banda incluye a las vibraciones que ahora se llaman vibraciones de baja frecuencia. Apenas se superpone al rango audible y ha sido captada por medio de pastillas electromagnéticas sensibles a la aceleración por Rosa [6, 7, 8] y otros investigadores [28] [30] [31]. También se estudió por Mannheimer [28] (trazo de desplazamiento). Esta banda es en parte infrasónica (5-15 Hz) y en parte subliminal (15-25 Hz); aun así, está en parte en ese rango donde las vibraciones de gran tamaño pueden ser percibidas por el oído humano.

3. De 25-120 Hz. Esta banda fue estudiada por Mannheimer [28]. Fue reproducida por el método de estetoscopios de Rappaport y Sprague [30] [27], mediante el uso de la stethocardiette (con haz doble más moderno). La octava más importante (60-120 Hz)

incluida en esta banda, está bien estudiada por los dispositivos de Butterworth [23], Maass, Weber y Holldack [31] [29]. Esta banda es en parte subliminal porque la capacidad de percepción del oído humano es pobre entre 25 y 50 Hz, y es definitivamente auditiva hasta superar los 50 Hz.

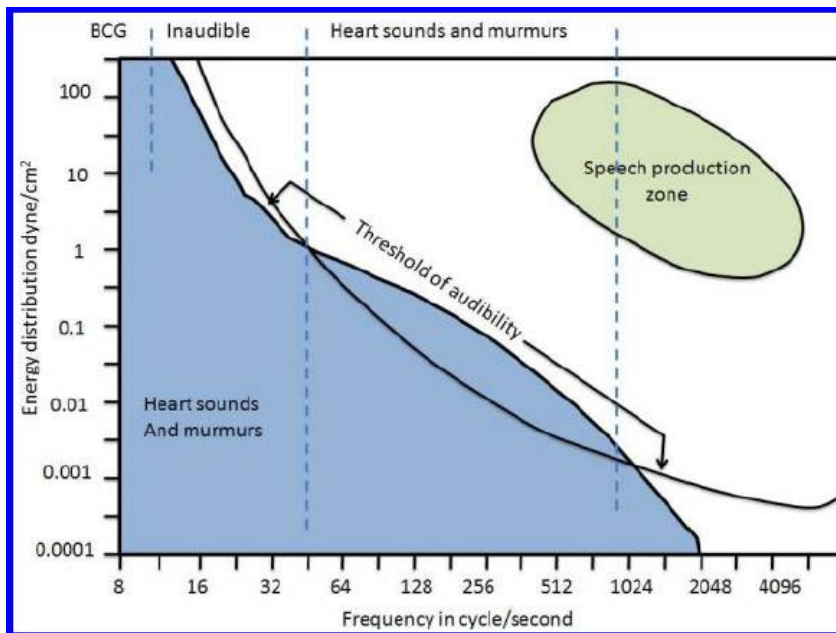


Figura 20 Rangos de frecuencia y niveles de energía de los sonidos y soplos cardiacos audibles.

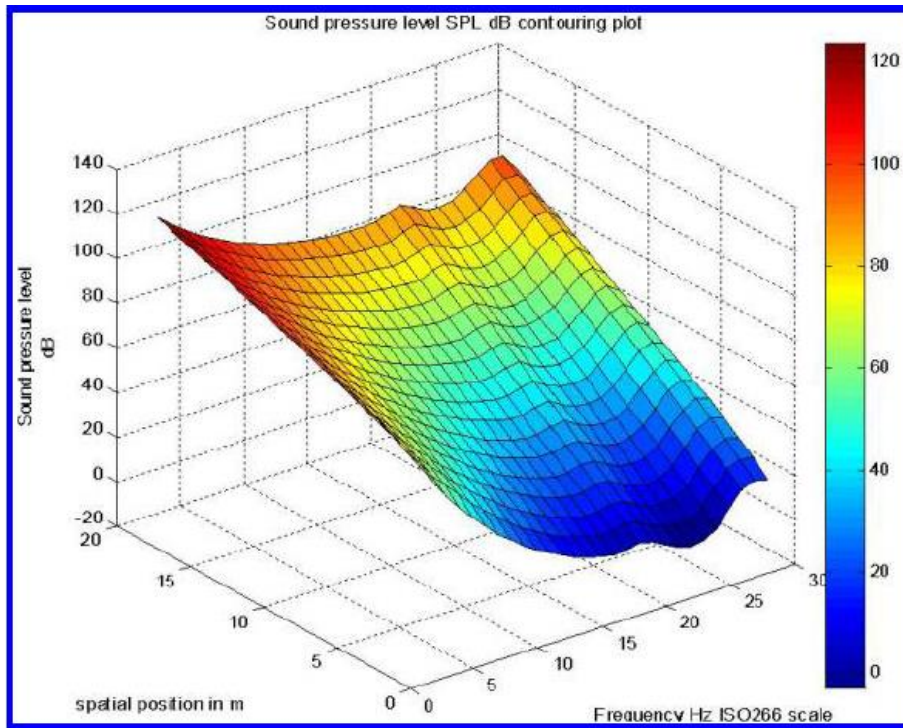


Figura 21 Nivel de presión del sonido fonocardiográfico en el espectro de aplicación clínica.

4. De 120-240 Hz. Corresponde con la mejor zona de grabación de la mayoría de los aparatos y está en el rango auditivo. Fue estudiada por Mannheimer [32], Maass y Weber [33] y Holldack [31]; corresponde al canal bajo de Leatham [2] y a uno de los canales de Butterworth [33] [1].

5. De 240-500 Hz. Corresponde con una zona bastante buena de grabación de muchos aparato. Se aproxima por el método (logarítmico) de Rappaport y Sprague [30]. Corresponde con el canal central de Leatham [2], con un canal de Butterworth, con un canal de Maass y Weber [33], y Holldack [31]. Está dentro del rango auditivo.

6. Desde 500-1000 Hz. Esta banda grande corresponde ya a la zona del espectro donde los sonidos originados en el corazón y grabados de la pared torácica son de magnitud extremadamente reducida. Por esto, su audibilidad suele ser limitada o nula, no por razón del umbral de frecuencia, sino a causa de la magnitud tan pequeña. Se han tomado registros en esta banda por Mannheimer y Holldack [31], Maass y Weber [33], Leatham [2], y

Luisada et al. [1]. Sin embargo, la mayoría de estos registros no son ilustrativos debido a su amplificación inadecuada o su alto nivel de ruido. Por otra parte, han sido registrados buenos trazos por Luisada y Zalter mediante el uso de un fonocardiógrafo especialmente construido [34].

7. De 1000-2000 Hz. Esta banda es normalmente subliminal a causa de la pequeña magnitud de las vibraciones. Sólo dos aparatos parecen ser capaces de registrar las vibraciones debido a la dinámica cardíaca, en unos pocos sujetos normales y en algunos pacientes cardíacos. Uno es el de Butterworth (rotación completa) [23] y el otro es el de Luisada y Zalter [34]. Estas vibraciones de alta frecuencia están siendo objeto de investigación en el procesamiento de la fonocardiografía [33].

5.3 Filtro pasa banda versus filtro pasa alta.

Se ha sabido por mucho tiempo que los transductores cardíacos lineales son inadecuados para la grabación de las vibraciones de la pared del pecho que tienen más importancia clínica, es decir, los componentes de frecuencia media entre 100 y 300 Hz. Esto es porque estas vibraciones son eclipsadas por los componentes de baja frecuencia que tienen amplitud mucho mayor, que son simultáneamente recogidos por el transductor. El filtrado de señal PCG desempeña un papel vital en el análisis espectral de señales acústicas. Se han desarrollado tres métodos para el estudio de estos componentes de frecuencia media y más aún para los de alta frecuencia:

- El uso de un ecualizador (módulo de acoplamiento de micrófono);
- El uso de un filtro pasa altas o módulo HPF;
- El uso de un filtro de pasa banda o módulo BPF.

Los *ecualizadores* han sido preferidos por algunas empresas debido a consideraciones económicas. Su uso permite obtener una visión global de todo el espectro

vibratorio. Sin embargo, el uso de un ecualizador es equivalente a la aplicación de un filtro paso altas fijo con pendiente insuficiente y no se presta a la exploración del espectro y al estudio de las mejores bandas de frecuencia. Los ecualizadores se están utilizando en dispositivos de la compañía Cardionics y de la compañía Littmann.

Los *filtros pasa altas* han sido preferidos por empresas suecas, inglesas y alemanas. Su uso se basa en el principio de que en estos filtros, las vibraciones por debajo de la frecuencia de corte son atenuadas por el dispositivo mientras que por encima de la frecuencia de corte son atenuadas por la pendiente normal (física y fisiológica) de atenuación. Por lo tanto, se obtiene una curva triangular.

Un *filtro pasa banda* es la combinación de un filtro pasa altas con un pasa bajas. Su uso se prefiere ya que la atenuación más nítida de las vibraciones de alta frecuencia contribuye a la claridad de la línea de base mediante la exclusión de las vibraciones extrínsecas generadas ya sea en la habitación, en el paciente, o en el aparato.

La *amplificación* es el grado de agrandamiento en la señal, necesario para obtener un trazo significativo; obviamente aumenta de las bandas bajas a las bandas altas. Ciertos aparatos (como el Elema®) tienen un grado preestablecido de amplificación que aumenta automáticamente en una cierta proporción, cuando una banda de frecuencia más alta se selecciona. Además, algunos modernos sistemas estetoscópicos electrónicos como el Cardionics ® que se ilustra en la figura 22, se han equipado con filtros para el trazo de PCG en diferentes bandas de frecuencia. Esta relación se basa en la disminución física de la amplitud de las frecuencias más altas, es decir, en una pendiente de 10 dB/octava. En realidad, el grado de amplificación que se necesita varía de caso a caso y a veces existe la necesidad de una mayor amplificación de una banda determinada.



Figura 22 Sistema de estetoscopio electrónico con capacidad de almacenar y registrar trazos fonocardiográficos. [Ref: Cardionics Inc., USA]

En estudios recientes, basados en el uso de un fonocardiógrafo lineal calibrado, con un solo galvanómetro, se observó el grado de amplificación necesaria con el fin de grabar el sonido del corazón con la misma magnitud en las distintas bandas.

Este estudio se llevó a cabo en varios individuos, tanto normales como con soplos cardiacos, y en perros grandes normales. Sorprendentemente, se comprobó que la amplificación necesaria fue entre -4 y -8 dB por octava, la cuál es inferior a la de la disminución física de vibraciones que es de -12 dB/octava (llamada ley del cuadrado) y por debajo de cualquier expectativa teórica. Esto se puede explicar de la siguiente manera. El corazón genera vibraciones de diferentes frecuencias y magnitudes. Cuando los trazos fonocardiográficos en distintas bandas de frecuencias se grabaron, se obtuvieron vibraciones de la misma magnitud. Aparentemente ciertas vibraciones de media y alta frecuencia se generan con una magnitud mayor de lo previsto simplemente por una ley física. Este problema se complica aún más por la transmisión a través del mediastino y los pulmones y por la resonancia de la pared torácica. Se deben realizar estudios sistemáticos y pruebas piloto en diferentes anchos de banda de frecuencias fonocardiográficas.

5.3.1 La calibración en la fonocardiografía.

Esta calibración se basa en la linealidad absoluta de los diversos componentes de un sistema. Fue descrita por Mannheimer [28] y en 1939 fue retomada por Holldack [31] y Ljunggren [32]. En su aparato, la amplificación se mide en decibels y se pueden tomar trazos similares con amplificación idéntica para la misma banda de frecuencia.

En la actualidad se pueden utilizar tres métodos para el estudio de las bandas de frecuencia seleccionadas:

- (a) El uso de filtros pasa altas o pasa banda para la grabación y la comparación simultánea (teléfono de múltiples canales) o subsecuente (teléfono solo canal) de sonidos cardiacos y soplos en varias octavas adyacentes. Este es el método más comúnmente utilizado y fue iniciado por Holldack [31].
- (b) El uso de un filtro pasa banda variable; ajustes de ambos filtros pasa altas y pasa bajas al mismo tiempo que permiten registrar una banda tan estrecha como las condiciones técnicas lo permiten. Este método fue defendido por Mannheimer [28].
- (c) El uso de un analizador de espectros, como proponen Wells y otros [30] [31] [2]. Esto se basa en un dispositivo desarrollado originalmente por Fletcher para el estudio de frecuencias e intensidades del habla.

En la instrumentación de auscultación médica reciente, el procedimiento de calibración se realizó en pasos automatizados para reducir el tiempo y costo de mediciones acústicas cardiacas fiables y precisas. Uno de los modernos dispositivos automatizados de calibrado (Cardionics, Inc., EE.UU.) con su sistema simulador digital de estetoscopio se ilustra en la figura. 23.

5.3.2 Investigación del ciclo cardiaco normal en bandas múltiples de frecuencia.

Las distintas fases del ciclo cardiaco pueden ser identificadas por medio de un electrocardiograma conjuntamente con los trazos simultáneos de las presiones de aurículas derecha o izquierda y las de los ventrículos derecho e izquierdo. Esto se puede hacer fácilmente en animales mediante cateterismo arterial y venoso. Otros trazos de las vibraciones de la pared del tórax en las bandas de frecuencia baja, media o alta se pueden grabar al mismo tiempo. Los datos obtenidos de esta manera se pueden comparar con los

obtenidos durante el cateterismo clínico y con trazados clínicos, en donde un electrocardiograma y un rastreo de pulso aórtico se comparan con fonocardiogramas en diversas bandas de frecuencia.

Las diferentes fases del ciclo cardiaco, identificadas por Bekkering y Weber [33] y más recientemente por Leatham y Zalter [2] [34], se revisaron sobre la base de los datos clínicos proporcionados por los diversos tipos de módulos fonocardiográficos.

Presystole. El rastreo de frecuencia ultra-bajo (lineal) revela una onda bifásica (negativo positivo) en el ápex y una onda bifásica o positivo (positivo-negativo) en el epigastrio. De acuerdo con otros investigadores la primera fase es causada por la actividad de la aurícula derecha y la segunda por la actividad de la aurícula izquierda [30]. En la figura 24 (A) se registraron trazos en un hombre joven normal de 17 años de edad, desde arriba: Electrocardiograma, Fono (estetoscopio) en el 3er espacio intercostal izquierdo, Fono (rango 60-120) misma zona, Fono (rango 480-1000) misma zona, Plamno (rango 1000-2000) misma zona. Los trazos 1 y 2 son simultáneos, los otros han sido exactamente superpuestos. Los trazos (B) y (C) se registraron en el 2º EIC izquierdo en un hombre con caso de hipertensión pulmonar. El trazo inferior (240/480), revela que el componente pulmonar es mayor que el aórtico. (C) El trazado inferior (750/1000) revela que el componente pulmonar tiene la misma amplitud que el aórtico. En ambos casos, la contracción de la aurícula se transmitiría, primero al ventrículo respectivo y luego en el pecho o en las paredes abdominales. El final de la segunda fase se produce antes de la onda Q del ECG. El trazo de baja frecuencia (aceleración 5-25) revela tres ondas de origen auricular durante el intervalo P-Q del ECG de acuerdo con Gardner y Martin [27], y una onda bifásica o trifásica según Wells y Rappaport [30].



Figura 23 Analizador fonocardiográfico automatizado que se basa en la ecualización acústica multicanal. Este módulo se usa también como un simulador para entrenamiento de auscultación cardíaca. [Cardionics Inc. para estetoscopio digital]

El fonocardiograma en el rango de frecuencias medias (30-60 Hz) revela una onda lenta bifásica o trifásica [35]. Ocasionalmente, tres o cuatro pequeñas vibraciones pueden ser grabadas. Se ha indicado que esta onda puede fundirse con el primer sonido e incluso que se producen durante la onda Q del ECG [33] [35]. Sin embargo, esto sigue siendo cuestionable porque el primer sonido comienza con una lenta vibración que está presente incluso en casos de fibrilación auricular [34]. Una posible excepción es el caso de niños o adolescentes con un intervalo P-R corto.

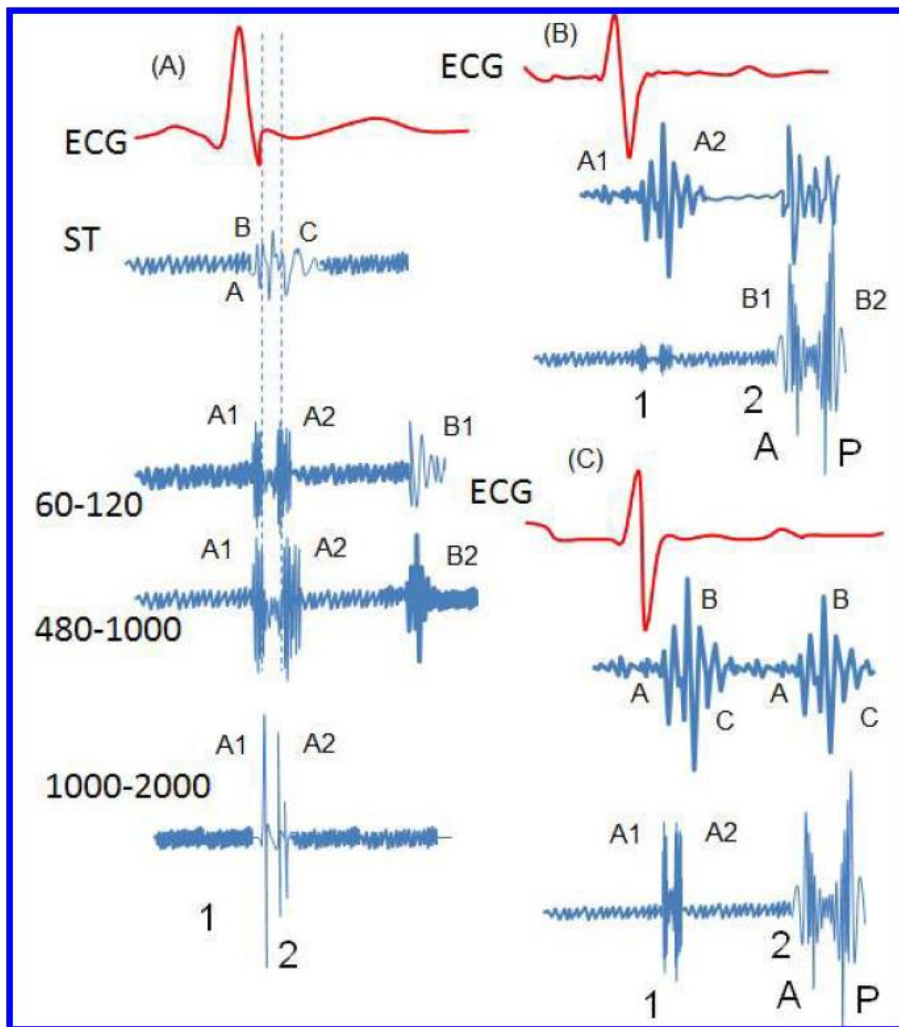


Figura 24 Registro fonocardiográfico de sujeto joven normal.

Respecto a la figura 24, arriba: Electrocardiograma (ECG), Fonocardiograma (PCG) en el 3er EIC, PCG (60-120Hz), PCG (480-1000Hz)-misma zona, PCG (1000-2000Hz). Los trazos PCG 1, 2, 3 son simultáneos y los otros son exactamente sobrepuestos. Para tener en cuenta: la división del primer sonido en dos grupos de vibraciones en todos los trazos filtrados y su relación. Los trazos (B) y (C) fueron grabados sobre el segundo EIC izquierdo en sujetos con hipertensión pulmonar (PH). El trazo inferior B (240 - 480) revela que el componente pulmonar es mayor que el aórtico. El trazado inferior C (750 - 1000) revela que el componente pulmonar tiene la misma amplitud que el aórtico.

La sístole ventricular se dividió hace mucho tiempo en la tensión isométrica (ITP) y el período de expulsión isotónica (IEP) [2]. Más recientemente, se hicieron otras divisiones [36], por lo que ahora se admite como se muestra a continuación.

- Período de latencia electro-pasivo, desde la onda Q hasta el inicio lento de la presión intraventricular izquierda.
- Intervalo mecano-acústico, desde el aumento inicial de la presión intraventricular (PIV) izquierda, hasta el cierre de la válvula mitral y el inicio de la subida rápida de presión en los ventrículos. Esta fase termina con el primer grupo de vibraciones rápidas del primer sonido y fue llamada fase entrante por Zoneraich [35].
- Fase de aumento rápido de presión, desde el cierre de la válvula mitral a la apertura de la válvula aórtica; en el fonocardiograma, desde el primero hasta el segundo grupo principal de vibraciones del primer sonido S1 [37] [38].

La fase de expulsión o eyección fue dividida por Zoneraich [35] y Kahalekar [39] en eyección máxima, que dura hasta la parte superior de la curva de presión aórtica y en eyección reducida, desde este punto hasta la incisura del pulso aórtico, seguido por la relajación de los ventrículos durante la fase de protodiástole.

El trazo de frecuencia ultra-baja (lineal) con la pastilla aplicada al ápex [40] [41]; el kinetocardiograma [42] revela a menudo dos ondas distintas, una en la fase de participante (o intervalo mecano-acústico) y el otro durante la fase de aumento rápido (fase isométrica real). La fase de eyección típicamente revela un colapso sistólico, causado por la reducción del volumen de la masa ventricular, a menos que el movimiento del ápex mantenga en contacto la pared cardiaca con la pared del pecho y cause una meseta sistólica. El final de la sístole está marcado por una onda positiva o muesca [41].

Los trazos de aceleración de baja frecuencia [43] [37] muestran un complejo ABC durante el complejo RS del ECG. Esto coincide con la primera vibración lenta del primer sonido y el aumento lento de presión en los ventrículos (intervalo mecano-acústico). Un segundo complejo CDE se produce durante la onda S y la unión ST, coincide con el primer grupo de vibraciones grandes del primer sonido. Un tercer complejo EFG se produce

durante la carrera ascendente del trazo de la carótida y coincide con el segundo grupo principal de vibraciones del primer sonido. Después, hay un complejo GHI que coincide con el aumento de la onda T y el quiebre del trazo de la carótida, y un complejo IJK en la aparición de T, que termina con las vibraciones iniciales del segundo sonido. Para amplificar la señal de esta banda de frecuencia baja de PCG, puede usarse un filtro digital pasa bajas de respuesta a impulso infinita (IIR) de sexto orden para atenuar los componentes de alta frecuencia en el trazo del PCG. El fonocardiograma en el rango medio-bajo (60-120 Hz) muestra una pequeña vibración inicial de frecuencia y magnitud extremadamente bajas durante el intervalo mecano-acústico. A continuación, se muestra una fase central de cuatro grandes vibraciones difásicas [1], que a menudo se pueden dividir en dos grupos principales que coinciden con los eventos valvulares del corazón [40] [38], los cuales están separados en el adulto por un intervalo de 0.04-0.05 s.

