

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA**

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Proyecto técnico con enfoque investigativo:

“Análisis y procesamiento de la señal auscultada del corazón para el diagnóstico presuntivo de soplos cardíacos y arritmia cardíaca”.

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:

“Ingeniera Electrónica”.

Autor:

Andrea Estefanía García Cedeño.

Tutor:

Ing. Eduardo Pinos Vélez, M.Sc.

Cuenca - 2017

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, Andrea Estefanía García Cedeño, con documento de identificación N° 0103996112, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autora del trabajo de grado intitulado: “Análisis y procesamiento de la señal auscultada del corazón para el diagnóstico presuntivo de soplos cardíacos y arritmia cardíaca”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Electrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



.....
Andrea Estefanía García Cedeño.

C.I. 0103996112

Cuenca, abril del 2017.

CERTIFICACIÓN

Yo declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “**ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL AUSCULTADA DEL CORAZÓN PARA EL DIAGNÓSTICO PRESUNTIVO DE SOPLOS CARDÍACOS Y ARRITMIA CARDÍACA**”, realizado por **Andrea Estefanía García Cedeño**, obteniendo un “**Proyecto Técnico con enfoque investigativo**” que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.



.....
Ing. Eduardo Pinos Vélez.

C.I. 0102942190

Cuenca, abril del 2017.

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Andrea Estefanía García Cedeño**, con número de cédula **0103996112**, autora del trabajo de titulación: “**ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL AUSCULTADA DEL CORAZÓN PARA EL DIAGNÓSTICO PRESUNTIVO DE SOPLOS CARDÍACOS Y ARRITMIA CARDÍACA**”, certifico que el total contenido de este “**Proyecto Técnico con enfoque investigativo**” es de mí exclusiva responsabilidad y autoría.



.....

Andrea Estefanía García Cedeño.

C.I. 0103996112

Cuenca, abril del 2017.

RESUMEN

En la ingeniería se busca contribuir en los diferentes campos de la ciencia para ofrecer soluciones que favorezcan a la comunidad; en el área de la medicina, se pretende optimizar y facilitar todos los procesos que ofrecen la garantía de mejorar y tratar la salud de las personas, buscando que la sociedad en general tenga los mismos beneficios y la atención médica no resulte un privilegio.

El presente proyecto ha sido fundamentado con la intención de colaborar en el campo científico con una perspectiva diferente de evaluación de ciertos fenómenos acústicos cardíacos, y también, para presentar una propuesta de detección de soplos cardíacos y arritmia que resulte accesible a las personas e intervenga en la búsqueda de la mejora continua del sistema de salud.

Este trabajo consiste en el análisis y procesamiento de la señal auscultada del corazón para el diagnóstico presuntivo de soplos cardíacos y arritmia cardíaca, aplicando diferentes técnicas y algoritmos correspondientes a la captación del audio, el acondicionamiento de la señal, la comunicación serial de los datos adquiridos hacia el software de análisis, también involucra el proceso de obtención de los datos correspondientes a una muestra de 44 elementos, consecuente de la adquisición del audio en cuatro zonas por paciente de un total de 11 individuos, 8 de los cuales presentaban valvulopatías comprobadas y los restantes eran sujetos no cardíopatas.

Posteriormente se efectúa la localización del primer y segundo ruido para el reconocimiento del ciclo cardíaco, seguidamente, se identifica la etapa de sístole y diástole, se realiza el análisis de la señal en esos periodos y la evaluación de la presencia de soplo mediante la relación de ambas etapas aplicando la prueba t de Student; subsiguientemente se ubica el soplo en una de las cuatro regiones valvulares del precordio, y se da la obtención de las cualidades de ubicación y forma de intensidad del signo para predecir el tipo de lesión valvular que este refiere.

En el caso de la arritmia, se realiza un estudio de la regularidad del ritmo cardíaco mediante la corroboración del patrón del ciclo para la identificación de una anomalía que indique esta patología.