Se ha demostrado que los picos grandes de estas vibraciones pueden ser identificados a través de la cateterización cardiaca derecha e izquierda, y se puede demostrar que coinciden con los cuatro eventos valvulares [40].

Estos eventos, como es conocido, se suceden en el siguiente orden: cierre mitral, cierre tricúspide, apertura pulmonar, apertura aórtica [34]. Por esta razón, los símbolos M, T, P y A refiriéndose a las cuatro válvulas, fueron sugeridos para las cuatro principales vibraciones si pueden ser identificadas [37]. No en todas las personas se puede hacer una distinción tan clara pues hay ondas adicionales más pequeñas que afectan a veces esta imagen deseable clara. Es obvio que, si tanto el cierre como la apertura de las válvulas están acompañados por vibraciones, la interpretación del mecanismo de la producción del primer sonido del corazón requiere una revisión. Tras la apertura de la válvula aórtica, el trazo de frecuencia media-baja a menudo presenta de una hasta tres vibraciones en decrecientes que parecen estar relacionadas con la fase temprana de eyección y que generalmente terminan con el pico del pulso aórtico. Estos se han explicado con las vibraciones de las paredes de las arterias aorta y pulmonar. La segunda mitad de la sístole está por lo general libre de vibraciones, pero puede haber una o dos pequeñas vibraciones durante ese lapso.

Bandas de vibración en frecuencia media-alta [120-240 Hz y 240-480 Hz]. En estas bandas (o sólo en la última), un patrón unitario bastante bueno se produce, como se muestra

por Xu [40]. El primer tono del corazón a menudo se convierte en dos fases, separadas por un intervalo de 0.04-0.05 s; o hay dos grandes vibraciones dentro de una serie de 3-5 más pequeñas. No hay discusión acerca de explicar la primera vibración más grande en sujetos normales con el cierre mitral, en cambio, respecto al segundo, lo describe Leatham [2], debido al cierre tricúspide, y otros por el contrario, lo explican con la apertura de la válvula aórtica [33]. Esta interpretación se basa en los siguientes hechos:

(1) El inicio de la activación del ventrículo izquierdo normalmente precede a la del derecho por un intervalo muy pequeño. Una precedencia mecánica de la contracción ventricular izquierda se demostró ya en perros por Hamilton y confirmado por Zalter [34], y se determinó en el hombre por Kahalekar [39]. Esta precesión es de sólo 13 ms, y tiene variaciones individuales de no más de 4 ms. En otras palabras, la sincronización entre el inicio de la contracción de los dos ventrículos prácticamente no es de más de 17 ms y puede ser de sólo 9 ms. Puede haber variaciones respiratorias; este intervalo se reduce aún más por el hecho de que el intervalo de metano-acústico del ventrículo izquierdo es más largo que el del derecho: el cierre de la válvula mitral se retrasa ligeramente por la mayor presión de la aurícula izquierda. Por lo tanto, es imposible explicar dos grupos de vibraciones de sonido generalmente separadas por 0.04-0.05 s con dos eventos mecánicos que están separados por sólo 0.01-0.015.

(2) El intervalo entre el cierre mitral y la apertura aórtica (período de tensión ventricular isométrica izquierda) se evaluó en el perro por Whoor como del orden de 0,05 s y Braunwald et al. para el humano con un intervalo de 0,06 s, que es prácticamente idéntica a la que se encuentra entre los dos grupos anteriores de vibraciones.

(3) El intervalo entre la primera y la segunda gran vibración no varía cuando la contracción del ventrículo derecho se retrasa experimentalmente, y puede incluso aumentar cuando este último no se retrasa. Es obvio que un retraso de la contracción del ventrículo derecho debería aumentar el intervalo entre las vibraciones grandes si el segundo grupo de ellas fueran debido al cierre tricúspide.

(4) En los casos de estenosis mitral y fibrilación auricular, se acepta que el cierre mitral se retrasa y es ya sea simultáneo o posterior al cierre tricúspide. Una diástole corta teóricamente retrasa el cierre mitral debido a mayor presión de la aurícula izquierda. Sin embargo, en estas circunstancias, es posible encontrar un primer sonido dividido por un

intervalo de 0,05 a 0,06 s entre los componentes de la señal. Si el segundo (mitral) tuviera un intervalo de 0,15 s entre la onda Q del ECG y este sonido, sería demasiado largo para ser aceptado.

(5) La segunda gran vibración coincide con el aumento de presión de la aorta y puede coincidir con o ligeramente por debajo del de la arteria pulmonar. La precesión de este sonido sobre el aumento de la presión aórtica, puede haber sido debido a una interpretación incorrecta del pequeño aumento de presión en la aorta que se produce durante la contracción isométrica [36]. Esto nos lleva a la discusión del tan mencionado ruido de eyección (llamado así por Leatham). Dicho sonido es un nuevo fenómeno que surge en casos de estenosis de la aorta o en los casos con dilatación de la aorta o de la arteria pulmonar cuando ocurre una apertura anormal de las válvulas semilunares.

Por el contrario, McMontry desde 1953 [33] concluyó que tal sonido representa, en la mayoría de los casos, una acentuación y retraso del segundo grupo de vibraciones del primer sonido, posiblemente relacionadas con un gradiente anormal de presión a través de la válvula o perturbaciones en el flujo del vaso. (En particular, representa la acentuación de (P) o (A) de acuerdo a si la válvula o arteria pulmonares están implicadas, o de la válvula aórtica o de la aorta.) Lie et al. [36] también admitieron que en algunos casos con dilatación de una de las grandes arterias, una vibración más lenta se produce durante la primera fase de eyección. Esta afirmación se demuestra por los siguientes hechos:

1. No está claro en la investigación anterior la capacidad de demostrar tres grupos de vibraciones de alta frecuencia (cierre mitral, cierre tricúspide, ruido de eyección) sobre la misma parte.

2. La cateterización de la arteria pulmonar o de la aorta muestra el aumento de la presión coincidiendo con y no siguiendo el mencionado ruido de eyección [38]. El estudio de este gran sonido en los casos de cardiopatía congénita confirma que representa una acentuación patológica (y ocasionalmente un retraso) de un componente normal del primer tono cardíaco.

5.3.3 Bandas de vibración de alta frecuencia [500-1000 Hz y 1000-2000 Hz].

Éstas sólo se pueden grabar a través de una amplificación grande (60-100 dB) y sólo en individuos jóvenes con una pared de tórax delgado o plano. Particularmente la banda más alta, sólo se ha registrado por excepción. Por otro lado, una banda intermedia (750-1500 Hz) puede ser estudiada en un mayor número de individuos.

Contiguo o dentro del ápex, y a veces también en el tercer espacio intercostal izquierdo, se pueden obtener una o dos grandes vibraciones. Cuando sólo una se registra, coincide con la primera vibración grande de la banda media alta; cuando dos se registran, la segunda coincide con la segunda más grande de tales bandas. Ocasionalmente, cualquiera de las vibraciones más grandes está acompañada por una más pequeña, ya sea antes o después de su aparición. Como en las bandas descritas anteriormente, las investigaciones explican estas vibraciones de alta frecuencia y de baja magnitud como coincidentes con los eventos del corazón izquierdo (cierre mitral - apertura aórtica). Es interesante observar que ocasionalmente una vibración pequeña en la mitad de la sístole coincide con el pico G del trazo de baja frecuencia o se produce en la sístole tardía. Es una regla general que aparecen vibraciones de alta frecuencia e intensidad pequeña (por encima de 300 Hz) al comienzo de cada sonido, tono o componente. Estas son inmediatamente seguidas por vibraciones que tienen una frecuencia más baja, una mayor intensidad y una duración más larga.

Si el trazo se registra en la base, por lo general el componente aórtico se revela como una vibración grande, mientras que el pulmonar se revela como vibración pequeña o nada en absoluto. En la hipertensión pulmonar grave, el componente pulmonar es a menudo más grande que el aórtico y puede incluso ser el único registrado. Generalmente en el precordio medio o en el ápex, se puede grabar sólo la vibración correspondiente al cierre mitral (1er tono) o esto más el cierre aórtico (2º tono).

La fase de diástole, de acuerdo con Zoneraich [35] se puede dividir en llenado rápido y llenado medio-lento (o diastasis). Es interesante que los estudios más recientes [44] [45] han demostrado que la fase de llenado rápido se debe en parte a la ayuda de la retracción elástica de las paredes ventriculares que causan una diástole parcialmente activa. La relajación isométrica proto-diastólica. La fase anterior, de acuerdo con Kingsley [43] dura desde el principio hasta el pico de la incisura del trazo aórtico (cierre de la válvula aórtica), esta última, desde el cierre de la válvula aórtica hasta la apertura de la válvula

mitral.

5.3.4 Trazo de frecuencia ultra baja (banda de frecuencia lineal).

Este trazo normalmente presenta una rama descendente de la IIa pico (cierre de la válvula aórtica) al canal de O (o IIb) que marca el punto más bajo del trazo [37]. Este punto indica la apertura tricuspídea, si el trazo se registra en el epigastrio (a menudo, en este área existe un patrón de espejo: bajo punto IIa, pico IIb), y la apertura mitral, si se registra en el ápex [45]. En el trazo de baja frecuencia (aceleración 5-25), el final de la onda T del ECG y la primera vibración del segundo sonido del corazón son simultáneas con la onda K de este trazo de aceleración. El cierre de la válvula aórtica está acompañado por el complejo KLM, mientras que el pico de M coincide con la apertura de las válvulas AV [40].

Durante esta fase, el trazo sube desde el punto más bajo (punto (O) o IIb) a una alta posición, marcando el máximo de llenado rápido y coincidiendo con el tercer sonido. Esta parte del trazo es la más comúnmente reproducible y por lo tanto, la más útil para la identificación del tercer sonido [36]. El pico coincide generalmente con el tercer sonido del corazón y el máximo de la fase de llenado rápido. El complejo OP se produce durante la fase de diastasis, si esta fase no se acorta debido a taquicardia.

5.3.5 Trazo de frecuencia media-baja [60-120 HZ].

Este trazo usualmente revela el complejo del segundo tono del corazón con dos a cuatro grandes vibraciones. Con frecuencia, los dos componentes más grandes se pueden reconocer en la parte central de este tono (cierres aórtico y pulmonar) [2] [43]. La apertura de la válvula mitral no se revela por este rastreo en sujetos normales. Pavlopoulos et al pensaron que en los casos de carrera normal, una pequeña vibración de baja frecuencia se producía en el momento de la apertura mitral [1]. Sin embargo, en retrospectiva, la vibración podría haber sido una imagen deformada de la componente pulmonar, a pesar de que registró en el cuarto espacio intercostal izquierdo. Por otra parte, en los casos de estenosis mitral, esta vibración se registra claramente (chasquido de apertura).

En esta fase, puede ocurrir una pequeña vibración coincidiendo con el pico del llenado rápido (tercer sonido). Puede ser mucho mayor en los casos con aumento de la presión de la aurícula (ritmos triples o galopes) y puede estar dividido [38], simulando de esta manera la aparición de un quinto sonido [46].

5.3.6 Trazos de frecuencia media y alta [120-240 Hz y 240-480].

En estas bandas, dos grandes vibraciones surgen dentro del segundo tono cardiaco. No hay discusión entre los diversos investigadores en la identificación de la primera con el cierre de la válvula aórtica, y de la segunda con el de la válvula pulmonar. El mejor lugar para la grabación de ambas es el tercer espacio intercostal izquierdo. Por lo general, sólo el primero de ellos (componente aórtico) se transmite al segundo EIC derecho y hacia el ápex, mientras que el segundo (componente pulmonar) puede hacerlo pero en los casos de hipertensión pulmonar.

Un retraso en el componente pulmonar se produce en la hipertensión pulmonar, estenosis pulmonar y bloqueo de rama derecha. Un retraso en el componente aórtico, por otro lado, se produce en la estenosis aórtica o en bloqueo de rama izquierda. El chasquido de apertura mitral se registra mejor en estas bandas. A menudo es de pequeña amplitud y tono alto.

En sujetos normales, no se registran las vibraciones. En casos patológicos con ritmos triples, el tercer sonido normalmente se registra mejor en la banda de 120 a 240 Hz, pero en ciertos casos, se graba bien por encima de 500 Hz y puede llegar a frecuencias aún más altas. Esto apunta a la dificultad de una diferenciación absoluta entre un ruido de galope y un chasquido de apertura de la válvula mitral con base en la frecuencia solamente. El chasquido de apertura, por lo general de un tono más alto que el galope, se muestra mejor en las bandas 120-240 o 240-480 (a veces incluso más), y todavía se registra como un tic pequeño por encima de 750 y hasta por encima de 1000 Hz. Por lo tanto, a pesar de que el chasquido de apertura es más agudo que el ruido de galope, hay una superposición de las bandas en las que se registran mejor, y tienen que ser tomados en consideración otros elementos para el diagnóstico diferencial.

5.3.7 El mecanismo de producción de los tonos cardiacos.

Se han dedicado numerosos estudios a este problema y en particular para el mecanismo del primer tono del corazón. En trabajos específicos [31] [33] [34] se discute el trabajo experimental previo de los demás y se contribuye a la clarificación de este problema. De acuerdo con interpretaciones recientes [28] [31], las vibraciones de los tonos del corazón se deben a los cambios rápidos en la presión de la sangre (y de las paredes cardiacas que lo rodean) siempre que ocurra una aceleración o deceleración rápida en coincidencia con, pero no causada por los movimientos valvulares.

La apertura de la válvula aórtica, por ejemplo, causa una aceleración súbita de la sangre del ventrículo izquierdo, que está siendo expulsada, además de un efecto ariete de esta sangre en contra de la sangre estática contenida en la aorta.

En una cámara elástica llena de líquido, cualquier movimiento repentino pone a todo el sistema en vibración, el momento del fluido causa una excesiva expansión de las paredes elásticas, seguido por un retroceso y un desplazamiento de fluido en la dirección opuesta. La intensidad de un sonido parece ser proporcional a la tasa de cambio de la velocidad de la sangre, mientras que su frecuencia parece estar relacionada con la relación entre la masa vibrante y la elasticidad de las paredes. Los estudios de los tonos del corazón hechos en bandas de frecuencias diferentes [39] [37] han demostrado que los cuatro eventos valvulares que participan en el primer tono se manifiestan en una banda de frecuencia media-baja (60-120 Hz).

Por el contrario, las bandas superiores y, especialmente, la que está entre 500 y 1000, por lo general revelan los acontecimientos del corazón izquierdo: una vibración debido al cierre mitral se registra mejor en tercero o cuarto EIC (primera tono); una vibración debida al cierre aórtica se registra mejor en la base (segundo tono). El cierre pulmonar (segundo tono) se revela en esta banda como una pequeña vibración, excepto en casos de hipertensión pulmonar severa.

Los tonos tercero y cuarto son generalmente mejor revelados en las bandas de ultra-baja y baja frecuencia (Cardiograma apical o kinetocardiograma; trazo de aceleración de baja frecuencia 5-25; trazo de desplazamiento en la banda 15-30). Es interesante observar que el trazo de alta frecuencia de vez en cuando puede revelar una vibración pequeña en la

sístole, que corresponde a la onda H del trazo de baja frecuencia. Esto indica la existencia de un pequeño y agudo armónico que coincide con el pico del pulso aórtico.

Los tonos 3 y 4 han sido objeto de numerosos estudios. La opinión que parece reunir el mayor apoyo experimental y clínico es que son causados por la avalancha de sangre hacia los ventrículos durante las dos fases de llenado acelerado en la diástole temprana y la presístole. Como tales, parecen generarse en las paredes ventriculares, y los fonocardiogramas intracardiacos confirman este punto de vista. Las vibraciones previas registradas por el método de esofágico pueden estar más estrechamente relacionadas con la contracción auricular (4 ° tono). Periódicamente se presentan especulaciones acerca de un origen valvular de estos tonos, en lo que respecta al tercer tono no parecen ser aceptables. En lo que respecta al cuarto tono [35], es probable que dos componentes separados, uno valvular y otro del miocardio, ocurran ocasionalmente. Sigue siendo objeto de debate si el componente valvular se registra en casos distintos de la patología de bloqueo AV completo.

5.4 Principios de transducción estetoscópica.

5.4.1 El transductor electroacústico o micrófono.

Existen diferentes tipos de micrófonos adecuados para capturar sonidos corporales acoplados por aire, a partir de la piel. Estos incluyen los siguientes:

- Micrófonos de condensador o capacitor, en donde la vibración inducida a una película de Mylar metalizado (formando una placa de un condensador) cambia la separación y por consiguiente la capacitancia entre él y una placa fija, induciendo un cambio en el voltaje del condensador en condiciones de carga constante.
- Micrófonos piezoeléctricos o de cristal, en los que la presión sonora acoplada por aire hace vibrar una cristal piezoeléctrico, generando directamente una tensión proporcional a (dp/dt) , donde p es la presión acústica en el micrófono.
- Micrófonos Electret, que son sensores de capacitancia variable en los que una placa tiene una carga electrostática permanente, mientras que la placa con movimiento varía la capacitancia, induciendo un voltaje que se amplifica. Los micrófonos Electret son de

tamaño pequeño y se usan en los intercomunicadores de diadema, grabadoras, computadoras, etc.

Los micrófonos generalmente tienen una respuesta de alta frecuencia que es bastante adecuada para sonidos generados fuera del cuerpo. Lo que les falta es la respuesta de baja frecuencia. De acuerdo con Webster [49], algunos sonidos del corazón son subsónicos, que van desde 0,1 hasta 20 Hz [47], los sonidos con frecuencia de 0.1-10 Hz son generalmente inaudible y los de frecuencias de 10 a 20 Hz puede ser detectados como presión subsónica solo por algunos oyentes.

Para grabar sonidos corporales, es posible modificar un micrófono piezoeléctrico para cubrir hasta menos de 1 Hz mediante la inserción de un alambre fino de acero inoxidable en el agujero de alivio de presión de la parte trasera del dispositivo. El alambre aumenta la impedancia acústica del orificio de ventilación y por lo tanto aumenta la constante de tiempo τ de baja frecuencia del micrófono de forma que la atenuación en baja frecuencia disminuye considerablemente.

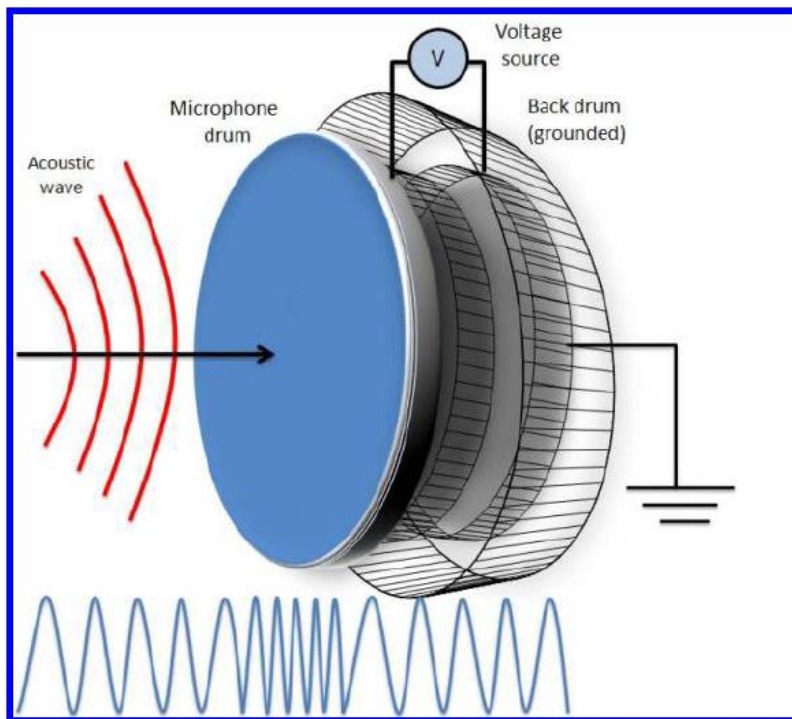


Figura 25 Diagrama 3D de la estructura de un micrófono típico y su circuito eléctrico equivalente.

En la figura 25 se muestra una estructura 3D del interior de un micrófono típico, que se compone de cuatro componentes principales: (1) cristal externo (piezoeléctrico), (2) jaula de tierra, (3) tambor oscilante y (4) fuente de excitación.

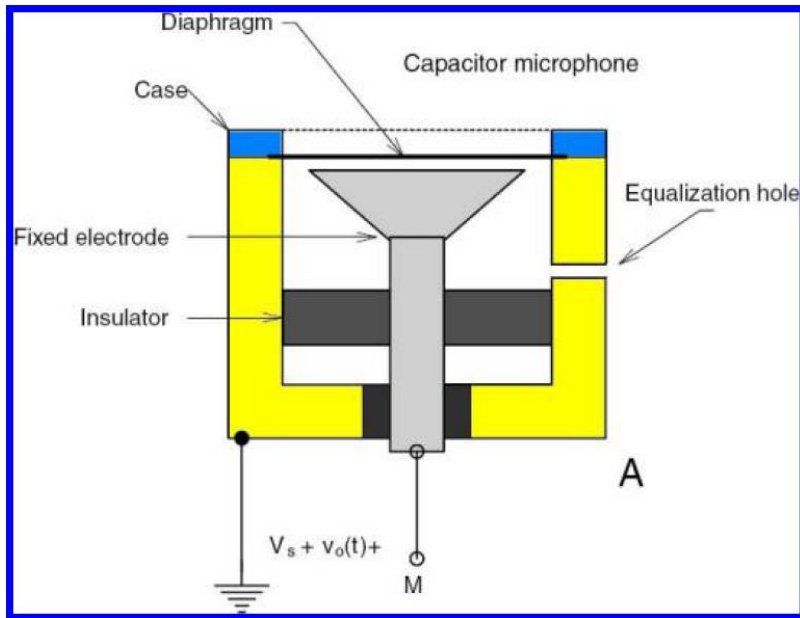


Figura 26 Sección transversal de un micrófono de condensador utilizado en la adquisición de sonidos fonocardiográficos.