Los resultados obtenidos fueron alentadores, ya que la identificación de un soplo cardíaco sin especificar región o lesión valvular coincidió al 100%, la detección de soplos cardíacos en el foco de origen presentó una sensibilidad del 80% y una especificidad del 91% que corresponden a los mismos valores resultantes en la predicción del tipo de lesión valvular. El algoritmo utilizado para la detección de arritmias también acertó en todos los casos evaluados.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS.....	XI
AGRADECIMIENTOS.....	XII
DEDICATORIA.....	XIV
ANTECEDENTES.....	XV
JUSTIFICACIÓN.....	XVI
INTRODUCCIÓN.....	XVII
CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	1
1.1 SEMIOLOGÍA MÉDICA	1
1.1.1 <i>DEFINICIÓN DE SEMIOLOGÍA MÉDICA.....</i>	<i>1</i>
1.1.2 <i>HISTORIA CLÍNICA</i>	<i>1</i>
1.1.3 <i>MANIOBRAS SEMIOLÓGICAS DE EXPLORACIÓN</i>	<i>2</i>
1.1.3.1 <i>INSPECCIÓN</i>	<i>2</i>
1.1.3.2 <i>PALPACIÓN</i>	<i>3</i>
1.1.3.3 <i>PERCUSIÓN</i>	<i>3</i>
1.1.3.4 <i>AUSCULTACIÓN</i>	<i>4</i>
1.2 ANATOMOFISIOLOGÍA DEL CORAZÓN.....	8
1.2.1 <i>EL APARATO CARDIOCIRCULATORIO</i>	<i>9</i>
1.2.2 <i>LOCALIZACIÓN ANATÓMICA DEL CORAZÓN</i>	<i>9</i>
1.2.3 <i>ESTRUCTURA CARDÍACA</i>	<i>10</i>
1.2.3.1 <i>MORFOLOGÍA EXTERNA</i>	<i>11</i>
1.2.3.2 <i>MORFOLOGÍA INTERNA</i>	<i>12</i>
1.2.4 <i>FISIOLOGÍA CARDÍACA</i>	<i>15</i>
1.2.4.1 <i>FUNCIONAMIENTO VALVULAR.....</i>	<i>15</i>
1.2.4.2 <i>CIRCULACIÓN SANGUÍNEA.....</i>	<i>16</i>
1.2.4.3 <i>CIRCULACIÓN CORONARIA.....</i>	<i>17</i>
1.2.4.4 <i>EL CICLO CARDÍACO.....</i>	<i>17</i>
1.3 FENÓMENOS ACÚSTICOS CARDÍACOS Y PATOLOGÍAS RELACIONADAS	20
1.3.1 <i>RUIDOS CARDÍACOS</i>	<i>20</i>
1.3.2 <i>SOPLOS CARDÍACOS</i>	<i>22</i>
1.3.2.1 <i>CATEGORÍAS</i>	<i>23</i>
1.3.3 <i>AUSCULTACIÓN MEDIATA DEL CORAZÓN</i>	<i>26</i>
1.3.4 <i>LESIONES VALVULARES</i>	<i>27</i>

1.3.4.1	INSUFICIENCIA MITRAL [2] [4]	27
1.3.4.2	ESTENOSIS MITRAL [2] [4]	27
1.3.4.3	INSUFICIENCIA AÓRTICA [2] [4]	28
1.3.4.4	ESTENOSIS AÓRTICA [2] [4]	28
1.3.4.5	INSUFICIENCIA TRICÚSPIDE [2] [4]	29
1.3.4.6	ESTENOSIS TRICÚSPIDE [2] [4]	29
1.3.4.7	INSUFICIENCIA PULMONAR [2] [4]	29
1.3.4.8	ESTENOSIS PULMONAR [2] [4]	29
1.3.5	<i>ARRITMIA</i>	30
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS SOCIAL Y PREFACIO CIENTÍFICO		31
2.1	CARDIOPATÍAS EN EL ECUADOR	31
2.2	MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO DE SOPLOS CARDÍACOS Y ARRITMIAS	32
2.3	ANÁLISIS A NIVEL LOCAL Y VISIÓN FUTURA	33
2.4	ESTADO DEL ARTE EN SONIDO CARDÍACO Y SU ANÁLISIS.	34
CAPÍTULO 3: PROPUESTA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO		35
3.1	CIRCUITO DE CAPTACIÓN DE AUDIO	35
3.2	AMPLIFICACIÓN	35
3.2.1	<i>Acople de entradas AC</i>	35
3.2.2	<i>Ganancia</i>	36
3.3	SUJETADOR O FIJADOR DE NIVEL POLARIZADO	37
3.4	COMUNICACIÓN SERIAL POR ARDUINO	39
3.4.1	<i>Configuración del Arduino</i>	39
3.4.2	<i>Frecuencia de muestreo</i>	39
3.5	ALGORITMO DE LECTURA SERIAL	39
3.6	CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL Y FILTRO ADAPTATIVO	40
3.7	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA	43
CAPÍTULO 4: IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS Y ARRITMIAS		45
4.1	IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS	45
4.1.1	<i>DETECCIÓN DE PICOS ANÓMALOS</i>	45
4.1.2	<i>NORMALIZACIÓN Y BARRIDO</i>	46
4.1.3	<i>TRANSFORMADA WAVELET DISCRETA</i>	47
4.1.4	<i>DETECCIÓN DEL PRIMER RUIDO</i>	49

4.1.5	LOCALIZACIÓN DEL SEGUNDO RUIDO	50
4.1.6	VALORACIÓN RMS DEL CICLO CARDÍACO	51
4.1.7	PRUEBA T DE STUDENT	52
4.1.8	PREDICCIÓN DE PRESUNTA LESIÓN VALVULAR	53
4.2	IDENTIFICACIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIAS	53
4.2.1	LOCALIZACIÓN DEL PRIMER RUIDO	53
4.2.2	SEGMENTACIÓN	54
4.2.3	SUPERPOSICIÓN	54
4.2.4	DETECCIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIA	55
CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE RESULTADOS		56
5.1	IDENTIFICACIÓN DE EXISTENCIA DE SOPLOS	56
5.2	ANÁLISIS DE SOPLOS POR FOCOS DE AUSCULTACIÓN	57
5.2.1	Sensibilidad y especificidad	61
5.2.2	Valores predictivos	62
5.3	PREDICCIÓN DE PRESUNTA LESIÓN VALVULAR	62
5.4	IDENTIFICACIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIAS	64
CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		65
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		68
ANEXOS		72
	ANEXO 1: ANÁLISIS ECONÓMICO	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Palpación bimanual.....	3
Figura 2. Método de percusión dígito-digital.....	4
Figura 3. Auscultación inmediata.	5
Figura 4. Auscultación mediata fetal utilizando una corneta de Pinard.....	5
Figura 5. Auscultación mediata cardíaca utilizando un estetoscopio biauricular.	5
Figura 6. Estetoscopio biauricular.	6
Figura 7. Estetoscopio biauricular con receptor de campana y diafragma.....	8
Figura 8. Estetoscopio biauricular con receptor de diafragma.....	8
Figura 9. Localización y posición anatómica del corazón	10
Figura 10. Escenario del corazón en el tórax.	11
Figura 11. Capas del corazón.....	11
Figura 12. Ubicación anatómica del ventrículo derecho.....	13
Figura 13. Corazón derecho.	13
Figura 14. Ubicación anatómica del ventrículo izquierdo.	14
Figura 15. Corazón izquierdo.	14
Figura 16. Secuencia de funcionamiento de válvulas cardíacas.	15
Figura 17. Representación gráfica de la circulación sanguínea.	16
Figura 18. Tomografía computarizada de válvula aórtica en diástole.	18
Figura 19. Tomografía computarizada de válvula aórtica en sístole.....	19
Figura 20. Curva de presión del ventrículo izquierdo.....	19
Figura 21. Variación de presiones en las cavidades del corazón izquierdo durante la sístole.	21
Figura 22. Variación de presiones en las cavidades del corazón izquierdo durante la diástole.	22
Figura 23. Clasificación de soplos por la forma de su intensidad.....	24
Figura 24. Clasificación de soplos por su duración a lo largo de la sístole.	25
Figura 25. Clasificación de soplos por su duración a lo largo de la sístole.	25
Figura 26. Sopro sisto-diastólico.....	26
Figura 27. Algoritmo semiológico básico para la auscultación de soplos cardíacos.	26
Figura 28. Representación gráfica proporcional de la mortalidad en el Ecuador en el año 2014.....	32
Figura 29. Conexión de In-Amp.	36
Figura 30. Conexión de In-Amp con acople de entradas.	36
Figura 31. Esquema de un sujetador de nivel polarizado positivo.....	37
Figura 32. Esquema de circuito de adquisición de audio.....	38
Figura 33. Diagrama de flujo del algoritmo implementado para la lectura de datos del puerto serial.....	40
Figura 34. Muestra adquirida sin filtro adaptativo.....	41
Figura 35. Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro adaptativo.	42
Figura 36. Esquema interno de un filtro adaptativo.	42
Figura 37. Muestra adquirida con filtro adaptativo.....	43
Figura 38. Adquisición de muestra del foco aórtico de uno de los pacientes.	44
Figura 39. Focos de auscultación.....	44
Figura 40. Diagrama de bloques de algoritmo para detección de soplos cardíacos.....	45
Figura 41. a) Ejemplo gráfico de muestra con picos anómalos. b) Segmentación de muestra e identificación de picos máximos. c) Sustitución de picos anómalos por máximo normal.	46
Figura 42. Espectro de frecuencia de la muestra.....	47

Figura 43. Esquema de descomposición por filtrado.....	48
Figura 44. Representación gráfica de muestra normal y su aproximación a partir de TWD .	48
Figura 45. Espectro de frecuencia de la aproximación de la muestra.	49
Figura 46. Identificación del primer ruido sin picos consecutivos..	49
Figura 47. Presencia de picos máximos consecutivos en la identificación del primer ruido..	50
Figura 48. Identificación del primer ruido con picos consecutivos	50
Figura 49. Localización del segundo ruido.....	51
Figura 50 . a) Localización de R1 y R2. b) Identificación de sístole y diástole.....	51
Figura 51. Sístole y diástole con información del primer detalle	52
Figura 52. Segmentación de sístole y diástole en tres regiones.	52
Figura 53. Diagrama de bloques de algoritmo para detección de presencia de arritmia.....	53
Figura 54. Segmentación de primeros ruidos en dos partes.....	54
Figura 55. Superposición de primeros ruidos de la segunda mitad sobre la primera.....	54

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Localización de las válvulas cardíacas.....	15
Tabla 2. Descripción de los ruidos cardíacos.....	22
Tabla 3. Tabla de mortalidad de las principales causas de muerte en el Ecuador.	32
Tabla 4. Nómina de pacientes con diagnóstico médico comprobado.	56
Tabla 5. Resultado de la identificación de soplos por paciente..	57
Tabla 6. Tabla comparativa entre el diagnóstico médico y el diagnóstico experimental de cada paciente.....	58
Tabla 7. Valores resultantes de la identificación de soplos cardíacos con el método propuesto	61
Tabla 8. Soplos característicos de las lesiones valvulares	63
Tabla 9. Resultado de la predicción de lesiones valvulares	63
Tabla 10. Inversión en activos fijos para la realización del proyecto	72

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar y, ante todo, quiero agradecer a Dios, por una vida plena llena de enseñanzas, por sus tiempos perfectos, por el lugar y las personas destinadas a formar parte del camino a lo largo de todos estos años. Mi familia y mis amigos han sido mi bendición y mi carrera mi mejor decisión.

El agradecimiento que siento hacia mis padres es inconmensurable, han sido mi apoyo, mi fortaleza y motivación; son la parte esencial de mi vida. Les agradezco por los sacrificios y los duros momentos soportados sólo por verme feliz; gracias por tanto, les amo.

Quiero dar gracias a mi familia, a mis tíos y tías que me han visto crecer y me han apoyado en cada decisión, gracias por el cariño; la persona que soy ahora tiene pequeñas partes de todos ustedes.