El cambio de capacitancia de un micrófono en el tiempo se puede expresar como en la siguiente ecuación, donde C_0 es la capacitancia de del micrófono sin excitación, δC es el cambio de capacitancia micrófono y ω es la frecuencia de oscilación de la jaula del micrófono.

$$C(t) = C_0 + \delta C \sin(\omega t) \quad (5.1)$$

Esta expresión de $C(t)$ se sustituye en la ecuación de voltaje equivalente del micrófono, y la ecuación resultante es derivada con respecto al tiempo. Esto resulta en una ecuación diferencial ordinaria no lineal de primer orden (ODE) en la malla de corriente,

$i(t)$, que se resuelve para producir una función de respuesta en frecuencia, que se puede escribir como sigue:

$$i(t) = \frac{V_s \delta C / C_0}{\sqrt{R_s^2 + 1/\omega C_0}} \sin(\omega t + \phi_1) - \frac{V_s R_s \delta C / C_0^2}{\sqrt{R_s^2 + 1/\omega C_0}} \sin(2\omega t + \phi_1 + \phi_2) \\ + \text{armónicos de orden mayor.}$$

(5.2)

donde V_s es el voltaje de excitación en corriente directa (DC) del micrófono y R_s es la impedancia de la fuente. Nótese que $\phi_1 = \tan^{-1}[1/\omega R_s C_0]$ y $\phi_2 = \tan^{-1}[1/\omega^2 R_s C_0]$. Cuando $\delta C_0/C \ll 1$, el término de frecuencia fundamental domina, y la salida de señal pequeña en AC del micrófono (superpuesta al voltaje de corriente continua V_s), puede escribirse como una función de respuesta de frecuencia:

$$\frac{V_*}{\delta C}(j\omega) = \frac{V_s R_s \omega}{\sqrt{1 + (\omega C_0 R_s)^2}}.$$

(5.3)

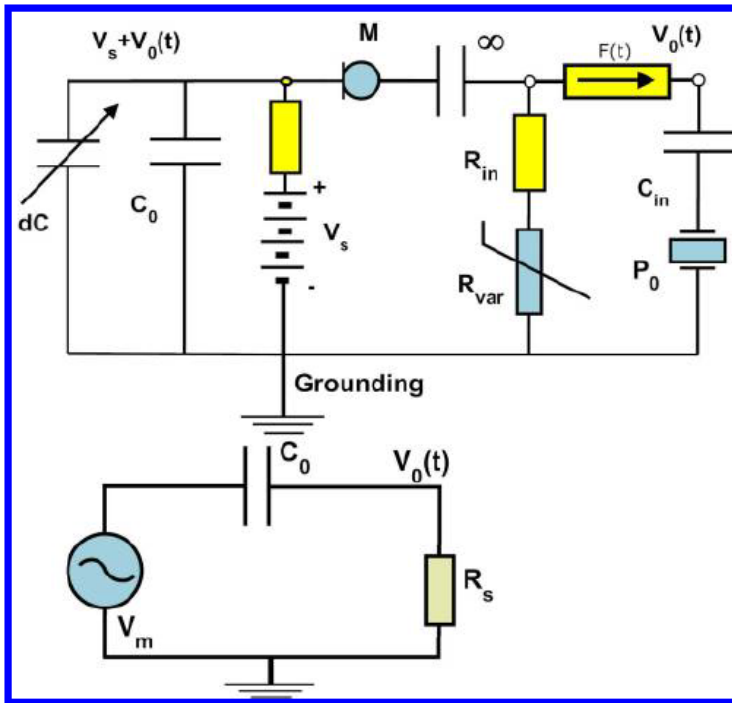


Figura 27 (arriba) Diagrama esquemático de los circuitos equivalentes que representan al sistema de micrófono cardiaco; (abajo) Circuito lineal simplificado del micrófono cardiaco capacitivo.

Según señala Olson et al. [24], este es el mismo resultado que se obtiene si se coloca un voltaje de circuito abierto (Thevenin) $V_{OC} = V_s (\delta/C_0 \sin(\omega t + \phi_1))$ en serie con C_0 y R_s en la malla, y observar $v_o(t)$ a través de R_s . En la Eq. 2.3, vemos que la frecuencia de corte baja es $f_{Lo} = 1 / (2\pi R_s C_0)$ Hz. Por ejemplo, si $C_0 = 7$ pF y $R_s = 10$ ohms, entonces $f_{Lo} = 2,3$ Hz. El circuito equivalente eléctrico del micrófono cardiaco se ilustra en la figura 27.

5.4.2 Acoplamiento acústico.

Sin importar qué tipo de sensor se utilice para detectar las formas de onda de los sonidos endógenos sobre la piel del paciente, hay un problema en la eficiencia de acoplamiento de las vibraciones mecánicas desde dentro del cuerpo hasta el micrófono (o el tímpano). Desde los días de Laennec y su primer estetoscopio, una interfaz de forma cónica o de campana se ha utilizado eficazmente para acoplar un área relativamente grande con vibraciones acústicas de baja amplitud en la piel, a un área pequeña con vibraciones de amplitud más grandes en el tubo del oído.

Esta interfaz en forma de campana es de hecho un cuerno invertido (en ese tiempo eran literalmente cuernos de vaca), que se utilizaron antes del siglo XX como audífonos contra la sordera. Tenga en cuenta que el pabellón auditivo del oído humano es un cuerno inverso eficaz, que adapta la impedancia acústica baja del espacio abierto a la impedancia mayor del canal auditivo y del tímpano. Como todos los cuernos o cornetas, el pabellón de la oreja presenta propiedades de filtro de peine, atenuando ciertas frecuencias altas en bandas estrechas de alrededor de 8 y 13 kHz [35]. Las cornetas regulares se utilizaron primero como altavoces para hablar, más adelante como dispositivos de salida de los primeros tocadiscos mecánicos; en ellos, el desplazamiento lateral de la aguja en el disco hacía vibrar un diafragma de mica de aproximadamente dos pulgadas de diámetro. Se utilizaba una corneta para acoplar las vibraciones a una habitación y a los oyentes. La mayoría de los libros de texto de Acústica describen a las cornetas por su función de acoplamiento sonoro de un pistón vibratorio de pequeño diámetro, a una abertura de gran diámetro en el espacio libre (la habitación).

En el examen de los sonidos corporales endógenos, los eventos ocurren al revés. Un área grande de pequeñas vibraciones de amplitud acústica en la piel se transforma por la corneta inversa en una pequeña área de vibraciones de gran amplitud (en el tímpano o micrófono).

Está más allá del alcance de esta sección analizar matemáticamente la acústica de cornetas directas e inversas. Sin embargo, se hará una revisión heurísticamente.

Básicamente, las cornetas y cornetas inversas son sistemas acústicos de adaptación de impedancia. Ellos intentan acoplar la impedancia de la radiación acústica de la fuente a la impedancia acústica de la terminación de la corneta. La terminación en el caso de un estetoscopio es la impedancia de entrada bastante compleja de los tubos de acoplamiento (o tubo, en el caso del instrumento de Laennec), en el caso de un micrófono, es el diafragma móvil. Si las impedancias no se corresponden, la transmisión de sonido no será eficiente porque habrá reflexiones en las interfaces entre dos medios con diferentes características de impedancia acústica; por ejemplo, en la interfaz piel-aire, y en la interfaz aire-micrófono. La impedancia acústica característica de un medio es un número real definido simplemente por [35]:

$$Z_{ch} = \rho(c) \text{ cgs. ohms. } (ML^2T^{-1}).$$

(5.4)

Para el aire, la densidad ρ , es una función de la presión atmosférica, la temperatura y la humedad relativa. La velocidad del sonido c en el aire, no es sólo una función de la presión atmosférica, la temperatura, y la humedad relativa, sino también de la frecuencia. Por lo tanto, la Z_{ch} del aire puede variar en un amplio intervalo, variando c. 40-48 cgs ohms (43 se suele tomar como un valor típico). Una Z_{ch} promedio para los tejidos del cuerpo (piel, músculo, grasa, tejido conectivo, órganos, sangre) es de c. 2×10^5 cgs ohms. Por lo tanto, vemos que hay un desacoplamiento de impedancia enorme en el sonido que va desde el cuerpo al aire, y la mayor parte de su intensidad se refleja de nuevo hacia el interior. Claramente, habrá una mejor transmisión de sonido a través de la piel cuando la piel tiene acoplada una impedancia acústica mucho mayor, como en la abertura de la corneta inversa.

6 Principios de modelado matemático.

6.1 Modelado e identificación de sistemas físicos.

El propósito principal en la construcción de modelos es profundizar en el conocimiento de los sistemas físicos y adquirir conocimiento sobre el mundo físico. Un modelo matemático es a menudo conformado por un conjunto de ecuaciones que reflejan los conocimientos disponibles y establecen las reglas de cómo este conocimiento interactúa. Los modelos matemáticos se pueden desarrollar de distintas maneras: puramente teóricos basados en las relaciones físicas que son conocidas a priori sobre el sistema, puramente empíricos mediante experimentos con el sistema ya existente, o por una combinación sensata de ambas aproximaciones.

Los modelos obtenidos por el primer método se llaman a menudo modelos a priori, de principio primario o teóricos, mientras que los modelos obtenidos de la segunda forma se denominan modelos a posteriori, experimentales o de caja negra. En el caso del análisis teórico, las propiedades dinámicas del sistema están principalmente a cargo de las ecuaciones de balance respectivas. Estos balances son establecidos por las leyes de conservación complementadas con las ecuaciones de estado necesarias y leyes

fenomenológicas. La construcción de modelos teóricos se vuelve inevitable si los experimentos en la planta respectiva no pueden o no deben ser realizados. Si la planta a ser modelada no existe todavía, el modelado teórico es la única posibilidad de obtener un modelo matemático.

6.2 Principios generales de modelado.

Es posible observar características comunes a todos los modelos. Aún los modelos más extensos y sofisticados tienen las siguientes limitaciones: son específicos, son imperfectos y están incompletos. Los modelos son específicos al sistema de modelado que fue utilizado, a las condiciones del momento y del entorno, a las limitaciones del alcance que fueron establecidas y al nivel de detalle requerido. Ningún sistema puede ser completamente descrito por un modelo matemático. Todo sistema es imperfecto o dicho de otra forma, está incompleto.

Si los modelos tienen estas limitaciones ¿Por qué son tan extensamente utilizados especialmente en el ámbito de la ingeniería? Los modelos son utilizados por el beneficio que brindan como casos límite en el sistema modelado. Para lograr esto se requiere una plena comprensión de los que se está buscando y de las condiciones del sistema que se está modelando.

6.3 Tipos de modelos matemáticos.

Una forma de categorizar los modelos es dividirlos en tres tipos diferentes:

Modelos analíticos, que son aquellos que pueden resolverse completamente mediante procedimientos de análisis matemático y cuya solución es una ecuación o conjunto de ecuaciones matemáticas. Generalmente son soluciones de ecuaciones diferenciales establecidas a partir de características intrínsecas y extensivas del sistema. Ejemplos de modelos analíticos son la ley de Ohm, la ley de los gases ideales, las ecuaciones de Navier-Stokes y la ley de magnetismo de Gauss.

Modelos empíricos, que son aquellos que se establecen mediante la experimentación y pueden constar de tablas multidimensionales y aproximaciones a funciones de los datos en ellas contenidos. Puede tratarse de cientos o miles de pruebas experimentales con ecuaciones que ayudan a describir los datos. Ejemplos de modelos empíricos son la ecuación Churchill-Bernstein para transferencia convectiva de calor sobre cilindros, y la ecuación i-v (corriente-voltaje) de emisión electrónica de campo frío (cold field electron emission CFE).

Numéricos-iterativos, que son los que requieren de procedimientos repetitivos para ir convergiendo en alguna solución. Usualmente se emplean algoritmos computacionales. La base de los sistemas iterativos puede ser tanto analítica como empírica. El problema se descompone en unidades discretas, por ejemplo de forma espacial y se utilizan métodos numéricos de cálculo. Ejemplos de modelos numéricos-iterativos son el método de Newton y el método de los elementos finitos.

6.4 La conservación de la energía, base general del modelado.

Al observar modelos de sistemas físicos diversos, puede hacerse una analogía o equivalencia entre las diferentes variables y su comportamiento. Por ejemplo al comparar un sistema hidráulico con un sistema eléctrico, la altura de un tanque de agua tiene comportamiento similar a la diferencia de potencial eléctrico, y el calibre de una tubería se comporta de forma similar a la resistencia eléctrica por lo que el cálculo del flujo de agua a través de la tubería es análogo al cálculo de la intensidad de corriente a través de la resistencia. Esta analogía o paralelismo entre los sistemas físicos se explica porque en la naturaleza y en el universo conocido, al menos a escalas micrométricas o mayores, opera de forma subyacente la propiedad de conservación de la energía.

Las tres leyes de conservación se pueden expresar matemáticamente de esta manera:

$$\frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \int_{CV} \psi dV + \int_{CS} \psi \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} dA \quad (6.1)$$

Donde Ψ es alguna entidad a ser modelada, puede ser materia, momento o energía, ψ es esa entidad por unidad de volumen, y $\mathbf{n}$ es el vector normal a la superficie frontera.

El lado izquierdo de la ecuación representa la producción de la entidad. En el lado derecho de la ecuación, el primer término representa el aumento de la entidad por unidad de volumen y el segundo término representa el flujo de la entidad por unidad de volumen hacia fuera de la superficie frontera que contiene al volumen.

Esta ecuación provee un vínculo entre la derivada total y la derivada local. Es una construcción analítica que permite ver la relación matemática entre procesos de cambios físicos y que se aplica de forma general siendo la razón del paralelismo entre sistemas.

Analizar de forma total la producción o evolución de la entidad, se conoce como enfoque lagrangiano (de Lagrange) y analizar los cambios internos junto con los intercambios que cruzan los límites del espacio de interés, se conoce como enfoque euleriano (de Euler).

7 Técnicas de procesamiento y análisis de señales fonocardiográficas.

7.1 Principios de manejo de señales en Fonocardiografía.

La Fonocardiografía (PCG) es una técnica útil para registrar sonidos y soplos cardiacos. Se desarrolló inicialmente para superar las deficiencias de las propiedades acústicas del estetoscopio. Un fonocardiograma, que es la representación gráfica de la vibración acústica cardiaca, puede documentar los tiempos y las diferentes intensidades relativas de los ruidos y soplos cardiacos. Los cardiólogos pueden entonces evaluar un fonocardiograma basándose en los cambios en la forma de onda y en sus características temporales. Una serie de variables relacionadas con el corazón también pueden grabarse simultáneamente con el fonocardiograma, incluyendo el electrocardiograma ECG, el pulso arterial carotídeo, el pulso venoso yugular y el cardiograma apical. Dicha información permite a los médicos evaluar los sonidos del corazón de un paciente en relación con los eventos eléctricos y mecánicos del ciclo cardiaco.

Aunque la fonocardiografía puede grabar y almacenar la auscultación de forma precisa, su uso como herramienta de diagnóstico es poco común debido a que requiere de procedimientos críticos e instrumentación complicada. Un procedimiento estándar para registrar fonocardiogramas requiere de una sala acústicamente silenciosa con diseño especial [38] [43] [37]. En términos de equipamiento, la mayoría de los dispositivos fonocardiográficos existentes se desarrollaron antes de la aparición de los circuitos integrados analógicos y por esto eran típicamente grandes, ruidosos e incómodos de usar. Con la introducción del estetoscopio electrónico, es posible que la fonocardiografía vuelva a utilizarse en la práctica clínica.

Los estetoscopios electrónicos recientemente desarrollados son más compactos, más inmunes al ruido y a las perturbaciones, y mucho más adecuados para uso diagnóstico. Permiten una grabación digital de sonidos del corazón, y por lo tanto permiten a los médicos realizar un análisis del fonocardiograma en una plataforma computacional. El fonocardiograma podría tener incluso mayor importancia diagnóstica en el futuro conforme van surgiendo nuevas mejoras en la tecnología de la instrumentación electrónica y en los algoritmos de procesamiento de señales.

Los algoritmos para procesamiento de señales pueden ayudar a representar el sonido del corazón como un conjunto de componentes característicos de la señal, que pueden formar la base de detección de diversas cardiopatías. Gran parte de los esfuerzos de investigación se han dedicado a la exploración de métodos de procesamiento de señales con reducción del ruido registrado y mejora de la identificación de la posición exacta de los puntos de inicio y de final de los ruidos cardiacos importantes (es decir, S1, S2 y soplos).

En general existen tres formas de representar y caracterizar un sonido cardiaco:

- Estimación del espectro.
- Análisis tiempo-frecuencia.
- Análisis no lineal.

El método más popular para interpretar los componentes del sonido del corazón en el pasado fue la estimación del espectro. Se han desarrollado varias técnicas para analizar el contenido de frecuencia del sonido del corazón. Los primeros estudios utilizaron técnicas de estimación espectral para extraer características en el dominio de la frecuencia [48] [38]. Los métodos clásicos para la estimación de la densidad espectral de potencia (PSD)

emplearon diversas funciones de ventaneo y promedios para mejorar la estabilidad estadística del espectro obtenido por la transformada rápida de Fourier (FFT) (como el método del periodograma de Welch).

Investigaciones recientes han demostrado cierto éxito en distinguir pacientes normales de los anormales, basándose en el espectro de potencia promedio de los sonidos diastólicos del corazón, estimados con los métodos tradicionales de FFT [38] [49]. A pesar del éxito, los métodos clásicos no pueden proporcionar un espectro preciso de potencia cuando la relación señal-ruido (SNR) es baja y la longitud de la señal deseada es corta. Una técnica alternativa de estimación espectral es el método de modelado paramétrico (por ejemplo, el autorregresivo (AR), el de media móvil (MA), y el de promedio móvil autorregresivo (ARMA)). El modelado paramétrico implica la elección de un modelo apropiado para la señal y la estimación de los parámetros del modelo. Estos parámetros pueden ser utilizados para caracterizar el espectro de potencia de la señal, para clasificar la señal, o para realizar tareas de compresión de datos y de reconocimiento de patrones.

Entre estas técnicas de modelado, el modelado AR muestra un excelente rendimiento cuando la señal tiene picos muy marcados. El modelo ARMA se puede utilizar para modelar señales con picos de frecuencia marcados y valles. Los estudios han demostrado que la aplicación de métodos de modelado paramétrico a la identificación de la señal puede proporcionar una buena estimación de las características espectrales, en particular para una señal con una SNR baja, que conduce a la utilización de métodos basados en modelos para el análisis de los sonidos del corazón y la detección de características asociadas con enfermedades de arterias coronarias [50] [51].

Otra clase de técnica de estimación espectral es el método no paramétrico basado en análisis Eigen, que se basa en la descomposición eigen de los datos o su matriz de autocorrelación. El método del eigenvector (o el método de mínima-norma) se puede utilizar para extraer la señal que está oculta por el ruido.

En teoría, el método del eigenvector tiene una resolución infinita y proporciona una estimación espectral precisa, independientemente de la relación señal ruido SNR. En estudios importantes de detección acústica de enfermedad de arteria coronaria realizados por Akay et al., el método de eigenvector ha demostrado el mejor rendimiento diagnóstico en comparación con los otros métodos de estimación espectral como FFT, AR y ARMA

[52]. En general, los estimadores espectrales paramétricos (AR y ARMA) y los métodos de eigenvectores ofrecen la promesa de una resolución más alta que la de la FFT. Sin embargo, las principales deficiencias de los métodos AR, ARMA, y eigenvector son que si el modelo asumido es inadecuado o si el orden elegido para los modelos es incorrecto, entonces se producirá una estimación espectral pobre [50].

Los primeros métodos de análisis en el dominio de la frecuencia se basan principalmente en aplicaciones directas de la transformada de Fourier o técnicas de estimación espectral autorregresivas. Sin embargo, si las propiedades estadísticas de la señal cambian con el tiempo (es decir, es no estacionaria), la aplicación directa de estas técnicas puede ser inadecuada porque eventos importantes como la variación de frecuencia se pierden en el proceso de transformación. Como los sonidos del corazón son no estacionarios en la naturaleza, la investigación más reciente adopta el análisis de tiempo-frecuencia con el fin de capturar la variación temporal de la señal de sonido del corazón [53] [54].

7.2 Técnicas de reducción de ruido y filtrado de señal.

Uno de los principales problemas que existen en la grabación de los sonidos del corazón es el efecto de ruido parásito. En la práctica, la fuente de ruido puede estar compuesta por ruido de instrumentación, ruido ambiental, ruido respiratorio, ruido torácico muscular, ruido peristáltico del intestino y sonidos respiratorios fetales si el sujeto es una mujer embarazada.

La contribución de cada fuente de ruido puede variar significativamente dependiendo de las características técnicas de la instrumentación de grabación, el ancho de banda de la operación del sensor, el entorno de grabación y el estado fisiológico del sujeto. Actualmente no existe forma de conocer a priori cuál componente de ruido particular es, o determinar la componente de ruido una vez que la muestra se ha tomado. Una solución razonable para la reducción de ruido puede llevarse a cabo en dos partes. En primer lugar, los ruidos extraños deben minimizarse en las proximidades del paciente durante la grabación. En segundo lugar, diversos métodos de procesamiento de señales, tales como el filtrado de muesca (notch) [55], de promedio [54], filtrado adaptativo [56] [57] y

descomposición wavelet [56] [58], pueden ser diseñados e implementados por hardware o software para eliminar el ruido, basándose en el supuesto de que se trata de un ruido blanco aditivo. Aunque estos métodos han demostrado resultados efectivos y robustos, se requiere más investigación para determinar qué tipo de ruidos y perturbaciones podrían corromper los sonidos grabados del corazón de modo que un sistema podría emplear diferentes técnicas anti-ruido dependiendo de la presencia de un ruido específico.

7.3 Análisis con Wavelets.

Las Wavelets u Ondeletas han resultado ser muy útiles en muchas aplicaciones científicas y de ingeniería, incluyendo procesamiento de señales, comunicaciones, compresión de video e imágenes, imágenes médicas y visualización científica. El concepto de wavelets se puede ver como una síntesis de ideas que se originaron durante las últimas décadas en la ingeniería, la física y las matemáticas puras. Sin embargo, wavelet es una herramienta matemática simple con una gran variedad de posibles aplicaciones. El tema de wavelets se introduce a menudo con un alto nivel de sofisticación matemática. Aquí se busca una comprensión básica de wavelets, su origen y su relación con el procesamiento de señales de fonocardiografía.

Antes de la década de 1930, las principales herramientas de las matemáticas para resolver problemas científicos y de ingeniería se remontan a Joseph Fourier (1807) con su teoría de análisis de frecuencia. Él propuso que cualquier función periódica $f(t)$ puede ser representada por una combinación lineal de componentes senos y cosenos:

$$f(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(kt) + b_k \sin(kt)). \quad (7.1)$$

Los coeficientes a_0 , a_k , b_k son los coeficientes de la serie de Fourier y se calculan por

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int f(t) dt. \quad (7.2)$$

$$a_k = \frac{1}{2\pi} \int f(t) \cos(kt) dt . \quad (7.3)$$

$$b_k = \frac{1}{2\pi} \int f(t) \sin(kt) dt. \quad (7.4)$$

Después de 1807, los matemáticos fueron pasando gradualmente de la noción de análisis de frecuencia a la noción de análisis de escala, es decir, el análisis de $f(t)$ mediante la creación de una estructura matemática que varía en escala. Alfréd Haar en su tesis (1909), fue el primero en mencionar el uso de wavelets. Una propiedad importante de los wavelets que él utilizó es que tienen soporte compacto, lo que significa que la función se anula fuera de un intervalo finito. Desafortunadamente, las wavelets de Haar no son diferenciables de forma continua, lo que limita su aplicación. Desde las décadas de 1930 a 1960, varios grupos de trabajo, de forma independiente, investigaron la representación de funciones utilizando funciones base de escala variable. Mediante el uso de tal función, la función base de Haar, Paul Levy investigó el movimiento browniano y con ello sentó las bases de la moderna teoría de procesos aleatorios. Levy encontró que la función base de Haar es superior a las funciones base de Fourier para el estudio de pequeños y complicados detalles en el movimiento browniano. También durante la década de 1930, se realizó investigación por Littlewood et al. [59] en el cálculo de la energía de una función de tiempo $f(t)$:

$$energy = \frac{1}{2\pi} \int |f(t)|^2 dt. \quad (7.5)$$

Su cálculo produce resultados diferentes cuando la energía se concentra en torno a unos pocos puntos, que cuando se distribuye en un intervalo mayor. Esta observación perturbó a muchos científicos, ya que indicaba que la energía podría no conservarse. Más tarde, se descubrió una función que puede variar en escala y conservar la energía, al mismo tiempo cuando se calcula la energía funcional. David Maar aplicó este trabajo en el desarrollo de un algoritmo eficiente para el procesamiento numérico de imagen usando

wavelets a principios de 1980. Entre 1960 y 1980, los matemáticos Guido Weiss y Ronald Coifman estudiaron los elementos más simples de un espacio funcional, llamados átomos, con el objetivo de encontrar los átomos de una función común y obtener las normas que permitan la reconstrucción de todos los elementos de la función de espacio usando estos átomos. En 1980, Grossman y Morlet [60] retomaron el estudio de la física cuántica en el contexto de las wavelets utilizando el concepto de marcos. Estos nuevos conceptos en el uso de wavelets proporcionaron una forma de pensar totalmente nueva acerca de la realidad física. En 1985, Stephane Mallat aplicó las wavelets a su trabajo en el procesamiento de señal digital. Él descubrió una relación entre los filtros espejo en cuadratura, el algoritmo piramidal y las bases wavelet ortonormales. Inspirado por estos resultados, Y. Meyer construyó las primeras wavelets no triviales. A diferencia de las wavelets de Haar, las wavelets Meyer son diferenciables de forma continua, sin embargo, no tienen soporte compacto. A principios de los 90, Ingrid Daubechies utilizó el trabajo de Mallat para construir un conjunto de funciones wavelet base ortonormales que son tal vez las más elegantes, y se han convertido en la piedra angular de las aplicaciones wavelet de hoy.

El desarrollo de las wavelets es un campo emergente que comprende ideas de muchos campos diferentes. Los fundamentos de la teoría wavelet han sido ya completados, y la investigación actual se encuentra en la etapa de refinamiento. El refinamiento implica generalizaciones y extensiones de ondas, tales como las técnicas de paquetes de wavelet extendidos. El futuro de las wavelets depende de la viabilidad de sus aplicaciones. La descomposición de Wavelets ha tenido aplicaciones prácticas limitadamente hasta el momento, por su falta de soporte compacto.

7.4 Análisis de Fourier.

Las series cronológicas de datos (series de tiempo) tradicionalmente han sido analizadas en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia. El análisis de Fourier es muy útil en la identificación de componentes de frecuencia de una señal, pero no puede describir los momentos exactos en los que aquellos componentes de frecuencia se han producido, ya que carece de resolución en el tiempo. Esto es particularmente importante para señales con

contenido de frecuencia variable en el tiempo, como en el habla humana y en las imágenes de vídeo.

La transformada de Fourier se caracteriza por la capacidad de analizar una señal en el dominio del tiempo por su contenido de frecuencia. La transformada funciona inicialmente convirtiendo una función en el dominio de tiempo en una función en el dominio de la frecuencia. La señal puede entonces ser analizada por su contenido de frecuencia, debido a que los coeficientes de Fourier de la función transformada representan la contribución de cada función seno y cada función coseno en cada frecuencia.

Una transformada inversa hace lo contrario mediante la transformación de los datos del dominio de la frecuencia al dominio del tiempo. Aunque los datos de la serie de tiempo pueden tener un número infinito de puntos de muestra, en la práctica se trabaja con un intervalo de tiempo finito utilizando un mecanismo de muestreo. La transformada discreta de Fourier (DFT) calcula la transformada de Fourier de una función a partir de un número finito de sus puntos muestreados. Se supone que los puntos muestreados son representativos de cómo se ve la señal en todos los otros momentos.

La DFT tiene propiedades de simetría casi exactamente las mismas que la transformada continua de Fourier. La aproximación de una función por muestras, y la aproximación de la integral de Fourier por la DFT, requiere multiplicación por una matriz que implica una cantidad del orden de (n) operaciones aritméticas. Sin embargo, si las muestras están separadas uniformemente, entonces la matriz de Fourier puede ser factorizada en un producto de tan sólo unas pocas matrices dispersas, y los factores resultantes se pueden aplicar a un vector en un orden total de $\log(n)$ operaciones aritméticas. Esta técnica es la denominada Transformada Rápida de Fourier (FFT). La figura 28 muestra un análisis espectral de un fonocardiograma, obtenido mediante la transformada rápida de Fourier (FFT). El eje horizontal es la frecuencia, presentado de forma logarítmica comenzando desde 10 Hz y llegando hasta los 820 Hz. Puede observarse un pico de intensidad acústica en los 60 Hz generado por ruido sonoro de transformadores y motores eléctricos en el sitio donde se tomó la muestra de sonido.

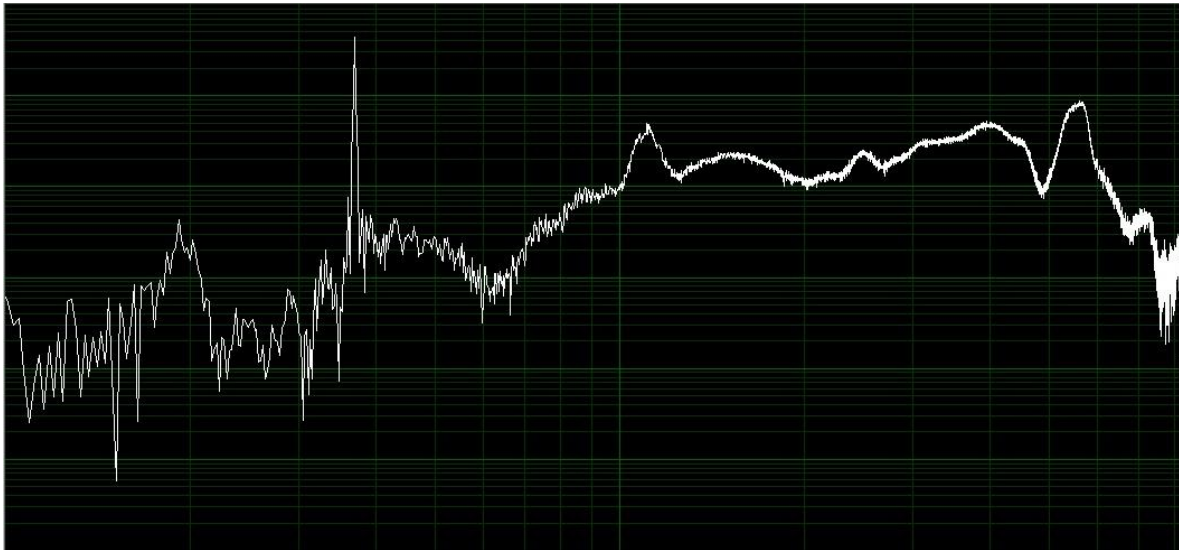


Figura 28 Análisis de Fourier de señal fonocardiográfica mediante la FFT.

7.4.1 Las Wavelets y el análisis de Fourier.

La FFT y la transformada wavelet discreta (DWT) son operaciones lineales que generan una estructura de datos que contiene (n) segmentos de distintas longitudes, por lo general llenándolos y transformándolos en un vector diferente de datos de longitud 2^n . Las propiedades matemáticas de las matrices que intervienen en las transformadas son similares también.

La matriz inversa de transformación, tanto para la FFT como para la DWT es la transpuesta de la original. Como resultado, ambas transformaciones pueden ser vistas como una rotación en el espacio funcional a un dominio diferente [61].

Para la FFT, el nuevo dominio contiene funciones base que son senos y cosenos. Para la transformada wavelet, el nuevo dominio contiene funciones base más complicadas llamadas wavelets, wavelets madre, o wavelets de análisis. Ambas transformaciones tienen otra similitud; las funciones de base están localizadas en frecuencia, haciendo que las herramientas matemáticas tales como los espectros de potencia (la cantidad de energía está contenida en un intervalo de frecuencia) y los escalogramas, sean útiles en detectar frecuencias y calcular las distribuciones de potencia.

La disimilitud más interesante entre estos dos tipos de transformaciones es que las funciones wavelet individuales están localizadas en el espacio, mientras las funciones seno y coseno de Fourier no lo están. Esta localización en el espacio, junto con la localización de

wavelets en la frecuencia, hace que muchas de las funciones y operadores que utilizan wavelets se dispersen cuando se transforma al dominio wavelet. Por otra parte, esta dispersión a su vez, hace que las wavelets sean útiles para aplicaciones tales como la compresión de datos, la detección de características en imágenes y la eliminación de ruido a partir de series de tiempo. Una manera para determinar la diferencia de resolución tiempo-frecuencia entre las dos transformadas es observar la cobertura de la función base en el plano tiempo-frecuencia [62] [63].

7.5 Análisis espectral de señales PCG.

Los sonidos del corazón son señales complejas y altamente no estacionarias por naturaleza y se han conocido como señales cuasi-estacionarias por largo tiempo. Los "latidos del corazón" asociados con estos sonidos influyen en la señal en períodos de actividad relativamente alta y energía rítmica, alternando con intervalos de actividad comparativamente baja. En consecuencia, las propiedades espectrales del PCG pueden ser extraídas por diversos métodos (por ejemplo, Short-Time Fourier Transformation (STFT)), para estimar la densidad de potencia espectral (PSD) de formas de onda sucesivas y poder hacer la estimación periódica de los picos de energía dentro de la forma de onda acústica.

El análisis espectral PCG trata de la determinación de la distribución en frecuencia de la potencia de una señal de serie de tiempo a partir de un conjunto finito de mediciones. El análisis espectral ha encontrado amplia variedad de aplicaciones en diversos campos, tales como el radar, el sonar, el habla, la biomedicina, la economía, la geofísica y otros, en los que el contenido espectral de las señales es de interés. Por ejemplo, en sistemas de radar y sonar, las localizaciones de los orígenes o destinos puede ser estimado por la medición de los contenidos espectrales de las señales recibidas.

En la aplicación de la ingeniería biomédica, el análisis espectral de las señales procedentes de un paciente proporciona a los médicos información útil para propósitos de diagnóstico. En la práctica, los datos observados son a menudo de duración finita, por lo que la calidad de la estimación espectral está normalmente limitada por la duración del registro de datos disponible.

Como regla general para señales aleatorias estacionarias, cuanto más extenso es el registro de datos, mejor será la estimación espectral que se puede conseguir. Para señales deterministas, sin embargo, las características espectrales son descritas por una longitud arbitraria de datos, con el objetivo principal es seleccionar un registro de datos lo más corto posible para que las diferentes componentes de la señal puedan ser medidas y resueltas.

Hay dos grandes clases de métodos de análisis espectral: los métodos no paramétricos y los métodos paramétricos (basados en un modelo). Los métodos no paramétricos tales como el periodograma, el de Blackman-Tukey y el de estimador de mínima varianza espectral, no imponen ninguna suposición de un modelo en los datos, excepto la estacionariedad en sentido amplio.

Los métodos paramétricos de estimación espectral, por otra parte, suponen que los datos de medición satisfacen un modelo de generación mediante el cual normalmente el problema de estimación espectral se convierte en el de la determinación de los parámetros del modelo de señal asumido. Dos tipos de modelos son ampliamente aceptados y utilizados dentro de los métodos paramétricos, de acuerdo con diferentes características espectrales de las señales: el modelo de función de transferencia racional (RTF) y el modelo de señal sinusoidal.

Los modelos RTF, incluyendo autocorrelación (AR), media móvil (MA), y media móvil autorregresivo (ARMA) se utilizan generalmente para analizar las señales con espectro continuo, mientras que el modelo de señal sinusoidal es una buena aproximación de señales con patrones espectrales discretos.

7.6 Estimación espectral de Fonocardiogramas.

Los espectros de PCG contienen gran número de categorías distintas de armónicos cuya identificación y agrupación sería útil para conformar un esquema de algoritmos de clasificación de datos. Las características de información espectral de los PCG se encuentran mayormente dentro de una banda de frecuencia de 54 a 520 Hz, aunque esta banda depende de la interfaz digital estetoscópica y de la resolución de los convertidores de datos en la plataforma de instrumentación. Este criterio constituye la base de la técnica de clasificación de los patrones espectrales de sonidos del corazón. Varios patrones se pueden

derivar del vector de entrada de la señal PCG, que se procesan con un específico filtro FIR (Finite Impulse Response).

Los patrones más reconocibles en el PCG son los picos sistólico, diastólico, pre-sistólico y post-diastólico, de los sucesivos sonidos del corazón (S1, S2, S3, y S4). La mayoría de los cardiólogos prefieren la base del diagnóstico en dos categorías de PCG, S1 y S2, de modo que puedan discriminar las turbulencias hemodinámicas (desviación normal de flujo de sangre) de las anomalías cardiovasculares, con un método apropiado.

La forma característica o sello de los espectros se puede orientar en tres esquemas (supra-espectros, infra-espectros y espectros medios), que representan la intensidad de los armónicos del PCG. El indicador de correlación entre dos picos de intensidad del PCG, da un índice definido de agrupación para el perfil M_{j-PCG} de la señal PCG, relacionado con el vector de entrada [64].

La frecuencia de los soplos sistólicos y diastólicos se clasifica por la banda en la que se ubican sus armónicos de mayor potencia. Si el valor de energía más grande se encuentra en frecuencias por debajo de 125 Hz, el soplo se clasifica como un soplo de baja frecuencia. Si el mayor valor de potencia se encuentra en una banda de frecuencia por encima de 250 Hz, el soplo se clasifica como un soplo de alta frecuencia. Si la frecuencia de los armónicos con mayor potencia se encuentra entre los dos casos anteriores, el murmullo se clasifica como un soplo de media frecuencia [65] [66].

El origen del sonido del corazón se puede identificar usando técnicas de reconocimiento de patrones con base en las características espectrales extraídas de la señal acústica cardíaca. Existen las técnicas clásicas de reconocimiento de patrones, incluyendo el clasificador Gaussian-Bayes, el clasificador vecino más cercano K (k-significa la agrupación), y algoritmos de clasificación de orden superior.

El clasificador Gaussian-Bayes es la técnica paramétrica más popular de reconocimiento supervisado de patrones. Se considera óptimo cuando se conocen las funciones de densidad de probabilidad (PDF) de los patrones, en el espacio de características (un patrón se define como un vector N-dimensional compuesto de N características), pero se necesita una alta eficiencia computacional y una predefinición de condiciones a priori para aumentar la precisión de este tipo de clasificador [64].

El clasificador de vecino más cercano-K es un enfoque no paramétrico que es útil cuando las funciones de densidad de probabilidad son difíciles de calcular o no pueden ser estimadas. Se trata de un enfoque intuitivo basado en las mediciones de distancia, motivado por el hecho de que los patrones que pertenecen a la misma clase deben estar cerca uno del otro en el espacio de características. Joo et al. [67] demostraron el potencial diagnóstico de un clasificador de Gaussian-Bayes en la detección de la degeneración en prótesis implantadas en la válvula aórtica.

7.7 Método no paramétrico para la estimación espectral de Fonocardiogramas.

Los métodos de estimación espectral se basan en la transformada discreta de Fourier (DFT) ya sea del segmento de señal o de su secuencia de autocorrelación. En contraste, los métodos paramétricos asumen que el segmento de señal disponible ha sido generado por un determinado modelo paramétrico (por ejemplo, un modelo de polos/ceros o armónico).

Debido a que la elección de un modelo de señal inadecuado dará lugar a resultados erróneos, la aplicación exitosa de las técnicas paramétricas, sin suficiente información a priori, es muy difícil en la práctica. Si se adopta un modelo de señal determinista, las herramientas matemáticas para el análisis espectral son las series de Fourier. Cabe destacar en este punto que la aplicación de cualquiera de estas herramientas requiere que estén disponibles los valores de señal en el intervalo de tiempo de $-\infty$ a $+\infty$. Si se sabe a priori que la señal es periódica, entonces se necesita sólo un período.

La mayoría de las aplicaciones prácticas de la estimación espectral tienen relación con señales de tiempo continuo. Por ejemplo, en el análisis del habla se usa la estimación de espectros para determinar el tono de la excitación glotal y los formantes del tracto vocal [68] [65]. En la electroencefalografía (EEG), se utiliza la estimación del espectro para estudiar trastornos del sueño y el efecto de la medicación sobre el funcionamiento del cerebro [69]. Otra aplicación es en el radar ultrasónico Doppler, donde se utiliza el desplazamiento de frecuencia entre la forma de onda transmitida y la recibida para determinar la velocidad radial del blanco [70].

El cálculo numérico principal del espectro de una señal continua en el tiempo implica las tres etapas siguientes.

1. Muestreo de la señal en tiempo continuo, para obtener una secuencia de muestras.
2. Recopilación de un número finito de muestras contiguas (segmento de datos o bloque), a utilizar para el cálculo del espectro. Esta operación, que normalmente incluye la ponderación de las muestras de señal, se conoce como ventaneo.
3. Cálculo de los valores del espectro en el conjunto deseado de frecuencias.

Este último paso se implementa normalmente mediante alguna aplicación eficiente de la DFT. Estos pasos necesarios para la estimación del espectro DFT, se muestran en la figura 29. La señal en tiempo continuo es procesada primero a través de un filtro pasa bajas (anti-aliasing) y luego muestreada para obtener una señal en tiempo discreto. Se seleccionan muestras de datos de longitud N con superposición N_0 y después se acondicionan usando una ventana. Finalmente, se aplica la DFT de la ventana de datos y se toma como una estimación de su espectro para ser analizada.

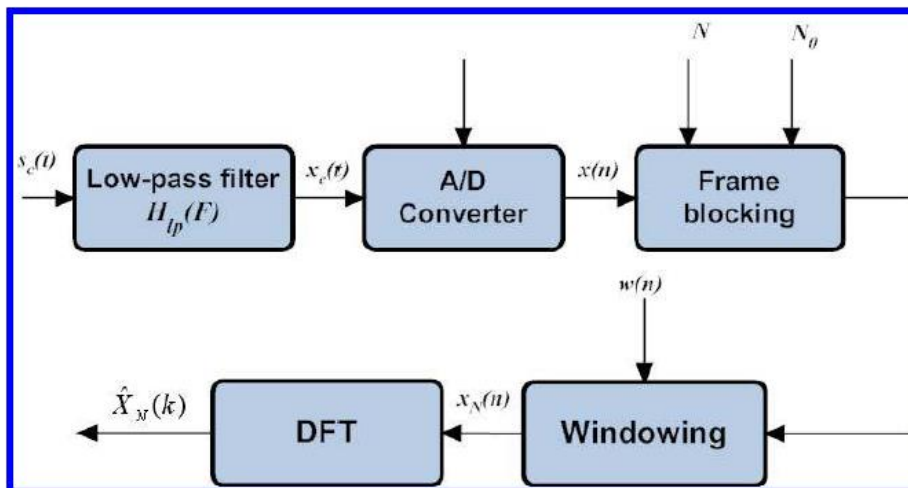


Figura 29 Transformada discreta de Fourier (DFT), sistema basado en el análisis de Fourier para señales de tiempo continuo.

7.8 Efecto del muestreo en las señales.

La señal en tiempo continuo $S_c(t)$ cuyo espectro se busca estimar, se pasa primero a través de un filtro pasa bajas, también conocido como un filtro anti-aliasing $H_{lp}(F)$, con el fin de minimizar el error de aliasing después del muestreo. La señal filtrada $x_c(t)$ se muestrea a través de un convertidor analógico-a-digital (ADC) para generar la secuencia en tiempo discreto $x(n)$, es decir,

$$x(n) = x_c(t)|_{t=n/F_s}. \quad (7.6)$$

Por el teorema de muestreo,

$$X(e^{j2\pi F/F_s}) = F_s \sum_{l=-\infty}^{\infty} X_c(F - lF_s). \quad (7.7)$$

donde $X_c(F) = H_{lp}(F)S_c(F)$. Nótese que el espectro de la señal discreta en el tiempo $x(n)$ es una réplica periódica de $X_c(F)$. La superposición de las réplicas $X_c(F-lF_s)$ vuelve a generar aliasing. Dado que cualquier filtro anti-aliasing real no tiene atenuación infinita en la banda de rechazo, existe cierta superposición en frecuencias superiores a $F_s / 2$ dentro de la banda de frecuencias de interés en $x(n)$. Estos armónicos parásitos dan lugar al error de aliasing, que en cualquier señal práctico es inevitable aunque se puede minimizar hasta hacerse despreciable, mediante un diseño adecuado del filtro anti-aliasing H_{lp} .

8 Modelo de vibración acústica cardiaca.

8.1 Revisión de las características de la señal PCG.

El modelado físico busca la localización de una fuente de sonido específica en el corazón y, mediante el análisis de las señales de vibración grabadas externamente, la cuantificación de las propiedades constitutivas de las estructuras cardiacas implicadas (por ejemplo, la rigidez de una valva valvular, la contractilidad del miocardio) y de las fuerzas motrices que ponen a vibrar a estas estructuras. La situación física es extremadamente complicada. La fuente de vibración se sitúa dentro de las estructuras cardiacas (que tienen propiedades viscoelásticas) que contienen y conducen la sangre (un fluido viscoso).

El medio de transmisión (los tejidos entre el corazón y la pared torácica) es viscoelástico y no homogéneo. La transmisión en tal medio viscoelástico implica ondas de compresión y de corte, ambas contribuyendo a las vibraciones en la pared torácica [71]. No es simplemente un problema de presión acústica como en un fluido perfecto. La distorsión debido a la transmisión resulta obvia.