Expreso mi gratitud a una de las personas más especiales, que se ha mantenido a mi lado ante desafíos de distancia y tiempo, un ejemplo de fortaleza. Gracias Paúl por la ternura, las palabras de aliento, y la paciencia, gracias por su bella forma de querer, anhelo que nuestro cariño sea sempiterno.

Gracias a mis hermanas, a esas amigas que hicieron que toda esta etapa sea dulce, divertida y todo lo opuesto a solitaria, su amistad es mi tesoro; Meli y Verito han sido mi equilibrio y mi compañía desde el primer día, siempre contaremos una con otra. A Rosita, no sé qué sería de este trabajo sin ti, gracias por compartirme tu amistad. Carlita, Suca, Anita y Vale, mis confidentes que me llenan de amor y alegría, siempre las tengo presentes.

Gracias a mis amigos y futuros colegas, a mis compañeros de clase y a los miembros de la IEEE, a todos aquellos con los que viví tantos momentos que hicieron de la universidad una gran época de mi vida, gracias por el apoyo, la amistad y respeto, por compartir el amor a la ingeniería.

Quisiera extender mi agradecimiento al Ing. Eduardo Pinos, mi tutor en este proyecto de grado, gracias por creer en mi idea, por el apoyo, la guía y la amabilidad. Igualmente agradezco de sobremana a los ingenieros Leonardo Bueno, Eduardo Calle e Iván Escandón por su paciencia y colaboración.

En este extensivo agradecimiento, quiero nombrar a los profesionales de la medicina que hicieron posible esta idea y creyeron en la misma. Muchas gracias al Dr. Whiston Moreira, que desinteresadamente constituyó la mayor colaboración de este proyecto y dijo deliberadamente “sí” a esta propuesta. Agradezco al Dr. Ricardo Quizhpe y a la Dra. María

Augusta Córdova por toda la ayuda y el conocimiento impartido; a todas las personas que conforman la Unidad de Hemodinamia del Hospital José Carrasco Arteaga y la Unidad de Cardiología de la misma institución.

Por último, pero no menos importante, quiero dar las gracias a la Universidad Politécnica Salesiana por todas las grandes oportunidades, por el espíritu científico, de investigación y de ética profesional; a todos los docentes que me formaron académicamente, al personal de los laboratorios y a todo aquel que forma parte del establecimiento.

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado de forma especial a mis padres; una de mis metas es hacerlos sentir orgullosos, los honraré toda la vida.

Expreso mi dedicatoria de este trabajo a mis abuelitos, Mamita Paquita, Papito Bolívar, Mamita Aurora y Papito Manuel, por enseñar a sus hijos y ellos a mí, la importancia de la familia y el de progresar por el bien de ella, el luchar por mantener unido a un matrimonio y educar con valores de amor, respeto, responsabilidad, humildad y honradez.

Por último, quiero dedicar este proyecto a mis primos y primas, para que confíen en sus capacidades, salgan adelante y alcancen el éxito sin olvidar sus comienzos y la gente que estuvo a su lado, que su motivación jamás sea lucrar sino servir, que su sueño más grande sea el convertirse en hombres y mujeres de bien.

ANTECEDENTES

En la medicina clínica, la semiología corresponde a la ciencia en la cual, mediante el reconocimiento de signos y síntomas, se define un diagnóstico; para el desarrollo de esta disciplina es necesario evaluar al paciente ya sea de forma directa o a través de instrumentos simples, en su práctica se efectúan cuatro maniobras básicas: inspección, palpación, percusión y auscultación [1] [2] [3] [4].

En la semiología cardiovascular, la auscultación corresponde a la exploración más importante y por ende insustituible, misma que depende directamente del conocimiento y experticia del médico para poder diferenciar todos los fenómenos acústicos cardíacos perceptibles para el oído humano [1]. La herramienta principal en este proceso es el estetoscopio que fue inventado en 1816 por el médico francés René Laënnec y a lo largo del tiempo ha sido modificado hasta lograr características de amplificación y transmisión, creando así el telestetoscopio en 1910 [15]. Otro equipo utilizado para la valoración de la manifestación acústica del corazón es el fonocardiógrafo, que, mediante un micrófono piezoeléctrico y un amplificador de válvulas termoiónicas, plasma el registro de las vibraciones acústicas en una banda fotosensible, precisando el tono, intensidad, ubicación y duración de los ruidos captados [1] [2].

De los diálogos resultantes de entrevistas estructuradas efectuadas a diferentes médicos de la ciudad de Cuenca, se obtuvo un indicio sobre los principales métodos de diagnóstico de cardiopatías utilizados a nivel local, destacando el electrocardiograma, la radiografía torácica y la ecocardiografía, de los cuales, el ECG es la técnica por excelencia para el reconocimiento de arritmias, sin embargo, conjuntamente con la radiografía del tórax, no se utilizan para la detección de soplos cardíacos, resultando la ecocardiografía como el procedimiento oficial para la identificación de estos signos.

Los instrumentos y exámenes mencionados son los implementados en la práctica médica, sin embargo, a nivel de investigación científica, existen propuestas y prototipos para el registro sonoro y gráfico del audio cardíaco, la identificación de soplos y predicción de cardiopatías que se fundamentan en el empleo de componentes electrónicos de instrumentación, transducción, etc., así como la aplicación de principios matemáticos como la transformada de Fourier, transformada de Gabor y demás [12] [26] [31] [32].