Con el fin de estudiar la transmisión y para relacionar las vibraciones de la pared torácica con las propiedades de las estructuras cardiacas y las variables hemodinámicas, se

utilizan técnicas avanzadas de procesamiento de señales como lo resumen Durand et al. [54].

Dado que el fenómeno vibratorio de la pared torácica está representado por una función cinemática espacio-temporal, éste principalmente puede abordarse de dos maneras: por muestreo en el tiempo, como un conjunto de imágenes del movimiento de la pared torácica, o por muestreo en el espacio por un conjunto de señales de tiempo obtenidas por grabación en múltiples sitios. La grabación sonora del corazón en sitios múltiples implica un gran conjunto de sensores (preferiblemente de poco peso para tener una carga mínima). De esta manera, la distribución espacial de las formas de onda de vibración en la pared del pecho puede ser deducida. Basándose en los resultados de tal método, se propuso un modelo físico para la génesis del sonido del corazón que puede resolverse analíticamente: vibración de una esfera en un medio viscoelástico a lo largo del eje del orificio de la válvula [71].

Este modelo mecánico dipolar corresponde con la idea de la generación de sonido como una vibración resonante como de las valvas elásticas de una válvula cerrada y la masa de la sangre circundante. Con este modelo podría explicarse una típica inversión de formas de onda de vibración en la pared torácica, sobre todo para el segundo sonido, de acuerdo con la posición anatómica y la dirección del orificio aórtico. El modelo se ha utilizado para calcular las funciones de origen (el problema inverso). Los parámetros espaciales de las formas de onda de vibración también han sido formulados [58].

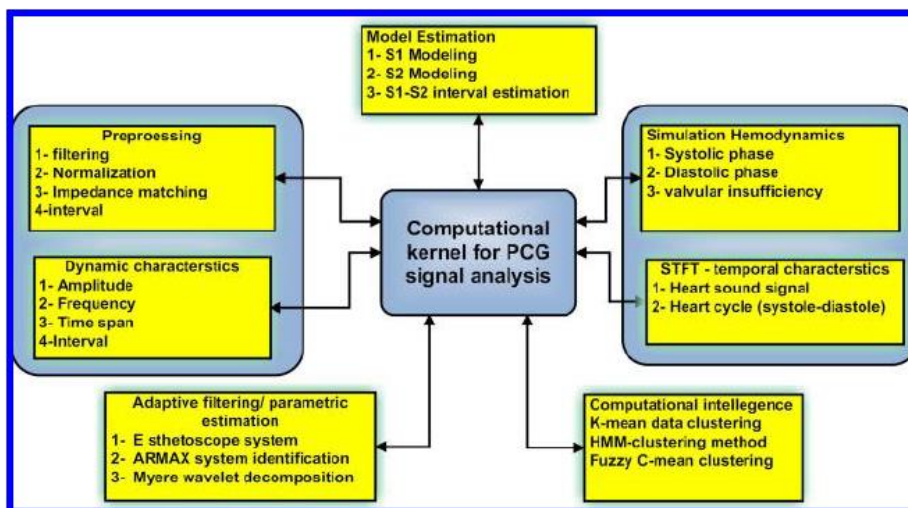


Figura 30 Ciclo típico de procesamiento de la señal de Fonocardiografía.

El ciclo del proceso de la señal fonocardiográfica se muestra en la figura 30, en la que puede observarse que al interior del núcleo del análisis de señal del PCG hay muchas diferentes etapas de procesamiento tales como el pre-procesamiento, las características dinámicas, el filtrado adaptativo, la estimación paramétrica, la inteligencia computacional, las características temporales (STFT), la simulación hemodinámica y la estimación del modelo acústico cardiaco.

El presente trabajo propone un modelo solamente de la generación de la vibración acústica con la acotación del uso de características generales que no representan las características físicas de una región del corazón en particular, sino que se aproximan al conjunto equivalente de una gran región del miocardio. Modelar el sistema cardiovascular requiere de la integración de información de múltiples variables en varias escalas y de diversos órganos con la complejidad implícita en cada uno de estos elementos. De esta forma se construye un modelo que es útil para realizar simulación de los sonidos cardiacos y que además puede relacionar las formas del fonocardiograma con las características anatómico fisiológicas del órgano.

8.2 Modelado del sonido cardiaco S1.

Los mecanismos subyacentes que dan lugar al primer sonido cardiaco (S1) tienen una complejidad tal que intentar modelarlos implica otro trabajo específico para ello. Se propone un modelo que tome en cuenta los principales componentes del sonido y que considere los elementos funcionales y anatómicos que tienen relación con las patologías cardiacas más importantes. Basándose en las observaciones de grabaciones en la superficie del pecho, Chen et al. [62] sugieren un modelo que consta de dos componentes valvulares con frecuencia constante y un componente de miocardio con frecuencia creciente. La idea básica es que las oscilaciones armónicas asociadas con el cierre de la válvula aurículoventricular se amortiguan por la transmisión acústica a la superficie torácica. Los componentes valvulares $s_v(t)$ se modelan como un conjunto de señales transitorias

determinísticas según la ecuación 8.1, donde N es el número de componentes, A_i es la amplitud, y $\phi_i(t)$ es la función de frecuencia de la i ésima senoide.

$$s_v(t) = \sum_{i=1}^N A_i(t) \sin(\phi_i(t)) \quad (8.1)$$

El componente miocárdico $s_m(t)$, puede ser modelado con amplitud modulada de una señal sinusoidal de frecuencia linealmente variable (chirp) según la ecuación 8.2. $A_m(t)$ es la onda de modulación de amplitud y $\phi_m(t)$ es la función de frecuencia. La frecuencia de la señal aumenta durante la contracción del miocardio y alcanza su nivel conforme se llega al máximo de fuerza [63].

$$s_m(t) = A_m(t) \sin(\phi_m(t)) \quad (8.2)$$

Dado que las válvulas se cierran después de la contracción (tiempo de cerrado), los componentes valvulares y el componente de miocardio están separados por un retardo de tiempo t_0 , con lo cual se tiene el modelo final de S1 (ecuación 8.3). La figura 31 muestra el espectrograma de una señal PCG adquirida, presentando casos de estenosis mitral (EM) o de regurgitación mitral (MR) en donde pueden observarse frecuencias relativamente altas para este tipo de soplos.

$$S_1(t) = s_m(t) + \begin{cases} 0, & \text{si } 0 \leq t < t_0 \\ s_v(t - t_0), & t \geq t_0 \end{cases} \quad (8.3)$$

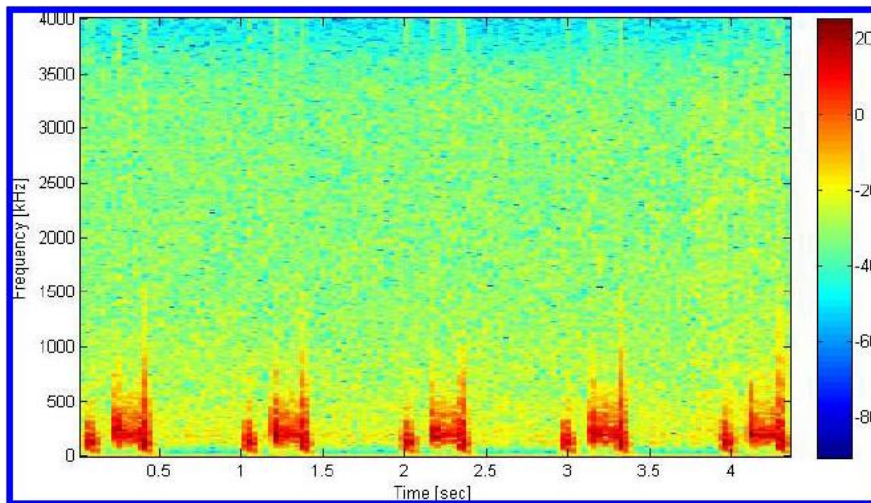


Figura 31 Espectrograma de una señal PCG adquirida de un paciente con estenosis mitral (EM).

8.3 Modelado del sonido cardiaco S2.

En comparación con S1, los mecanismos subyacentes asociados con S2 están más ampliamente aceptados. El componente aórtico (Ao2) se produce durante el cierre de la válvula aórtica, mientras que el componente pulmonar (Pl2) deriva del cierre de la válvula pulmonar. Cada componente por lo general dura menos de 80 ms. Durante la espiración los dos componentes se acercan entre sí (menos de 15 ms), mientras que durante la inspiración, que están separados por entre 30 y 80 ms [71]. La separación entre los dos componentes se debe principalmente a diferentes intervalos de sístole ventricular para el lado izquierdo y para el lado derecho del corazón, y está modulada por el ritmo de la respiración como una señal de control para el ciclo cardiaco.

Como se indica por Bartels et al. Y por Longhini et al., las frecuencias de resonancia de AO2 y PL2 son proporcionales a la presión aórtica y a la presión arterial pulmonar, respectivamente [72]. Esto es razonable ya que estas presiones causan tensión en las estructuras cardiacas que afecta a la frecuencia de las vibraciones como en la membrana de un tambor. Con la disminución de la presión en al final de la sístole y al inicio de la diástole, se espera que la frecuencia instantánea presente un decremento. Según esta hipótesis, A2 y P2 deben estar compuestos de señales transitorias de corta duración de frecuencia modulada [73], dando un modelo S2 que consiste en dos señales de chirrido de

banda estrecha; véase la ecuación 8.4. $A(t)$ y $\phi(t)$ son las funciones de amplitud de fase instantáneas, y t_0 es el intervalo de separación entre el inicio de Ao2 y P12:

$$S_2(t) = A_A(t) \sin(\phi_A(t)) + A_P(t - t_0) \sin(\phi_P(t)) \quad (8.4)$$

8.4 Modelado de los sonidos cardiacos anormales S3 y S4.

El modelado físico tiene por objeto la cuantificación de las propiedades constitutivas de las estructuras cardiacas (como las valvas de la válvula) y de las fuerzas motrices (como la presión arterial). Por ejemplo, con respecto al segundo sonido, la válvula aórtica se ha modelado como una membrana elástica circular, que puede vibrar en interacción con la masa de sangre que la rodea [73] [64].

Las características típicas de IIA y PII (sonido cardiaco aórtico y pulmonar respectivamente) podrían así explicarse. Por ejemplo la reducción de la amplitud y el desplazamiento de la frecuencia (hacia frecuencias más altas) pueden ser contemplados como una consecuencia de lo siguiente:

- patologías de endurecimiento de válvulas;
- pacientes con pobre rendimiento ventricular caracterizada por una caída de presión lenta en el ventrículo durante la relajación isovolumétrica (causa disminución de amplitud);
- casos de anemia que implican viscosidad reducida de la sangre y por lo tanto reducción del amortiguamiento en el sistema resonante (causa aumento de la amplitud).

En un modelo diferente, el ventrículo se modela como un cilindro finito de pared gruesa y los espectros de amplitud de las formas de onda calculadas de las vibraciones, contienen información relativa al estado de actividad elástica de las fibras musculares que depende de la contractilidad cardiaca [11].

Se ha estudiado la transmisión de las vibraciones comparando las de la superficie del epicardio contra las de la pared del pecho [62]. El fonocardiograma esofágico (EPCG) ha demostrado ser efectivo para grabar las vibraciones originadas en la válvula mitral [64].

La desaparición del tercer sonido con la edad, se explica con el ventrículo modelado como un sistema viscoelástico oscilante con aumento de masa durante el crecimiento.

El análisis espectral del componente pulmonar del segundo sonido revela información sobre la presión en la arteria pulmonar [72]. Las frecuencias que contienen y el momento en el que ocurren las vibraciones del corazón son de gran importancia, por esto es que se realiza el análisis de tiempo-frecuencia de las señales. El análisis clásico de Fourier utiliza señales armónicas (ondas seno y coseno) como señales básicas. Las frecuencias de los armónicos son múltiplos de la frecuencia fundamental y la señal puede estar compuesta por la suma de las funciones seno y coseno multiplicadas por los coeficientes de Fourier. La figura 32 muestra la transformada rápida de Fourier (FFT) de un PCG a lo largo del espectro de oscilación acústica. Las ondas sinusoidales tienen una duración infinita y el método es por lo tanto bueno para las funciones periódicas. Un fonocardiograma puede considerarse como una función periódica, pero se compone de un número de fenómenos desplazados en el tiempo con contenidos de frecuencia específicos (componentes de sonido del corazón y soplos). La figura 33 muestra los diferentes espectros de potencia de las diferentes señales PCG en el dominio de frecuencia.

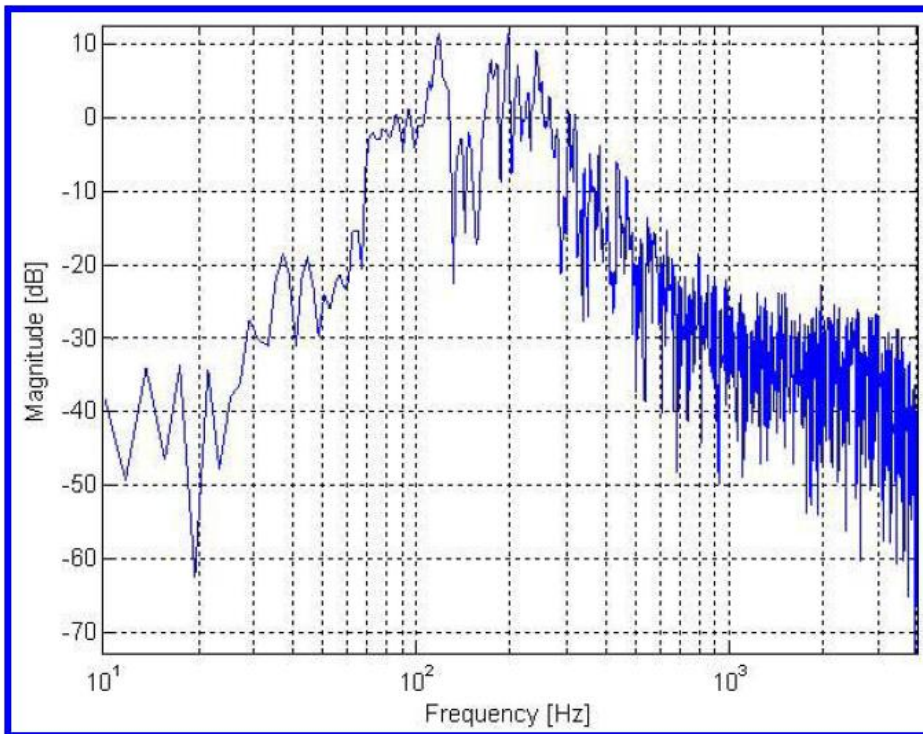


Figura 32 La transformada de Fourier de una señal PCG muestra la variación de amplitud a lo largo de un amplio espectro de frecuencia de oscilación.

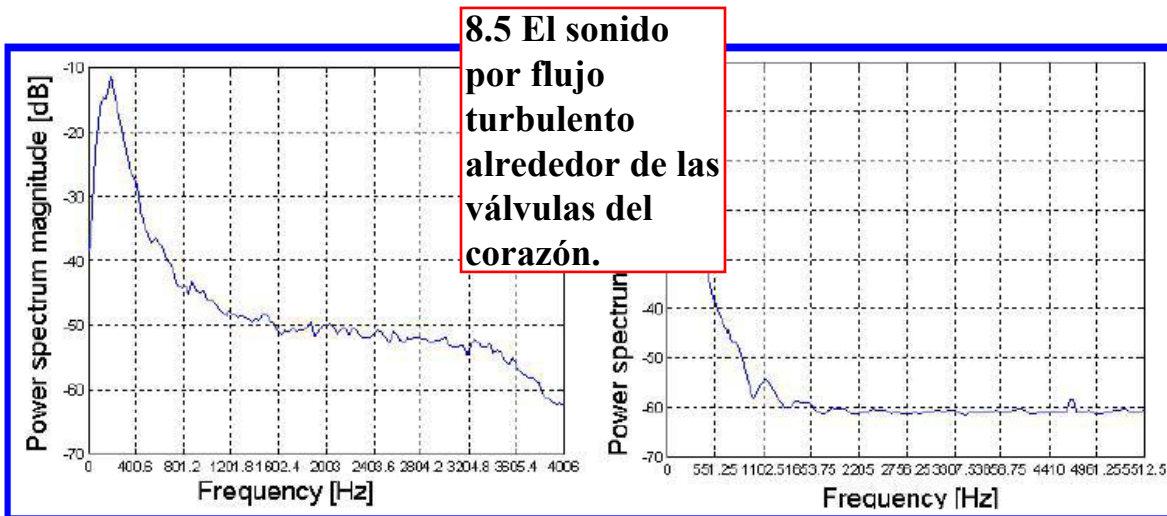


Figura 33 Espectro de potencia de dos señales PCG diferentes que muestran sus diferentes contenidos de componentes de frecuencia.

8.5 El sonido por flujo turbulento alrededor de las válvulas del corazón.

Además de los sonidos S1, S2, S3 y S4 que pueden considerarse principalmente armónicos, pueden generarse otros ruidos llamados soplos, generalmente patológicos y que tienen un origen principalmente debido a la aparición de flujo turbulento. En el flujo laminar, la velocidad en determinado punto es predecible. Si la velocidad en un punto es medida bajo condiciones de flujo estables, ésta no cambia con el tiempo. Durante flujo inestable, la velocidad cambia continuamente con el tiempo y el cambio es una función que varía suavemente. El flujo turbulento se comporta diferente. Lo que resulta es que la velocidad en un determinado instante varía con el tiempo aún en flujo estable. Para flujo turbulento oscilatorio, la velocidad no será exactamente igual en la misma parte de cada ciclo.

El flujo turbulento surge cuando las fuerzas inerciales son mucho más grandes que las fuerzas viscosas. En flujo laminar las pequeñas fluctuaciones en el movimiento del fluido que surgen de vibraciones en el mismo o de deformidades en el entorno, son rápidamente disipadas por las fuerzas viscosas. Sin embargo con números de Reynolds suficientemente grandes, las fuerzas inerciales son más significativas resultando una amplificación de las fluctuaciones. En turbulencia, lo que resulta es que las fluctuaciones en energía conducen a variaciones de velocidad locales y a remolinos que interactúan unos con otros. Mientras que en flujo laminar existe una sola característica dimensional generalmente igual al ancho o diámetro del canal del flujo, existen muchas escalas de longitud en el flujo turbulento. En las escalas más largas de la turbulencia, las fuerzas inerciales dominan y dan lugar a los remolinos que son inestables y se rompen en remolinos más pequeños. Los remolinos pequeños están dominados por fuerzas viscosas. Como resultado, la energía generada en la turbulencia es finalmente disipada como calor por la acción de esas fuerzas. En general la turbulencia puede existir por todo el fluido o puede estar localizada en una región [74]. Como ejemplos de turbulencia localizada pueden mencionarse separación de flujo sobre una esfera moviéndose a través del aire y la turbulencia surgiendo de una válvula del corazón. Aun cuando la velocidad varía en un punto dado, ésta no es completamente aleatoria. El componente de velocidad v_i puede ser descrito en términos de la velocidad promedio en el tiempo $\bar{V}_i$ y una velocidad aleatoriamente variable v'_i :

$$v_i = \bar{V}_i + v'_i. \quad (8.5)$$

El componente fluctuante tiene un promedio en tiempo de cero. La presión puede definirse de forma similar. Estas expresiones de velocidad y presión pueden insertarse en la ecuación de conservación de masa y en la ecuación de flujo incompresible newtoniano de Navier-Stokes y el promedio en tiempo de estas ecuaciones puede obtenerse [75]. Buscando el promedio en tiempo, los órdenes de diferenciación e integración pueden ser intercambiados. Así que

$$\frac{1}{T} \int_T \nabla \cdot \mathbf{v} dt = \nabla \cdot \left(\frac{1}{T} \int_T \mathbf{v} dt \right) = 0. \quad (8.6)$$

Así

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = \nabla \cdot \bar{\mathbf{v}} = 0. \quad (8.7)$$

Si se asume que la gravedad no contribuye significativamente al flujo, la ecuación de Navier-Stokes queda

$$\rho \left(\frac{\partial \bar{\mathbf{v}}}{\partial t} + \bar{\mathbf{v}} \cdot \nabla \bar{\mathbf{v}} + \overline{\mathbf{v}' \cdot \nabla \mathbf{v}'} \right) = -\nabla \bar{p} + \mu \nabla^2 \bar{\mathbf{v}}. \quad (8.7)$$

Donde la barra superior representa el promedio en tiempo. El tercer término del lado izquierdo de la ecuación puede ser rescrito como

$$\overline{\mathbf{v}' \cdot \nabla \mathbf{v}'} = \overline{\nabla \cdot \mathbf{v}' \mathbf{v}'}. \quad (8.8)$$

Dado que $\nabla \cdot \mathbf{v}' = 0$.

Haciendo la sustitución y reorganizando el término con la velocidad fluctuante queda

$$\rho \left(\frac{\partial \bar{\mathbf{V}}}{\partial t} + \bar{\mathbf{V}} \cdot \nabla \bar{\mathbf{V}} \right) = -\nabla \bar{p} + \mu \nabla^2 \bar{\mathbf{V}} - \rho \overline{\mathbf{V} \cdot \mathbf{v}' \mathbf{v}'} . \quad (8.9)$$

El término $\rho \overline{\mathbf{V} \cdot \mathbf{v}' \mathbf{v}'}$ es conocido como el tensor de esfuerzo de Reynolds y representa el flujo momento promedio debido al componente fluctuante de velocidad [74]. Para turbulencia plenamente desarrollada lejos de superficies sólidas, las fuerzas de Reynolds pueden ser mucho más grandes que los esfuerzos viscosos. Cerca de una superficie sólida, los esfuerzos viscosos siguen dominando.

El diseño de válvulas artificiales requiere de materiales adecuados que duren por largos periodos de movimiento repetido y fuerzas de impacto y que interactúen de forma mínima con las células de la sangre. Los requerimientos hemodinámicos son que haya una mínima caída de presión, regurgitación pequeña o nula, nada de estancamiento o separación del flujo, muy poca turbulencia y esfuerzos cortantes moderados. Los primeros tres requerimientos se enfocan en minimizar el trabajo del corazón. Al maximizar el área efectiva del orificio (EOA) se minimiza la caída de presión transvalvular [76]. El EOA se determina por la siguiente relación

$$\text{EOA} = \frac{Q_{\text{RMS}}}{51.6 \sqrt{\Delta \bar{p}}} . \quad (8.10)$$

Donde Q_{RMS} es la raíz media cuadrada de la tasa de flujo a través de la válvula, en unidades de $\text{cm}^3 \text{s}^{-1}$ o centímetros cúbicos por segundo y $\Delta \bar{p}$ es la caída media de presión a través de la válvula en mmHg. El EOA, en unidades de cm^2 , representa una medida funcional del comportamiento de la válvula y no una verdadera área. Así, a un mayor EOA, menor será el gradiente de presión transvalvular.

El porcentaje de regurgitación representa la fracción de volumen del fluido que pasa por la válvula, que regresa antes de que la válvula logre cerrarse. Las válvulas normales de tejido nativo tienen un porcentaje de regurgitación de entre 0.5% y 1.0%. Las válvulas de remplazo tienen niveles de regurgitación mucho más altos que las válvulas nativa aunque las de tejido se acercan a las nativas.

Los esfuerzos turbulentos se generan a lo largo del ciclo cardiaco conforme las válvulas abren y cierran. Estos esfuerzos se presentan como un chorro que ocupa una pequeña región del volumen del fluido en la corriente que viene de la válvula. Los esfuerzos pico pueden ser considerables.

Estudios in-vitro han proporcionado información importante sobre los campos de flujo en válvulas artificiales [76]. En todos los casos el flujo es dependiente del tiempo con cambios rápidos en la velocidad y en los esfuerzos. En el diseño de bola en jaula, dos chorros simétricos a ambos lados de la bola y se mueven a lo largo de la pared del vaso. Los esfuerzos turbulentos son máximos alrededor de 3 cm corriente abajo. Se forma una región de flujo contrario detrás de la bola. Los chorros producidos por el disco abatible son asimétricos debido al área abierta conforme la válvula se abre. Durante el periodo de máximo flujo desde el corazón, una región de flujo inverso se forma detrás de la válvula cerca del chorro más pequeño. Cuando la válvula de dos hojas abre, el flujo se da entre las dos hojas o al lado de cada una. Aunque la velocidad tiende a ser mayor a los lados, el flujo es más uniforme que en los otros diseños. Los esfuerzos turbulentos alcanzan su máximo alrededor de 1 cm corriente abajo con respecto a la válvula. Las válvulas de tejido también presentan velocidades bastante uniformes aunque puede ocurrir flujo inverso cerca de la pared del vaso durante la fase de desaceleración del ciclo cardiaco.

8.6 Propuesta del modelo de generación de sonido en el corazón humano.

La generación de vibraciones acústicas en el corazón humano es resultado de la actividad mecánica del mismo. La actividad mecánica se produce como una consecuencia de la actividad neuroeléctrica que dispara la contracción de las fibras en el miocardio, en diferentes lugares y tiempos. Así que el corazón humano es considerado un sistema generador de sonidos que tiene como entrada principal una función de disparo correspondiente al estímulo producido biológicamente por el nodo atrial conocido como el marcapasos fisiológico. Esta función de disparo es captada por un subsistema de entrada que genera las funciones de presión con respecto al tiempo del interior tanto de las aurículas como de los ventrículos así como de las arterias Aorta y Pulmonar. Estas funciones de presión son creadas de forma sintética con base en el comportamiento

conocido de las presiones intraauriculares e intraventriculares [5]. Las presiones aórtica y de arteria pulmonar se calculan con un modelo de caída de presión en un conducto reducido que utiliza el principio de Bernoulli. Las diferencias entre estas presiones se monitorean constantemente para detectar las condiciones en las cuales se dispara cada uno de los sonidos y soplos cardiacos. Los sonidos conocidos como S1, S2, S3 y S4 tienen una forma esencialmente armónica y se modelan utilizando la segunda ley de Newton en un sistema oscilatorio con masa, resorte y amortiguador.

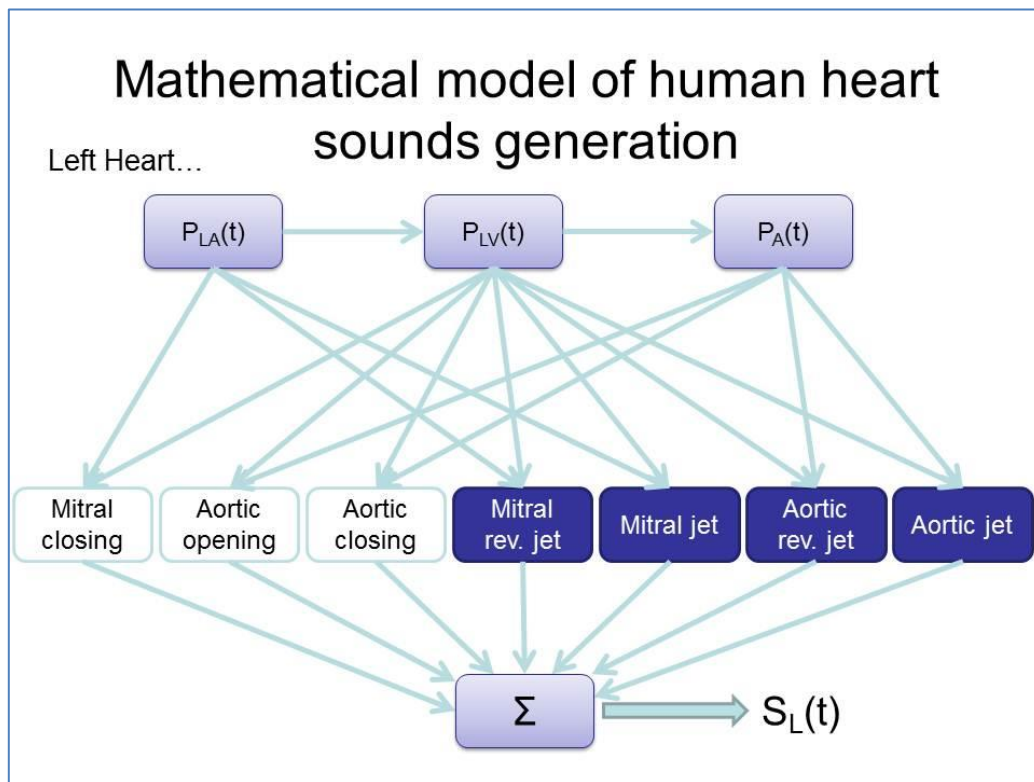


Figura 34 Diagrama de las interrelaciones de los eventos acústicos cardiacos con las presiones auricular, ventricular y arterial del corazón izquierdo.

Los soplos son ruidos producidos esencialmente por turbulencia en el flujo de sangre a través de las estructuras del corazón, y existen modelos para calcular la presión acústica generada [77] pero no se obtiene una forma de onda específica pues la turbulencia genera vibraciones aleatorias; así que los soplos se modelan con una señal sintética aleatoriamente variable en su morfología. La figura 34 presenta un esquema general de las interrelaciones entre presiones y eventos que generan vibraciones acústica, para medio

corazón. Ahí puede observarse que la salida es la superposición de los sonidos que se generan de forma particular en cada evento. A continuación se describen los criterios para generación de funciones de presión y para detectar el momento de inicio y el modelo específico de generación de cada uno de los catorce eventos acústicos cardíacos que son considerados en el presente modelo.

8.6.1 Función de presión auricular.

Se genera de forma sintética con componentes sinusoidales, iniciando a partir del pulso que es la entrada del sistema. La amplitud es limitada, considerablemente menor a la de la presión ventricular y relacionada con la presión máxima alcanzada en el interior de las aurículas. El periodo de esta onda es el tiempo entre la aparición de la onda P y del complejo QRS en el electrocardiograma. Esto es para que la duración de la pulsación auricular coincida con el tiempo de retardo generado por el nodo AV respecto de la señal del nodo atrial.

8.6.2 Función de presión ventricular.

Se genera de forma sintética con componentes sinusoidales. Inicia 0.15 s después de haberse detectado el inicio de la contracción auricular. La forma de esta onda es similar a la incursión positiva de una función seno con un semiperiodo de 0.4 s y una amplitud relacionada con la presión intraventricular que alcanza un máximo normal de 110 mmHg en el ventrículo izquierdo, considerablemente mayor a la presión auricular y aproximadamente cinco veces mayor que la del ventrículo derecho.

8.6.3 Presión aórtica y presión de arteria pulmonar.

Siempre que la presión ventricular sea menor que la presión arterial, ésta última se comporta como una caída exponencial con asíntota horizontal en un valor de cero y esto sucede cuando la válvula semilunar correspondiente está cerrada. Para el inicio de operación del modelo, se considera la válvula semilunar cerrada y una presión arterial

inicial al momento del pulso de entrada, de 85 mmHg que se supone que vendría del latido anterior. La presión ventricular alcanzará a la presión arterial cuando ésta haya bajado a 80 mmHg para una frecuencia cardiaca normal. A partir del momento en el que se igualan las presiones ventricular y arterial, la válvula semilunar se abre y la presión arterial sigue al comportamiento de la presión ventricular con un ligero retraso acumulativo que llega a ser hasta de 0.02 s en el momento del cierre de las válvulas semilunares. En ese momento vuelve a establecerse el comportamiento de caída exponencial.

8.6.4 Cierre de la válvula mitral o tricúspide.

El momento en el que la presión ventricular llega a ser mayor que la presión auricular ocurre el cierre de la válvula aurículoventricular correspondiente y esto implica el disparo de la vibración armónica subamortiguada de frecuencia relativamente alta (banda de 240 a 480 Hz), que prácticamente termina en un tiempo de 10 ms. Para modelar esta vibración se considera una masa efectiva o masa equivalente, y de igual forma una elasticidad y un amortiguamiento equivalentes.

8.6.5 Apertura de la válvula aórtica o pulmonar.

Ocurre cuando la presión ventricular supera a la presión arterial e implica el disparo de una vibración armónica subamortiguada de frecuencia relativamente alta de forma similar al cierre de las válvulas aurículoventriculares pero considerando otra masa, otra elasticidad y otro amortiguamiento equivalentes. En este caso, estos parámetros corresponden a las estructuras biológicas de la zona de la base de la arteria Aorta o Pulmonar.

8.6.6 Cierre de la válvula aórtica o pulmonar.

Con base en la diferencia entre la presión ventricular y la presión arterial, se calcula el flujo transvalvular y cuando este flujo es inverso y alcanza un mínimo de 10 cm s^{-1} la válvula semilunar correspondiente se cierra generando una vibración armónica subamortiguada de magnitud mayor que en el caso de la apertura de las válvulas. Los parámetros de masa,

elasticidad y amortiguamiento son los mismos que para la apertura de válvulas aórtica o pulmonar por tratarse de las mismas estructuras cardiacas.

8.6.7 Chorro inverso en la válvula mitral o tricúspide.

Se cuenta con un parámetro que es la diferencia máxima de presión inversa que soporta la válvula auriculoventricular correspondiente. El chorro inverso aparece cuando la diferencia entre la presión ventricular y la presión auricular excede el valor de presión máxima soportada por la válvula, que en condiciones normales será de al menos 140 mmHg. En ese caso se produce una vibración de frecuencia media (banda de 120 a 240 Hz) generada por la turbulencia del chorro inverso. Esta onda se aproxima con una sinusoidal que varía aleatoriamente su frecuencia y su amplitud en rangos limitados.

8.6.8 Chorro en la válvula mitral o tricúspide.

Se cuenta con un parámetro del área efectiva del orificio de la válvula (EOA) y con el flujo calculado por medio de las presiones auricular y ventricular. Con estos datos se determina la aparición de la turbulencia en el chorro directo de la válvula. Esta turbulencia produce una vibración acústica de frecuencia media (banda de 120 a 240 Hz) que se aproxima con una onda sinusoidal que varía aleatoriamente su amplitud y su frecuencia en rango limitado.

8.6.9 Chorro inverso en la válvula aórtica o pulmonar.

Se cuenta con un parámetro que es la diferencia máxima de presión inversa que soporta la válvula semilunar de que se trata. El chorro inverso aparece cuando la diferencia entre la presión arterial y la presión ventricular excede al valor de presión máxima soportada por la válvula, que en condiciones normales será de al menos 100 mmHg. En ese caso se produce una vibración de frecuencia media (banda de 120 a 240 Hz) generada por la turbulencia del chorro inverso. Esta onda se aproxima con una sinusoidal que varía aleatoriamente su frecuencia y su amplitud en rangos limitados.

8.6.10 Chorro en la válvula aórtica o pulmonar.

Se cuenta con un parámetro del área efectiva del orificio de cada válvula (EOA) y con el flujo calculado por medio de las presiones ventricular y arterial. Con estos datos se determina la aparición de la turbulencia en el chorro directo de la válvula. Esta turbulencia produce una vibración acústica de frecuencia media (banda de 120 a 240 Hz) que se aproxima con una onda sinusoidal que varía aleatoriamente su amplitud y su frecuencia en rango limitado.

8.6.11 Superposición de sonidos.

La función total de sonido resulta de sumar las funciones resultantes de todos los eventos acústicos que se han considerado. A cada una de las funciones se le aplica una ganancia particular que puede variar dependiendo del supuesto lugar de auscultación para el que se pretende simular el sonido a partir de este modelo. El modelo para el corazón derecho es el mismo que para el izquierdo pero considera que la potencia de los sonidos es aproximadamente cinco veces menor [72]. Aún con esta diferencia, cuando se simula un sonido para lugares de auscultación orientados a captar condiciones del lado derecho, las magnitudes de las ganancias que se aplican tienen el efecto de hacer notorios los eventos correspondientes al lado derecho del corazón.

9 Simulador de la vibración acústica cardiaca.

9.1 Conceptualización del simulador.

Para probar y usar el modelo matemático computacional de la generación de vibración acústica cardiaca, es necesario desarrollar un simulador. El simulador tiene como propósito generar la señal digital correspondiente a un latido del corazón humano, utilizando el modelo descrito en el capítulo anterior. Para esto se diseñó y se codificó una aplicación en lenguaje de programación Microsoft Visual C# sobre la plataforma .NET (Dot Net) y bajo el paradigma de orientación a objetos. El concepto general del sistema es proporcionar parámetros físicos de la estructura y fisiología del corazón, y con estos datos pueda generarse el tipo de vibración acústica correspondiente. Generar un solo latido es considerar la señal acústica cardiaca como una señal estacionaria y se conoce que no lo es en el mundo real. Sin embargo el objetivo que se persigue con este simulador no es analizar señales cardiacas sino observar las relaciones existentes entre la forma de los fonocardiogramas y las características anatómico fisiológicas del corazón. Por esta razón se genera un solo latido cardiaco.

Al codificar bajo el paradigma de programación orientada a objetos (OOP), se utilizan los elementos de programación llamados Clases en los que se definen características (propiedades) y habilidades (métodos), que un cierto objeto puede tener dependiendo de la clase de objeto de que se trata. Estas clases pueden heredarse a otras clases pudiendo establecerse una especie de taxonomía de características o bien, una especie de códigos genéticos si se usa una metáfora o analogía de un programa computacional con un ser viviente. Se codificaron la clase Vibrations para generar vibraciones tanto armónicas como turbulentas, la clase HeartValves que gestionan la aparición de vibraciones a lo largo del latido, la clase Hemiheart que sintetiza las presiones cardiacas que son el origen de los demás eventos, y la clase Phonocardiogram que contiene y maneja la información digital de un Fonocardiograma. La idea general del funcionamiento de este software es ir calculando las posiciones de los tejidos que vibran, en cada instante de tiempo. Todos los métodos funcionan como cálculos instantáneos. Este simulador puede tener un uso didáctico sin ningún problema aunque no es el propósito principal para el que fue diseñado. Está construido como un producto funcional para uso en la presente investigación como herramienta auxiliar y no como un producto comercial. La aplicación es para formas de Windows, manejada por eventos, con botones para los comandos principales, no utiliza ningún manejador de base de datos ni ningún otro componente desarrollado por terceras personas para ser integrado. La versión Microsoft Visual C# utilizada fue la 2010. El desarrollo se efectuó desde cero. El autor del presente trabajo codificó la totalidad del sistema. Las pruebas realizadas a la aplicación fueron solamente de funcionalidad técnica sin incluir usabilidad, pruebas de esfuerzo, modelo de madurez ni tampoco pruebas de campo en el área clínica. El resto de los pasos de la liberación de este software como una aplicación distribuible serán parte de futuros avances del presente proyecto. No obstante lo anterior, el sistema es estable y proporciona la flexibilidad y claridad suficiente para servir como apoyo en el presente trabajo.

9.2 La clase generadora de vibraciones.

El nombre de la clase es Vibrations. Contiene los siguiente métodos:

```
public float UnderDamped(float mass, float kMod, float DampR, int time)
```

Este método calcula el valor de la variable dependiente, de tipo flotante para el instante de tiempo indicado, de acuerdo a un modelo masa-resorte-amortiguador, con los valores que se pasan como parámetros. El valor de posición inicial es cero. La solución al modelo diferencial es una función seno multiplicada por una exponencial, lográndose una forma de onda con asíntota en cero.

```
public float JetAcousticPressure(float flow, float area, float density, int time)
```

Este método genera el valor de la variable dependiente para el instante indicado, basado en una función senoidal, con la amplitud alterada de forma aleatoria y también dependiendo de los parámetros recibidos de área del estrechamiento, flujo y densidad del fluido. El valor del flujo es el más significativo en la amplitud del valor calculado.

9.3 La clase controladora de eventos en las válvulas cardíacas.

El nombre de la clase es HeartValves. Esta clase hereda de la clase Vibrations. Contiene las siguientes variables:

```
public float EOaofAV;          /* Effective Orifice Area of AV Valve */
```

Área efectiva del orificio de la válvula aurículoventricular en unidades de milímetros cuadrados.

```
public float EOaofSL;          /* Effective Orifice Area of Semilunar Valve */
```

Área efectiva del orificio de la válvula semilunar en unidades de milímetros cuadrados.

```
public float effMassAV;        /* Effective Mass around Atrioventricular Valve */
```

Masa efectiva alrededor de la válvula aurículoventricular en unidades de gramos.

```
public float effYMAV;          /* Effective Young Module around Atrioventricular Va */
```

Módulo efectivo de elasticidad de Young alrededor de la válvula aurículoventricular en sus correspondientes unidades.

```
public float effDampAV;    /* Effective Damping around Atrioventricular Valve */
```

Coeficiente efectivo de amortiguamiento alrededor de la válvula aurículoventricular en sus correspondientes unidades.

```
public float effMassSL;    /* Effective Mass around Semilunar Valve */
```

Masa efectiva alrededor de la válvula semilunar en unidades de gramos.

```
public float effYMSL;      /* Effective Young Module around Semilunar Valve */
```

Módulo efectivo de elasticidad de Young alrededor de la válvula semilunar en sus correspondientes unidades.

```
public float effDampSL;    /* Effective Damping around Semilunar Valve */
```

Coeficiente efectivo de amortiguamiento alrededor de la válvula semilunar en sus correspondientes unidades.

```
public float maxInvPrAV;    /* Maximum supported inverse pressure of AV valve */
```

Presión inversa máxima soportada por la válvula aurículoventricular en unidades de mmHg.

```
public float maxInvPrSL;    /* Maximum supported inverse pressure of SL valve */
```

Presión inversa máxima soportada por la válvula semilunar en unidades de mmHg.

La clase HeartValves contiene los siguiente métodos:

```
public float AVClosing(float Mass, float YM, float Damp, float atrialP, float  
ventrP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el cierre de la válvula aurículoventricular.

```
public float SLOpening(float Mass, float YM, float Damp, float ventrP, float  
arterialP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con la apertura de la válvula semilunar.

```
public float SLClosing(float Mass, float YM, float Damp, float ventrP, float  
arterialP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el cierre de la válvula semilunar.

```
public float InvAVJet(float flow, float area, float dens, float atrialP, float  
ventrP, float maxP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el chorro inverso de sangre a través de la válvula aurículoventricular.

```
public float AVJet(float flow, float area, float dens, float atrialP, float ventrP,  
int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el chorro directo de sangre a través de la válvula aurículoventricular.

```
public float InvSLJet(float flow, float area, float dens, float ventrP, float  
arterialP, float maxP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el chorro inverso de sangre a través de la válvula semilunar.

```
public float SLJet(float flow, float area, float dens, float ventrP, float  
arterialP, int time)
```

Este método controla la aparición de la vibración relacionada con el chorro directo de sangre a través de la válvula semilunar.

```
public float[] InstantTissuePositions(float atrialP, float ventrP, float arterialP,
int time)
```

Este método dispara de forma global a los demás métodos que controlan las vibraciones de los siete eventos que este simulador considera como generadores de vibraciones acústicas. Recibe como parámetros a los valores instantáneos de presión de la aurícula, del ventrículo y de la arteria de salida correspondiente. Los valores de presión para el instante que se está calculando, fueron ya generados por otros métodos de este mismo sistema.

9.4 La clase que calcula las presiones cardiacas en medio corazón.

El nombre de la clase es HemiHeart. Esta clase hereda de la clase HeartValves. Contiene las siguientes variables:

```
public float initPValue; /* Initial value for ventricular pressure at the begining
of the atrial contraction */
```

Valor inicial de la presión ventricular al inicio de la contracción auricular, esto es, la presión diastólica del latido previo.

La clase HemiHeart contiene los siguientes métodos:

```
public float AtrialPressure(int time)
```

Este método genera la presión auricular en el instante del cálculo de forma sintética utilizando una forma de onda seno con semiperiodo de 0.1 s y cero a partir de ese tiempo en adelante.

```
public float VentricularPressure(int time)
```

Este método regresa el valor de la presión ventricular para el instante indicado, basándose en una forma de onda de parábola de cuarto orden, comenzando a partir del tiempo 0.1 s y hasta que la onda llega a cero aproximadamente a los 0.3 s.

```
public float ArterialPressure(int time)
```

Este método regresa el valor de la presión arterial, basado en una función exponencial con asíntota en cero con valor inicial initPvalue hasta que la presión ventricular (método anterior) es mayor. En ese momento se considera que se abre la válvula semilunar y la presión ventricular se refleja en la presión arterial hasta que la presión arterial es mayor que la presión ventricular, momento en el que se considera que se comienza a cerrar la válvula semilunar. El método introduce un retraso en el tiempo en el que cierra la válvula y con eso se construye de forma sintética la muesca que presenta el trazo de la presión arterial.

9.5 La clase para manejar fonocardiogramas.

La clase se llama Phonocardiogram. Esta clase contiene la siguiente variable:

```
public float[,] PCGComponents = new float[3000,23];
```

Se trata de un arreglo bidimensional o matriz, de 23 valores correspondientes a las tres presiones, los siete eventos acústicos y la suma de los sonidos individuales, todo eso para cada lado del corazón y un valor más correspondiente al corazón completo; para cada instante calculado, considerando un máximo de tres mil conjuntos de valores, cantidad que resulta de considerar un ancho de banda del sonido cardiaco hasta 1000 Hz, aplicando el teorema de Nyquist y un ritmo cardiaco mínimo de 40 latidos por segundo equivalente a un latido de duración de 1.5 s. Esto resulta en un máximo de 3000 valores necesarios para reconstruir el latido cardiaco. Para frecuencias cardiacas superiores a 40 latidos por segundo, no será necesario contar con los valores para 3000 instantes.