JUSTIFICACIÓN

La auscultación cardíaca es una de las maniobras más relevantes en la exploración cardiovascular, pero su aplicación se ha ido reduciendo conforme la introducción de nuevas tecnologías en el medio que resultan más fiables, pero no tan accesibles; el factor económico es el limitante en el equipamiento de estos dispositivos para cubrir la demanda de pacientes en las instituciones de salud pública, creando una masificación de personas que requieren el servicio. Otra de las secuelas que se derivan es una reducción en las habilidades auscultatorias de los médicos de las nuevas generaciones [12] [26] [27] [30].

Las patologías cardiovasculares crónicas, son una de las mayores causas de fallecimiento a nivel mundial [23], y la principal a nivel nacional [24]. Dentro de estas enfermedades se halla la lesión valvular severa, cuya presencia se manifiesta con signos de soplos cardíacos y diversos síntomas; esta misma patología trae como consecuencia la insuficiencia cardíaca, que registra un total de 1316 muertes en el Ecuador durante el año 2014 [25].

Las lesiones valvulares severas afectan el nivel de vida del sujeto enfermo debido a los diversos síntomas de la patología que se presentan generalmente cuando la enfermedad ya ha progresado, y limitan al individuo cardiópata en actividades que requieren esfuerzo físico, así como a nivel psicológico [23].

Establecidos estos problemas relacionados a la identificación de signos, diagnóstico y atención a pacientes cardiópatas, y según coloquios realizados con doctores de la localidad; se concluyó que este proyecto significaría un impacto positivo considerable, si es utilizado para desarrollar la habilidad auscultatoria de los médicos sin experiencia, y en la optimización del sistema de atención de salud pública para referir a especialistas si se detecta un sujeto con una cardiopatía.

INTRODUCCIÓN

La aplicación y por ende la calidad de la auscultación como método de diagnóstico, se ha reducido con la aparición de técnicas innovadoras para la identificación de patologías, sin embargo, resultan costosas y consecuentemente limitantes para una implementación óptima a nivel nacional y local [12] [26] [27] [30].

La identificación de soplos y arritmias resultante de la exploración mediante auscultación o del resultado de exámenes complementarios como la ecocardiografía y el electrocardiograma respectivamente, es uno de los principales referentes para el diagnóstico de cardiopatías, y en el caso específico de soplos, de valvulopatías también denominadas lesiones valvulares.

Estas patologías a nivel severo, son causantes de otro tipo de enfermedad denominada insuficiencia cardíaca, que se encuentra dentro de las altas posiciones de las tablas de mortalidad en el país [1] [2] [24] [25].

Como contribución a la solución de la problemática expuesta, se presenta este proyecto que describe una propuesta de adquisición de la acústica del corazón y su análisis para el diagnóstico presuntivo de soplos y arritmia cardíaca, que, a la vez, su resultado puede ser empleado para la predicción de lesiones valvulares.

En esta documentación, se encontrará fundamentación teórica introductoria a la medicina con respecto a temáticas de semiología, anatomía y fisiología del corazón, fenómenos acústicos cardíacos y las patologías relacionadas; también se expondrá brevemente los avances a nivel investigativo que involucran el estudio del audio cardíaco desde una perspectiva técnica; de igual manera, se realiza un corto análisis de la realidad nacional y local de los servicios de salud relacionados a las patologías en cuestión y posteriormente se detallará todos los procesos efectuados para la captación de audio, su procesamiento y análisis.

Finalmente, se expondrán los resultados adquiridos al evaluar el sistema en una determinada muestra compuesta por sujetos sanos y cardiópatas.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 SEMIOLOGÍA MÉDICA

Esta primera parte trata de la semiología: la ciencia del diagnóstico, y establece un preámbulo a la auscultación como método de examinación clínica, siendo uno de los tópicos base de este proyecto de grado. El contenido de este apartado está compuesto por conceptos básicos de semiología y de los procesos que forman parte de la misma, así como de las diferentes maniobras que se utilizan durante la exploración.

La importancia del análisis de este tema es de carácter fundamental, puesto que es la carta de presentación del paciente hacia el médico. La ejecución de esta búsqueda de signos es prioritaria en la correcta praxis médica.

1.1.1 DEFINICIÓN DE SEMIOLOGÍA MÉDICA

La semiología médica constituye una rama de la medicina, específicamente de la patología general, que implica la aplicación íntegra de conocimientos requeridos para el estudio de los signos y síntomas de la enfermedad; estos datos se obtienen a través de la semiotecnia, término que acuña a la recolección metódica de la información del paciente mediante la selección de los procedimientos necesarios para llevar a cabo el examen clínico y la formulación de la historia clínica de la persona; posteriormente, se establece una hipótesis y se determina un diagnóstico [1] [2].

1.1.2 HISTORIA CLÍNICA

La historia clínica del paciente es el conjunto de datos resultante de dos procedimientos, la anamnesis¹ o interrogatorio y el examen físico, necesarios para la indagación de datos de procesos fisiopatológicos o psicopatológicos. Con la información adquirida se registra las condiciones de salud de la persona las cuales dirigen el razonamiento médico para proceder a formular un diagnóstico [1] [3].