Esta clase contiene el siguiente método:

```
public Point[] Draw(int X, int Y, int SoundElementNum)
```

Este método, extrae del arreglo PCGComponents, el component acústico que se desea visualizar en pantalla y lo coloca en un arreglo de tipo Point que ya considera la posición en la que se debe visualizar el trazo según los parámetros X y Y. Este arreglo de puntos, se procesa posteriormente con las funciones de graficación de .NET utilizando el método DrawPoligon().

9.6 La interfaz con el usuario.

Se trata de un sistema que interactúa con el usuario de forma simple y directa en una sola forma de Windows con una sección dedicada a desplegar y aceptar la captura de los parámetros necesarios para generar la señal digital sintética correspondiente a un latido cardiaco. Las presiones son graficadas sobrepuestas en la parte media de la pantalla.

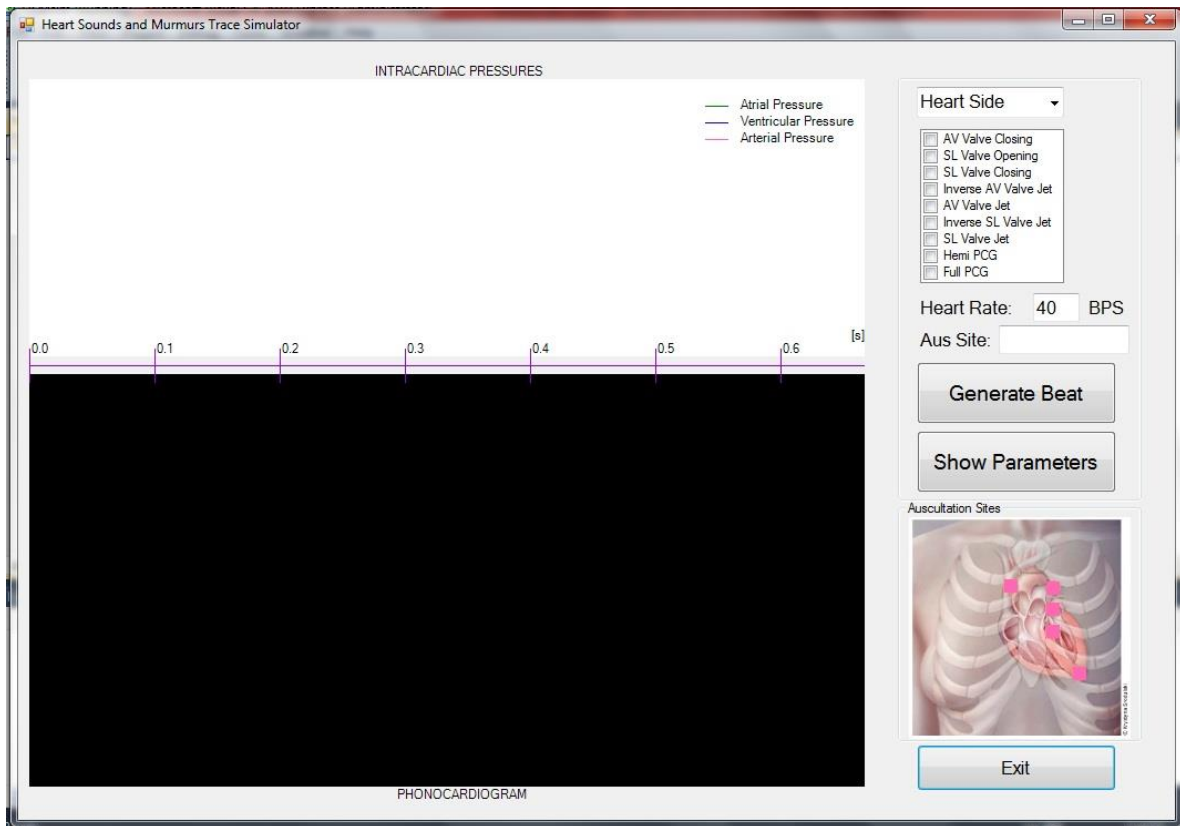


Figura 35 Pantalla del simulador antes de generar los fonocardiogramas.

El usuario puede elegir cuál componente acústico desea visualizar en la parte inferior de la pantalla, ya sea del corazón izquierdo o del corazón derecho, o bien la superposición de todos los sonidos generados para el corazón izquierdo, derecho o completo. Solamente una opción a la vez. Los colores con los cuales se presentan los trazos de presión y fonocardiográficos son solamente estéticos y no tienen algún significado adicional codificado. La figura 35 muestra una impresión de la pantalla del sistema antes de desplegar algún trazo fonocardiográfico.

9.7 Ejemplos de simulación de sonido cardiaco.

9.7.1 Fonocardiograma de un latido mostrando todos los sonidos y soplos.

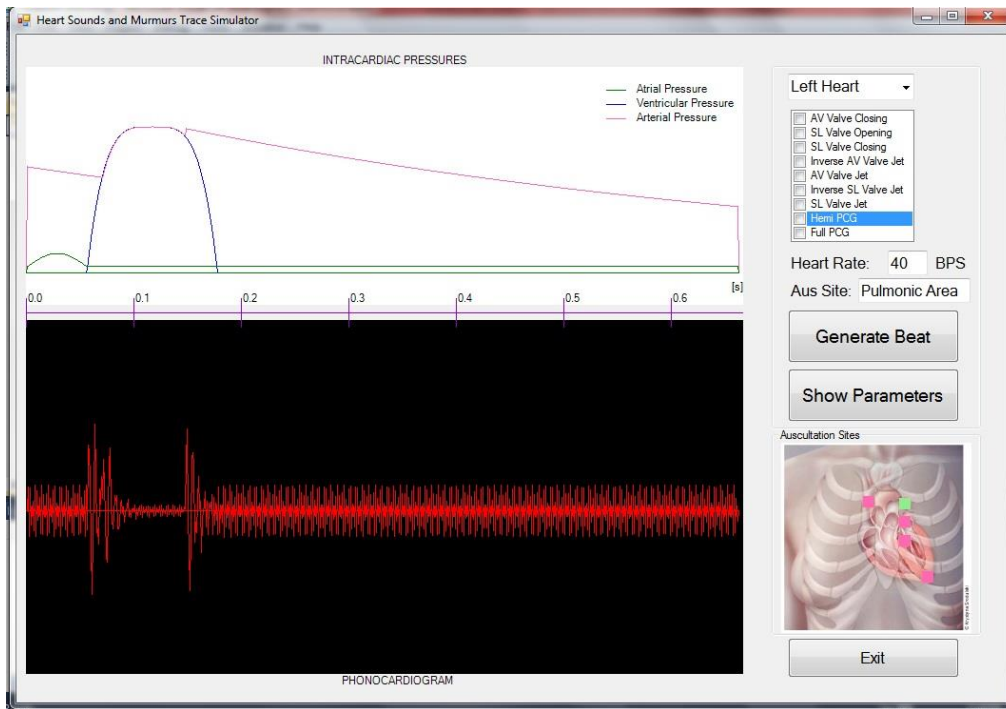


Figura 36 Fonocardiograma de un latido mostrando todos los sonidos y soplos.

9.7.2 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula mitral.

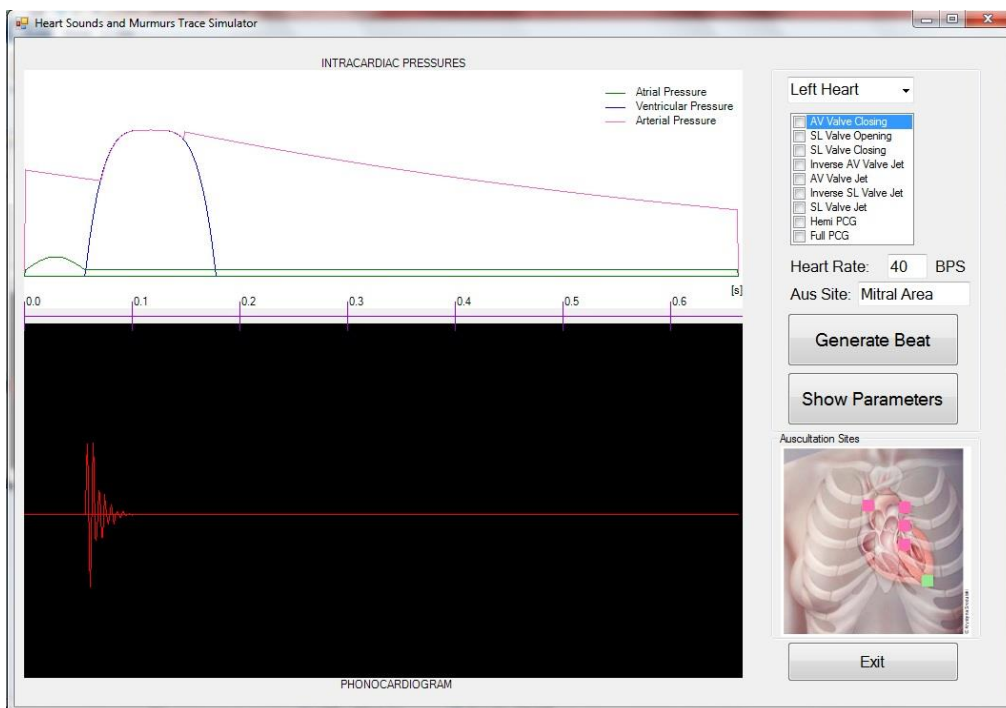


Figura 37 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula mitral.

9.7.3 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula aórtica.

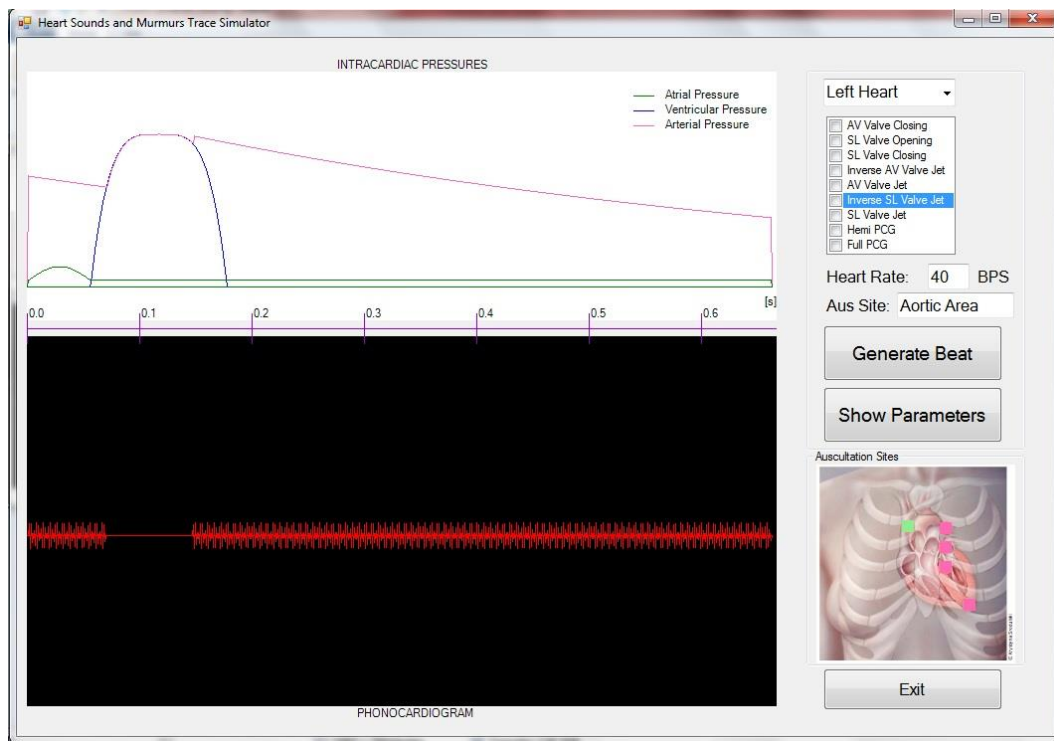


Figura 38 Fonocardiograma del sonido del cierre de la válvula aórtica.

10 Resultados y conclusiones generales.

10.1 Conclusiones técnicas del proyecto.

10.1.1 Conclusiones específicas de acuerdo con los objetivos planteados.

La búsqueda de referentes en el estudio de la fonocardiografía proporcionó la visión de que existe abundancia de reportes relacionados con detección de patrones en fonocardiogramas y de análisis de variaciones de frecuencia cardíaca. También se observaron estudios de fonocardiografía para detectar el estado de válvulas artificiales. Se encontraron numerosos estudios de fonocardiografía en perros. Se observó escasez de reportes relacionados con la etiología de los sonidos cardíacos humanos.

Se diseñó y construyó un sensor acústico para registrar el sonido del corazón humano y se publicó un artículo en las memorias del congreso nacional de la sociedad mexicana de ingeniería biomédica SOMIB 2011, concluyéndose que la hermeticidad (relacionada con la impedancia mecánica) de la unión entre la campana estetoscópica y el transductor electroacústico es necesaria para el buen funcionamiento del dispositivo.

Se diseñó y se construyó un software visualizador de señales biomédicas con el que pueden desplegarse los fonocardiogramas en la pantalla de la computadora concluyéndose que un sistema computarizado de aplicación biomédica debe ser simple, diseñado para no distorsionar los datos originales, debe avisar al usuario cuando la resolución del despliegue haya llegado a su límite y debe explicar su funcionamiento de forma que pueda realizarse la misma función del software pero de forma manual (por ejemplo con Microsoft Excel). Se publicó un artículo sobre el visualizador en las memorias del congreso de la ANIEI celebrado en octubre de 2012 en las instalaciones de la escuela UPIICSA del Instituto Politécnico Nacional.

Se identificaron 14 eventos durante un ciclo cardíaco, que generan vibraciones acústicas, siete de cada lado del corazón que son los siguientes: cierre AV, apertura SL, cierre SL, chorro inverso AV, chorro directo AV, chorro inverso SL y chorro directo SL. Estos eventos se describieron en el capítulo correspondiente al modelo y se consideraron en la programación del simulador.

El simulador se programó utilizando el paradigma de orientación a objetos como un ejercicio de comprensión de la estructura funcional del corazón humano desde el punto de vista mecánico vibratorio y acústico. Imágenes de la operación del sistema se presentan en el capítulo correspondiente al desarrollo del simulador.

Este proyecto fue presentado en los departamentos de enseñanza del Hospital ISSSTE Puebla y del Hospital del IMSS La Margarita, y en instituto de ingeniería biomédica de la universidad de Montreal con el fin de obtener críticas y recomendaciones, mismas que fueron consideradas para este trabajo.

10.1.2 Procesamiento de señal fonocardiográfica basado en modelos.

La necesidad de técnicas de procesamiento de señal más precisas en fonocardiografía es evidente. A menudo se ha contemplado que la incorporación de modelos de propagación acústica cardíaca en sistemas de procesamiento de señales puede ofrecer la información necesaria para mejorar el rendimiento general del procesamiento y para lograr optimizar, detectar y localizar patrones útiles incluso en condiciones de ruido y de perturbaciones. Las técnicas basadas en modelos ofrecen altas expectativas de rendimiento, ya que un

procesamiento basado en predicción de fenomenología fisiológica que ha generado por sí mismo a la señal medida, debe producir un mejor cálculo (mínima varianza del error), que otro procesamiento que no lo hace.

Por otra parte, la incertidumbre del medio acústico del miocardio hace pertinente el uso de modelos estocásticos para capturar la naturaleza aleatoria y a menudo no-estacionaria de fenómenos que van desde el ruido ambiental hasta condiciones de soplos severos. Por lo tanto, los sistemas de procesamiento que no toman en cuenta estos efectos, son susceptibles a errores grandes de estimación.

10.1.3 Conclusión general.

Con base en los resultados y conclusiones específicos se puede concluir que fue posible relacionar las estructuras anatómicas y las características fisiológicas del corazón humano, con las características morfológicas del trazo fonocardiográfico durante un latido normal pero considerando los momentos y la apariencia de las características anormales relacionadas frecuentemente pero no necesariamente con patologías del corazón.

Por lo anterior es posible confirmar la idea inicial de este proyecto y la contribución del mismo al propósito de este esfuerzo de investigación y desarrollo tecnológico que es apoyar al médico en su proceso de diagnóstico mediante técnicas de fonocardiografía asistidas por computadora, y en última instancia darle nuevo valor a la antigua técnica de la fonocardiografía y a la auscultación en general.

10.2 Prospectiva de la fonocardiografía.

El poder computacional y grado de miniaturización de los microprocesadores de hoy en día puede permitir la incorporación de un software de análisis fonocardiográfico en el estetoscopio, que incluso puede proporcionar un pre-diagnóstico. Las técnicas de análisis de sonidos del corazón basados en computadora seguirán evolucionando y avanzando hacia la meta del diagnóstico automático de las enfermedades del corazón. Muchos algoritmos avanzados de procesamiento de señales y modelos de análisis de datos, por ejemplo la

transformada wavelet, el filtrado adaptativo, las redes neuronales artificiales y el reconocimiento de patrones, ya han proporcionado una nueva visión de la utilidad diagnóstica del ruido cardíaco. Es de esperarse que la exploración de nuevas técnicas en los próximos años ayude a desarrollar el pleno potencial de la fonocardiografía como una herramienta para la detección precoz de las enfermedades del corazón.

10.2.1 Marcapasos cardíaco por detección acústica.

Esta aplicación se considera como tecnología de vanguardia en el campo del diagnóstico inteligente basado en fonocardiografía. La idea básica detrás de esta técnica fue desarrollar y optimizar un sistema móvil de auscultación que integrara la mayoría de los conceptos avanzados en procesamiento de señales y clasificación de patrones PCG obtenidos durante 40 años de investigación y desarrollo, con el sistema de marcapasos cardíaco. El primer modelo de prototipo con criterios mejorados fue presentado en 2005 en PalmMed Trend (Los Angeles), que es un simposio técnico de las últimas invenciones en tecnología médica.

Se trata de un sistema integrado de bolsillo con sistema operativo Windows Mobile CE. La señal PCG se interrelaciona con el ciclo de control de la terapia del marcapasos, demostrando resultados contundentes en los modos rítmicos DVI (Dual Ventricle Inhibited) y VVT (Ventricle Ventricle Triggered) ritmo del marcapasos cardíaco.

10.2.2 Monitoreo fisiológico de presión sanguínea con Fonocardiografía.

La presión arterial es una señal importante en la determinación de la integridad funcional del sistema cardiovascular. Los científicos y los médicos han estado interesados en la medición de la presión arterial durante un tiempo largo. La primera medición de la presión arterial se atribuye al reverendo Stephen Hales, quien a principios del siglo XVIII conectó tubos de vidrio llenos de agua en las arterias de animales y correlacionó su presión arterial con la altura de la columna de líquido en los tubos.

Fue hasta principio del siglo 20 que la medición de la presión arterial fue introducida en la medicina clínica, aunque con muchas limitaciones. Las técnicas de medición de presión arterial generalmente se dividen en dos grandes clases: directas e

indirectas. Las técnicas directas de medición de presión arterial son técnicas invasivas en las que se utiliza un catéter que se inserta en el sistema vascular. Las técnicas indirectas son no invasivas, con comodidad y seguridad para el paciente, pero a expensas de la precisión.

La diferencia de precisión entre los métodos invasivos y los métodos no invasivos, se ha ido reduciendo con el aumento del poder computacional disponible en unidades móviles que pueden procesar elaborados algoritmos de procesamiento de señales en una fracción de un segundo. Durante un ciclo cardiaco, la presión sanguínea va cambiando de forma correspondiente a la contracción y relajación del músculo cardiaco.

Las presiones, máxima y mínima durante un ciclo cardiaco se llaman presión sistólica y diastólica, respectivamente. El promedio en el tiempo, de la presión cardiaca durante un ciclo se denomina la presión media, y la diferencia entre la presión sistólica y diastólica se llama presión de pulso. La presión arterial normal varía con la edad, estado de salud, y otras condiciones particulares. La presión arterial típica de un bebé es 80/50 mmHg (10.66/6.66 kPa) (sistólica / diastólica). La presión arterial normal aumenta gradualmente y llega a 120/80 (15.99/10.66 kPa) para un adulto joven. La presión arterial es menor durante el sueño y durante el embarazo. Muchas personas experimentan presiones sanguíneas mayores en las clínicas médicas, un fenómeno conocido como el efecto de bata blanca.

En el sistema tradicional manual, de medición indirecta, una pulsera de oclusión se infla y se utiliza un estetoscopio para escuchar los sonidos producidos por el flujo sanguíneo en las arterias (Fig. 39), denominados sonidos Korotkov. Cuando la presión de la pulsera está por encima de la presión sistólica, la vibración no se transmite y no se oye sonido. Cuando la presión de la pulsera está por debajo de la presión diastólica, de nuevo el sonido no se escucha.

Un manómetro conectado a la pulsera inflable se utiliza para identificar las presiones cuando se efectúa la transición de silencio a sonido y nuevamente a silencio. Esta combinación de pulsera, un bulbo de inflado con una válvula de liberación, y un manómetro se llama un esfigmomanómetro y el método constituye una técnica de auscultación. Por lo general, la pulsera se coloca justo encima del codo, elevado a la altura aproximada del corazón, y el estetoscopio se coloca sobre la arteria braquial. Es posible palpar la presencia de pulso debajo de la pulsera, en lugar de usar un estetoscopio para

escuchar los sonidos. Esta última manera funciona especialmente bien en lugares ruidosos donde es difícil escuchar los sonidos del corazón.

El uso de la señal PCG para medir la presión arterial es un método desarrollado recientemente que se utiliza como una alternativa al método directo de medición de la presión arterial. La primer técnica viable fue desarrollada por Cornell et al. en 2004.