La técnica de la anamnesis consiste en una entrevista al paciente, se caracteriza por el orden y profundidad de las preguntas, así como la actitud del médico. Los componentes del interrogatorio corresponden a los datos de filiación, fuente de la historia, motivo de la consulta,

¹ Anamnesis: Historia de la enfermedad de un paciente [5].

historia de la enfermedad actual, antecedentes personales, antecedentes familiares, antecedentes sociales y revisión de sistemas [1] [3] [4].

Se denomina examen físico a la exploración que realiza el médico a través de procedimientos efectuados directamente o con instrumentos simples, con el fin de reconocer, en base a la sensopercepción del mismo y el uso del método hipotético deductivo, signos producidos por la enfermedad y consecuentemente racionalizar la solicitud de exámenes. En el proceso se aplican de manera secuencial maniobras semiológicas de exploración correspondientes a la inspección, palpación, percusión y auscultación, así como el empleo de diversos métodos semiotécnicos. La secuencia del examen consiste, en primer lugar, en una inspección general, posteriormente la exploración de signos vitales, piel, cabeza y cuello, tórax: mamas y axilas, pulmones, sistema cardiovascular, abdomen, extremidades y sistema osteomuscular, sistema vascular periférico, exploración pélvica, rectal y de la próstata en el caso de los hombres [1] [3] [4] [6].

En la exploración del sistema cardiovascular predomina el método de la auscultación, mismo que constituye como tema fundamental del presente proyecto, por lo tanto, será analizado a profundidad en los contenidos posteriores.

1.1.3 MANIOBRAS SEMIOLÓGICAS DE EXPLORACIÓN

Las maniobras semiológicas de exploración son técnicas clásicas que constituyen una parte fundamental del examen físico, en donde el médico se vale sólo de los sentidos y de instrumentación simple como estetoscopio, martillo de reflejo, termómetro y esfigmomanómetro² para el reconocimiento de alteraciones físicas o signos de enfermedad [4] [7].

Las técnicas semiológicas de exploración consisten en inspección, palpación, percusión y auscultación, cada una ejecutada en orden, en un ambiente adecuado, con correcta iluminación, temperatura ambiente constante, y libre de ruido [6].

1.1.3.1 INSPECCIÓN

La inspección es la observación al paciente, por lo tanto, inicia en el primer contacto de este con el médico y culmina con la examinación a la persona con la mínima vestimenta posible. Se explora visualmente el aspecto, comportamiento y movimientos, de manera general (constitución, estado de nutrición, etc.) y segmentaria desde la cabeza, cuello, extremidades y demás. La inspección puede ser clasificada como estática y dinámica, y esta última a su vez

² Esfigmomanómetro: Instrumento clásico empleado para medir la presión sanguínea arterial [8].

en espontánea, observación de marcha y movimiento anormales, y ordenada que corresponde al estudio de las pruebas solicitadas al paciente [3] [4] [6].

1.1.3.2 PALPACIÓN

Para la maniobra de la palpación, el examinador se vale del sentido del tacto para evaluar, a través de la presión, la forma, tamaño, ubicación, movilidad, consistencia, resistencia, elasticidad, temperatura y dolor de la región explorada. La palpación puede ser manual o bimanual (véase Figura 1), con las manos separadas, sobrepuestas o yuxtapuestas; las manos del médico requieren una temperatura adecuada para la examinación de las zonas normales o patológicas localizadas bajo la piel o en cavidades naturales de pared flexible. Existe la opción de una exploración indirecta si se practica palpación con la función de prolongar los dedos del examinador por medio de instrumentos como sondas, catéteres y demás [2] [3] [4] [6].



Figura 1. Palpación bimanual [9].

1.1.3.3 PERCUSIÓN

La percusión es un método semiológico de exploración en el cual se ejerce un golpe en la superficie externa de la región corporal a examinar, con el fin de producir una onda sonora de resonancia que se aprecia a través del oído, el tono resultante da indicios del estado físico de los tejidos u órganos subyacentes [2] [3].

La técnica de percusión más utilizada se denomina dígito-digital en donde se hace uso del dedo plexor (dedo índice o medio de la mano derecha) que ejerce un golpe contra el dedo plexímetro (dedo índice o medio de la mano izquierda); en la ilustración siguiente (Figura 2), se puede observar el posicionamiento de los dedos para la ejecución de la maniobra de percusión [3].

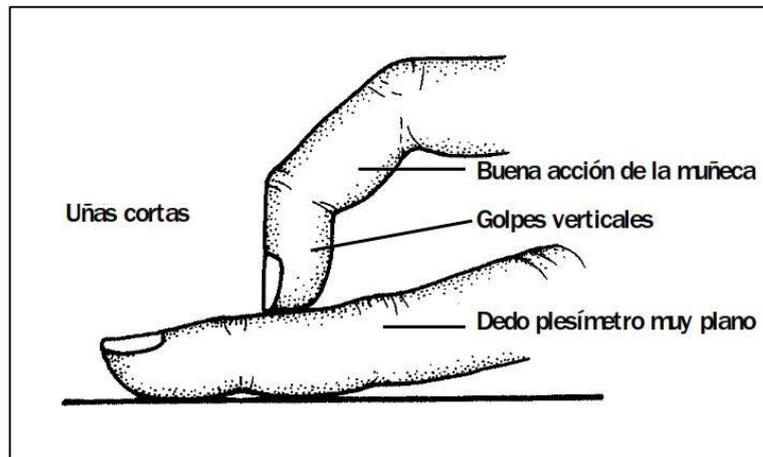


Figura 2. Método de percusión dígito-digital [7].

El algoritmo correspondiente a esta maniobra se sintetiza en 5 pasos:

- Verificar correcta ubicación de dedo plesímetro y dedo plexor.
- Realizar movimientos de extensión.
- Flexionar la muñeca con ligero balanceo de antebrazo y brazo.
- Golpear dos veces perpendicularmente con el borde distal del dedo.
- Reconocer el sonido reproducido [7].

1.1.3.4 AUSCULTACIÓN

La auscultación es la percepción, a través del sentido del oído, de los diversos fenómenos acústicos producidos en el organismo; mediante este método semiológico, se examina la actividad del corazón y la circulación de la sangre, cuyo análisis compone la auscultación cardíaca; para la exploración de la respiración existe la auscultación pulmonar y en el caso de la examinación del tránsito del tubo digestivo, se realiza auscultación abdominal; además de los análisis mencionados, también existe la auscultación fetal [1] [4].

Existen dos técnicas establecidas para auscultar, la auscultación inmediata y la mediata. La primera, comprende la acción del médico al apoyar el oído ejerciendo presión directamente sobre la zona que desea examinar (véase Figura 3); por lo general, se intercala una delgada tela sobre la piel del paciente. En la auscultación mediata se utiliza un instrumento, ya sea una corneta de Pinard³ o un estetoscopio biauricular (Figura 4 y 5) [1] [2].

³ Corneta de Pinard: Herramienta usada para auscultar los latidos cardíacos del feto durante el embarazo [10].

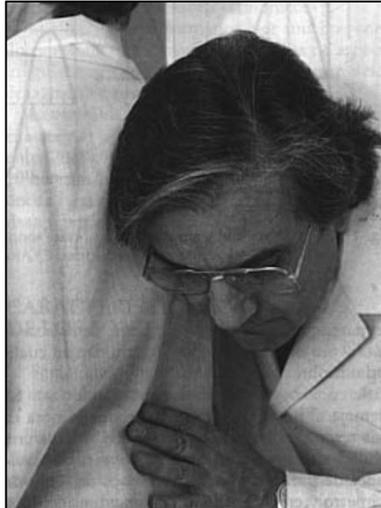


Figura 3. Auscultación inmediata [2].



Figura 4. Auscultación mediata fetal utilizando una corneta de Pinard [11].

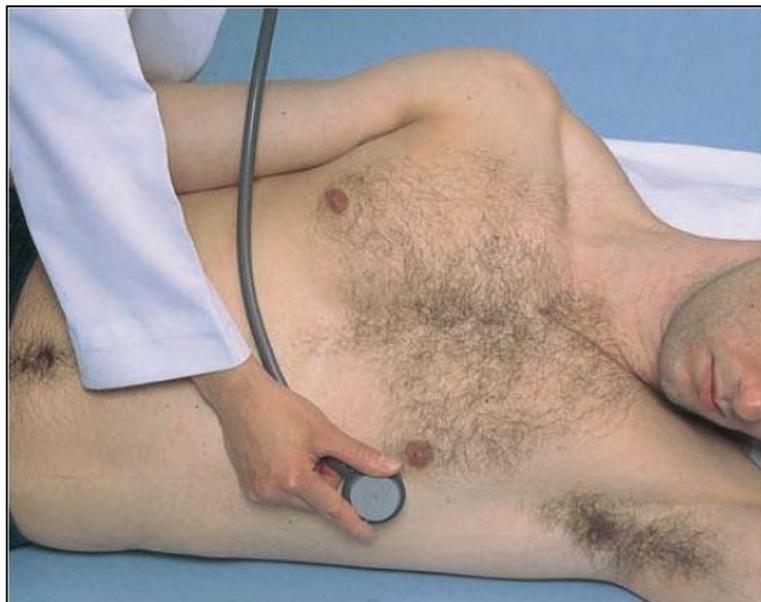


Figura 5. Auscultación mediata cardíaca utilizando un estetoscopio biauricular [3].

El resultado de este método semiológico, depende esencialmente de la pericia auditiva del práctico y la experiencia del mismo. Es necesario que el ambiente sea silencioso para evitar cualquier tipo de ruido ajeno al sistema a auscultar, por lo tanto, al momento de realizar la examinación, es preferible que el médico examine al paciente directamente sobre la piel desnuda para evitar los ruidos producidos por el roce de la ropa; otro aspecto a tener en cuenta, es que el médico no debe agachar la cabeza, debido a que la congestión cefálica disminuye la audición [1] [2] [6].

ESTETOSCOPIO BIAURICULAR

El estetoscopio o fonendoscopio biauricular (véase Figura 6), es un instrumento de auscultación que fue creado por el médico francés René Laënnec en 1816. Su funcionamiento se basa en la propagación de la energía vibratoria (sonido), producida por la acción mecánica de un receptor sobre la zona a auscultar. El objetivo del estetoscopio es la recolección de los ruidos internos del organismo y el incremento de la intensidad de los mismos, por lo que, mediante la transmisión de las ondas planas generadas por el receptor del instrumento al aire de una cápsula, se da lugar a la comunicación con los oídos del examinador [4] [12] [13].