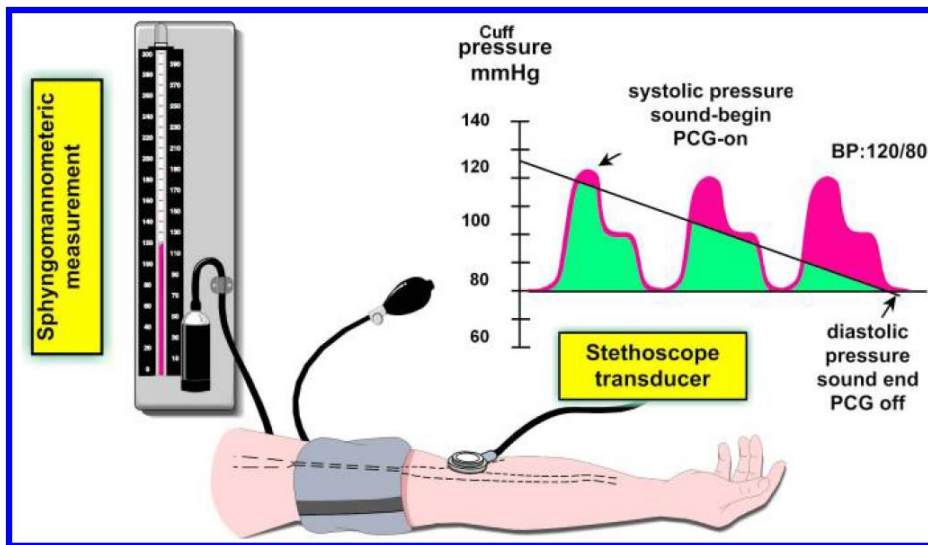


Figura 39 Procedimiento de medición de presión arterial oscilométrica que se integra con fonocardiografía para optimizar la medición de presión de sangre no invasiva.

El sistema de descomposición wavelet se utiliza para la separación e identificación de la presión arterial y la información hemodinámica a partir de los trazos fonocardiográficos. Este método tiene varias fuentes potenciales de error. La mayoría de estas fuentes se deben a la mala colocación de la pulsera, problemas para oír sonidos suaves, y el uso una pulsera de tamaño incorrecto. El uso de una pulsera pequeña en un brazo de tamaño grande daría lugar a sobreestimar la presión arterial, y viceversa. No obstante, una medición durante uan auscultación realizada por un experto profesional de cuidado de la salud mediante un esfigmomanómetro de grado clínico se considera el estándar de oro en mediciones no invasivas y representa el mismo riesgo que con el sistema descrito.

10.2.3 Medición automatizada de presión arterial basada en PCG.

En los primeros prototipos de medición de presión arterial, se utilizó una combinación de hardware y software que controlaba los diversos aspectos de la medición (o estimación) automatizada de la presión arterial. Con el creciente poder de cómputo de los microcontroladores (MCU), todas las tomas de decisión y de control se realizan ya en el software y con algoritmos más elaborados. Estas son algunas de las funciones que se incluyen en un sistema de medición. Véase en la figura 40 una organización típica de tales algoritmos y su aplicación en el sistema de medición de presión sanguínea.

- Control de inflación / deflación: Ya sea que la recolección de datos se lleve a cabo durante la inflación o durante la deflación, de forma continua o por pasos, hay muchos desafíos para controlar apropiadamente la bomba de aire. Esto incluye el mantenimiento de una presión basal con cambios suaves de la pulsera sin filtrar las variaciones arteriales, el ajuste de la velocidad de la bomba a las variaciones que surgen por diferentes tamaños de pulseras, tamaños de brazo, hermeticidad de la pulsera y la selección de la gama de presiones que se utilizará para recabar los datos.

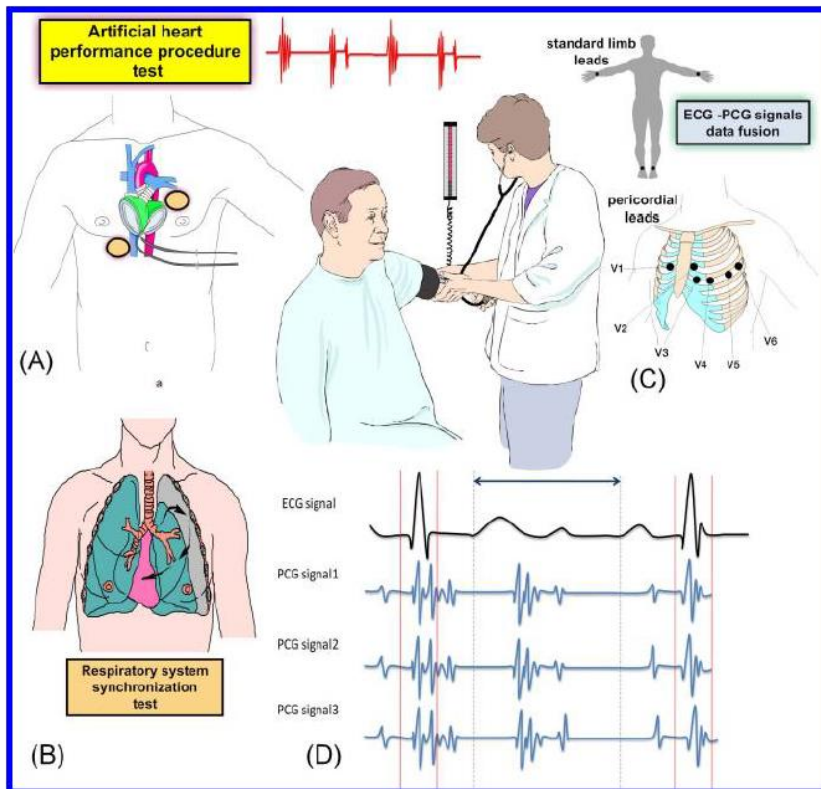


Figura 40 Procesamiento de señal de Fonocardiografía utilizada en diversas aplicaciones clínicas cardiovasculares.

Respecto a la figura 40, representa el procesamiento de señal de Fonocardiografía utilizada en diversas aplicaciones clínicas cardiovasculares. Donde (A) es la aplicación de ruido cardíaco en la prueba de rendimiento de un dispositivo de ayuda del ventrículo izquierdo (LVAD), (B) Uso del PCG en la prueba de sincronización del sistema respiratorio, (C) Aplicación del PCG con la adquisición de señal ECG en el modelado y la correlación del sistema fisiológico y (D) es el trazo de las señales PCG utilizadas.

- **Detección de Pulso:** Esta es una parte fundamental de la extracción de características de los datos en bruto de la presión de la pulsera. Se hace especialmente difícil cuando condiciones, tales como arritmia o temblores, afectan la regularidad de los pulsos. Técnicas de reconocimiento de patrones con características en el dominio del tiempo, de la frecuencia, o wavelet se utilizan para manejar las situaciones difíciles.

- **Estimación de la presión arterial:** El método indirecto de medición es un proceso de estimación de la presión que usa las características extraídas de las presiones de la pulsera u

otros datos del transductor. Este algoritmo estaba anteriormente limitado a la interpolación lineal. Recientemente, herramientas de toma de decisiones y de modelado más elaboradas tales como la regresión no lineal, redes neuronales y lógica difusa también se utilizan para este propósito.

10.2.4 Extracción y estimación de tiempos de tránsito de pulso cardiaco.

El uso de la señal PCG para medir la presión arterial y obtener información del tiempo de tránsito del pulso es un nuevo método que se utiliza recientemente como una alternativa al método directo oscilométrico de presión arterial. Se utilizó el sistema de descomposición wavelet para la extracción de información espacial y de las características temporales de la forma de onda de la señal PCG a ser correlacionada en el dominio del tiempo con el perfil de presión arterial para ajustar la ventana de tiempo según el modelo de tiempo de pulso transitorio (PTT).

10.2.5 Hemodinámica y la modulación de intervalos de tránsito.

Debido a la técnica mediante la cual se registra el PCG, los estudios han demostrado que los parámetros relacionados con el tiempo derivados del PCG no se ven afectados por el período de pre-eyección (PEP) como afirmaron Hasegawa et al. en 1991 y Visser et al. en 1993. Si bien el estudio de la respuesta de la presión arterial (PA) durante cambios posturales puede probar las funciones simpáticas del sistema nervioso autónomo [5], los parámetros observados que se relacionan con los cambios de la PA son clínicamente útiles.

El examen del valor de tiempo de retardo típico entre el primer sonido del corazón (S1) del PCG y la onda ascendente de la señal de fotopletimografía correspondiente (PPG) o del tiempo de tránsito vascular (VTT) de adultos sanos debe hacerse además de la determinación del efecto de las turbulencias hemodinámicas en VTT cuando la periferia medida adopta posturas diferentes.

Además, la asociación de los cambios observados en VTT con los correspondientes cambios de la PA deben ser considerados en el cálculo. Por último, la regresión de ecuaciones para relacionar VTT y PA durante los cambios posturales también debe ser

considerada.

Referencias.

- [1] J. C. Colin-Ortega, H. Bolaños y J. M. Lopez, «Biomedical Signals Visualizer Software applied to Human Heart Sounds,» *Memorias del Congreso Internacional de Informática y Computación ANIEI*, vol. XXV, n° 1, 2012.
- [2] A. A. Luisada, *From Auscultation to Phonocardiography*, Saint Louis: Mosby, 1965.
- [3] E. Sgreccia, *Manual de Bioética*, México, D.F.: Diana, 1996.
- [4] A. H. Maslow, *Motivation and Personality* (3rd edition), Pearson, 1997.
- [5] A. Leatham, *Auscultation of the Heart and Phonocardiography*, London Edinburgh: Churchill Livingstone, 1975.
- [6] E. J. Corwin, *Handbook of Pathophysiology: Foundations of Health and Disease*, 3rd Ed., 2006.
- [7] P.-E. Paulev, *Textbook in Medical Physiology and Pathophysiology Essentials and Clinical Problems*, Copenhagen: Copenhagen Medical Publishers, 2000.
- [8] A. C. Guyton y J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, Saunders W. B., 2005.
- [9] V. K. Angle y J. G. Proakis, *Digital Signal Processing Using Matlab V4*, PSW Publishing Company, 1997.
- [10] T. Michael, *Auscultation of the Heart*, New York: McGraw-Hill, 1997.
- [11] B. Erickson, *Heart Sounds and Murmurs: A Practical Guide*, St. Louis: Mosby-Year Book, Inc., 1997.
- [12] M. Obaidat, «Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison,» *MS Obaidat-Journal of medical engineering and technology*, Vols. %1 de %2Nov-Dec, n° 17(6), pp. 221-7, 1993.
- [13] H. Liang, S. Lukkarinen y I. Hartimo, «Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram,» *Computational Cardiology*, vol. 24, pp. 105-108, 1999.
- [14] N. Nanda, *Doppler Echocardiography*, 2nd Ed., London: Lea and Febiger Publisher, 1993.
- [15] C. L. Lonnie, *Fundamentals of digital signal processing*, Harper and Row Publishers, Inc, 1986.
- [16] A. Ambardar, *Analog and digital signal processing*, PSW Publishing Company, 1995.
- [17] K. M. Sin y B. H. Lee, *Real time signal processing: Implementation, Applications and Experiments with TMS320C55X*, John Wiley & Sons, LTD, 2001.
- [18] S. Stergiopoulos, *Advanced Signal Processing Handbook: Theory and Implementation of Radar, Sonar, and Medical Imaging Real-Time Systems*, Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.
- [19] C. W. Knight, G. R. Pridham y M. S. Kay, «Digital signal processing for sonar,» *Proceedings IEEE*, vol. 69, n° 11, pp. 1451-1506, 1981.

- [20] B. Windrow y D. S. Stearns, Adaptive Signal Processing, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1985.
- [21] B. A. Baggeroer, Sonar signal processing, in Applications of Digital Signal Processing, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1978.
- [22] J. H. Scudder, «Introduction to computer aided tomography,» *Proceedings IEEE*, vol. 66, n° 6, pp. 628-637, 1978.
- [23] D. Nahamoo y C. A. Kak, «Ultrasonic Diffraction Imaging,» *Department of Electrical Engineering*, vol. PTR, n° EE, pp. 80-82, 1982.
- [24] W. S. Flax y M. Donnell, «Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: basic principles,» *IEEE Transactions Ultrasonic Ferroelectric Frequency Control*, vol. 5, n° 6, pp. 758-767, 1988.
- [25] C. G. Ng, S. S. Worrell, D. P. Freiburger y E. G. Trahey, «A comparative evaluation of several algorithms for phase aberration correction,» *IEEE Transactions Ultrasonic Ferroelectrics Frequency Control*, vol. 1, n° 5, pp. 631-643, 1994.
- [26] K. A. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1990.
- [27] S. Q. Xiang y M. R. Henkelman, «K-space description for the imaging of dynamic objects,» *Magn. Reson. Med.*, n° 29, pp. 422-428, 1993.
- [28] L. M. Lauzon, W. D. Holdsworth, R. Frayne y K. B. Rutt, «Effects of physiologic waveform variability in triggered MR imaging: theoretical analysis,» *Journal Magn. Reson. Imaging*, vol. 4, n° 6, pp. 853-867, 1994.
- [29] J. C. Ritchie, R. C. Crawford, D. J. Godwin, F. K. King y Y. Kim, «Correction of computed tomography motion artifacts using pixel-specific back-projection,» *IEEE Transactions Medical Imaging*, vol. 15, n° 3, pp. 333-342, 1996.
- [30] B. Gardner y K. Martin, HRTF Measurements of a KEMAR Dummy-Head Microphone, Boston: MIT Media, 2000.
- [31] E. Mannheimer, «Standardization of phonocardiography,» de *Proc. of Second European Congress of Cardiology*, 1956.
- [32] A. Kak, M. Slaney y G. Wang, Principles of computerized tomography imaging, New York: Medical Physics, IEEE Press, 1992.
- [33] B. Wells, M. Rappaport y H. Sprague, «The sounds and murmurs in contraction of the aorta: a study by auscultation and phonocardiography,» *American Heart Journal*, vol. 1, n° 38, pp. 69-79, July 1949.
- [34] K. Holldack, «Clinical significance of auscultation using electronic amplifiers,» *Zeitschrift. Gesamte. Inn Med.*, vol. 28(20), pp. 606-8, 15 Oct 1973.
- [35] H. Ljunggren, «Investigation of an apparatus for calibrated phonocardiography according to the Mannheimer-Stordal system,» *Acta Med. Scand.*, vol. 6, n° 133, pp. 388-93, 1949.
- [36] D. Bekkering y J. Weber, «Standardization of phonocardiography: efforts in the Netherlands,» *American Heart Journal*, vol. 2, n° 54, pp. 316-7, Aug 1957.
- [37] R. Zalter, H. Hardy y A. Luisada, «Acoustic transmission characteristics of the thorax,» *J. Appl. Physiology*, n° 18, pp. 428-36, 1963.

- [38] O. Zoneraich y S. Zoneraich, Phonocardiographic Findings in Patients with Malfunctioning Artificial Valves, in *Non-Invasive Methods in Cardiology*, Charles C Thomas: Springfield, 1974.
- [39] R. Zalter, H. Hodara y A. Luisada, «Phonocardiography. I. General principles and problems of standardization,» *American Journal of Cardiology*, vol. 1, n° 4, pp. 3-15, jul 1959.
- [40] R. Gordon, M. Najmi, B. Kingsley, B. Segal y J. Linhart, «Spectroanalytic evaluation of aortic prosthetic valves,» *Chest*, vol. 66, n° Julio, p. 44.49, 1974.
- [41] P. Stein, H. Sabbah, J. Lakier, D. J. Magilligan y S. Goldstain, «Frequency of the first heart sound in the assessment of stiffening of mitral bioprosthetic valves,» *Circulation*, vol. 63, pp. 200-203, 1981.
- [42] S. Kahalekar, S. Vaidya y A. Shrawagi, «PC based phonocardiograph expert system,» *Proceedings*, vol. 2, pp. 64-65, 1995.
- [43] S. Xu, M. Hu y D. Zhang, «The time-frequency representation of PCG, Industrial technology,» *Proceedings of the IEEE International Conference*, pp. 679-681, 1994.
- [44] S. Kraman, «Speed of low-frequency sound through the lungs of normal men,» *J.Appl. Physiol.*, vol. 55, pp. 1862-1867, 1983.
- [45] D. Rushmer, Cardiovascular Dynamics, Philadelphia, USA: Saunders publisher, 1976.
- [46] B. Kingsley, «Acoustic evaluation of prosthetic cardiac valve in the audio spectrum,» *J. Audio Eng. Soc.*, pp. 750-755, Nov 1972.
- [47] S. Pavlopoulos, A. Stasis y E. Loukis, «Biomedical Engineering Online,» 21 3 2004. [En línea]. Available: DOI: 10.1186/1475-925X-3-21. [Último acceso: 2009].
- [48] P. Stein, H. Sabbah, J. Lakier y S. Goldstein, «Frequency spectrum of the aortic component of the second heart sound in patients with normal valves, aortic stenosis and aortic porcine xenografts,» *Amer. J. Cardiology*, vol. 46, n° July, pp. 48-52, 1980.
- [49] T. Joo, Pole-zero modeling and classification of phonocardiograms, Cambridge, Ma, USA: Dept. Electrical Engineering and Computational Science, Massachusetts Institute of Technology, 1982.
- [50] J. G. Webster, Medical Instrumentation Application and Design, 4th ed., Hoboken, N.J., USA: Wiley, 2009.
- [51] S. Xu, M. Hu y D. Zhang, «The time-frequency representation of PCG,» *Industrial Technology, Proceedings of the IEEE International Conference*, pp. 679-681, 1994.
- [52] J. Burg, «Maximum entropy spectral analysis,» de *P37th S.E.G. Annual meeting*, Oklahoma City, OK, 1967.
- [53] M. Jacobson, «Analysis and classification of physiological signals using wavelet transforms,» *Proceedings of the 10th Intrnational Conference on Electronics, Circuits and Systems*, 2003.
- [54] R. Hilborn, Chaos and Nonlinear Dynamics, 2nd edition, Oxford: Oxford University Press, 2000.
- [55] M. Kompis, H. Pasterkamp y G. Wodicka, «Acoustic imaging of the human chest,» *J. Chest*, vol. 120, n° 4, pp. 1309-1321, 2001.
- [56] T. Kohonen, «Self-organized formation of topologically correct feature map,»

- Biological Cybernetics*, vol. 43, n° 1, pp. 59-69, 1982.
- [57] C. Nikias y A. Petropulu, *Higher-Order Spectra analysis*, New Jersey: PTR Prentice Hall, 1993.
- [58] P. Soulie, «Intra-cardiac phonocardiography,» de *III-World Congress of Cardiology*, Washington, 1954.
- [59] M. e. a. Brockway, «Method and Apparatus for Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy using Heart Sound,» *U.S. Appl.*, vol. 10, n° 865, p. 45, 2004.
- [60] P. Stein, H. Sabbah, D. Anbe, F. Khaja y G. Folger, «Diagnostic. Value of intra-cardiac phonocardiography in subaortic stenosis,» *Chest*, n° 72, p. 413, 1977.
- [61] P. Boutouyrie, S. Laurent, X. Girerd, A. Benetos, P. La Colley, E. Abergel y M. Safar, «Common carotid artery stiffness and patterns of left ventricular hypertrophy in hypertensive patients,» *Hypertension*, n° 25, pp. 651-659, 1995.
- [62] H. Sava, R. Bedi, J. McDonnell y P. Grant, «Classification of Carpentimer-Edwards bioprosthesis heart valves using an adaptive single layer perceptron,» *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, n° 1, pp. 129-130, 1995.
- [63] L. Khadra, M. Matalgah, B. El-Asir y S. Mawagdeh, «The wavelet transform and its application to phonocardiogram signal analysis,» *Med. Inf.*, vol. 6, pp. 271-277.
- [64] «Sound and vibration analysis, theoretical basis for software development, User Guide (CHML),» National Instruments, [En línea]. Available: www.ni.com.
- [65] M. Drasner, J. Rame y L. Stevenson, «Prognostic importance of elevated jugular venous pressure and a third heart sound in patients with heart failure,» *New England Journal of Medicine*, n° 345, pp. 574-581, 2001.
- [66] C. Wooley, P. Baker, A. Kolibash, J. Kilman, E. Sparks y H. Boudoulas, «The floppy, myxomatous mitral valve, mitral valve prolapse, and mitral regurgitation,» *Prog. Cardiovascular Disease*, n° 33, pp. 397-433, 1991.
- [67] D. Braschdorff, S. Ester, T. Dorsel y E. Most, «Neural network based multi sensor heart sound analysis,» *Proceedings Computer Cardiology*, pp. 303-306, 1991.
- [68] M. Akay, Y. Akay y W. Welkowitz, «Automated noninvasive detection of coronary artery disease using wavelet-based neural networks,» *Proceedings of the 16th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, pp. A12-A13, 1994.
- [69] P. Wang, C. Lim, S. Chauhan, J. Foo y V. Anantharaman, «Phonocardiographic Signal Analysis using a modified hidden Markov Model,» *Ann. Biomedical Eng.*, vol. 35, n° 3, pp. 367-374.
- [70] L. Rabiner, «A Tutorial on Hidden Markov Models (HMM) and selected Applications in Speech Recognition,» *Proceedings IEEE*, vol. 77, n° 2, pp. 257-286, 1989.
- [71] J. Hebden y J. Torry, «Neural network and conventional classifiers to distinguish between first and second heart sounds. Artificial Intelligence Methods for Biomedical Data Processing,» *IEEE Colloquium*, vol. 3, pp. 1-6, 1996.
- [72] N. Levanon y E. Mozeson, *Radar Signals*, New York: J.Wiley and Sons (Interscience Div.), 2004.
- [73] D. W. Schobben y P. C. Sommen, «A new Algorithm for Joint Blind Signal Separation

- and Acoustic Echo Canceling,» *Fifth International Symposium on Signal Processing and its Applications*, pp. 22-25, 1999.
- [74] A. Wennevold, «Right-heart intra-cardiac phonocardiography in 80 subjects without organic heart disease: A study of the origin of innocent heart murmurs,» *Dan Medical Bulletin*, nº 15, p. 313, 1968.
- [75] A. K. Abbas y R. Bassam, *Phonocardiography Signal Processing*, Connecticut: Morgan & Claypool Publishers, 2009.
- [76] M. Silverman y A. Leatham, «Twentieth century pioneer in auscultation,» *Clinical Cardiology*, pp. 155-157, 1999.
- [77] G. A. Truskey, F. Yuan y D. F. Katz, *Transport Phenomena in Biological Systems*, second edition, Upper Saddle River, New Jersey: PEARSON Prentice Hall, 2009.
- [78] J. Mathieu y J. Scott, *An Introduction to Turbulent Flow*, New York: Cambridge University Press, 2000.
- [79] A. P. Yoganathan, «Cardiac Valve Prostheses,» *The Biomedical Engineering Handbook*, nº 127, pp. 1-23, 2000.
- [80] O. Yoshifumi, «Simulation of Acoustic Sound Produced by Interaction Between Vortices and Arbitrarily Shaped Body in Multi-Dimensional Flows by the Vortex Method,» de *Advanced Methods for Practical Applications in Fluid Mechanics*, P. S. Jones, Ed., InTech, 2012.