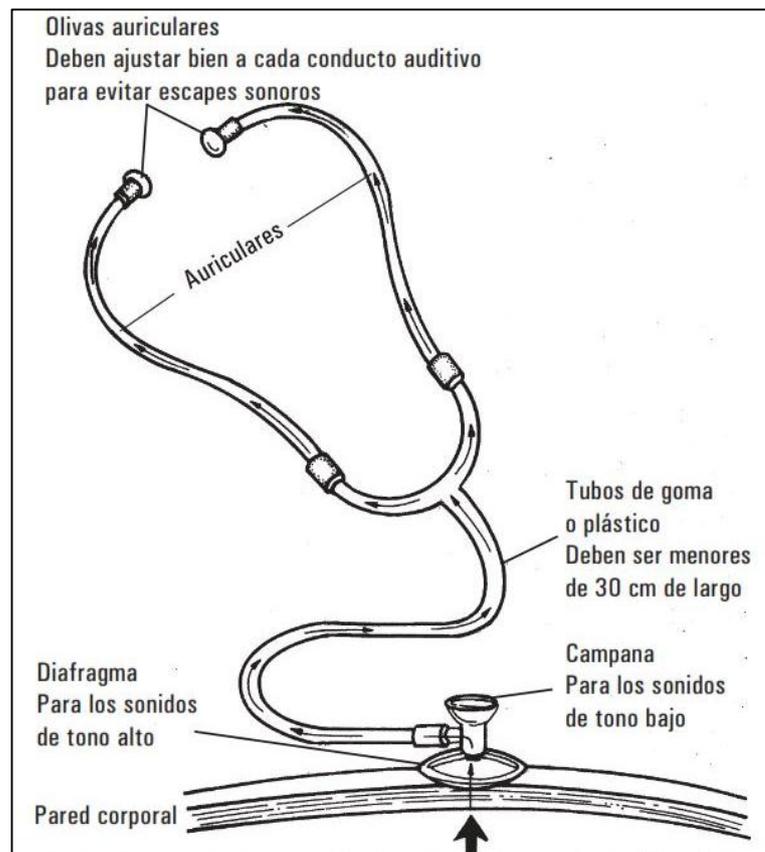


Figura 6. Estetoscopio biauricular [7].

Como en todo fenómeno acústico, las vibraciones captadas por el estetoscopio poseen tres tipos de condiciones principales: la intensidad, el tono y el timbre. La intensidad, expresada en decibeles, depende de la amplitud de las vibraciones. El tono está vinculado con la frecuencia, es decir, con la cantidad de vibraciones o ciclos por segundo. El timbre corresponde a los sobretonos, los cuales son oscilaciones menos intensas y de mayor frecuencia [1].

La dificultad que se presenta al examinador en reconocer estas condiciones al momento de la auscultación, se justifica debido a que el oído humano percibe frecuencias entre 16 y 20000 Hz, y de manera óptima un rango entre 500 y 4000 Hz, hecho que requiere un gran entrenamiento y destreza auditiva para la persona que ausculta, ya que los fenómenos acústicos cardiovasculares se encuentran por debajo de los 500 Hz [4].

La acústica resultante de la maniobra semiológica en cuestión, se clasifica en tres categorías: tono fundamental, sonido y ruido. Si la vibración se caracteriza por ondas mecánicas iguales y regulares que gradualmente se extinguen, corresponde al tono fundamental. Consecuentemente, el sonido resulta del conjunto del tono fundamental y sobretonos con frecuencias múltiplos a este, produciendo una composición armónica. Si el fenómeno vibrátil se caracteriza por la ausencia de tono fundamental y por su desigualdad e irregularidad, significa que está constituido por interferencia de vibraciones y representa al fenómeno acústico del ruido [1] [4].

El estetoscopio biauricular facilita la apreciación de fenómenos acústicos debido a su estructuración, este instrumento está compuesto por un receptor, tubos transmisores y un par de piezas auriculares.

Receptor: Corresponde a la pieza que tiene contacto directo con la piel del paciente y puede ser clasificado en dos tipos, campana y diafragma; la campana es utilizada para ruidos de baja frecuencia, y el diafragma para aquellos de alta frecuencia. La mayoría de estetoscopios poseen una estructura en donde se adaptan los dos tipos de receptores (véase Figura 7), o simplemente por un terminal de diafragma (Figura 8) [7].

Tubos transmisores: Deben ser semirrígidos y con una longitud máxima de 30 cm, ya que mientras más distante se encuentre el receptor de los auriculares, más afecta a la eficiencia [7].

Piezas auriculares; Ojivas que se adaptan herméticamente en el oído del médico con el fin de aislar los sonidos del ambiente [4].



*Figura 7. Estetoscopio biauricular con receptor de campana y diafragma.
Fuente: Autor.*



*Figura 8. Estetoscopio biauricular con receptor de diafragma.
Fuente: Autor.*

1.2 ANATOMOFISIOLOGÍA DEL CORAZÓN

Para cumplir con el propósito de la correcta identificación de los diversos componentes acústicos cardíacos, resulta primordial un conocimiento previo sobre la morfología del corazón y el funcionamiento de cada una de las estructuras que lo componen, para así determinar con exactitud el origen del fenómeno acústico, contra que función cardíaca interfiere o afecta y principalmente para la diferenciación entre una anomalía y un comportamiento normal. Es por dicha razón que esta sección ha sido destinada para abarcar la información pertinente a la anatomía básica del corazón, específicamente las cavidades de este órgano; y la fisiología del

músculo cardíaco, en donde se da enfoque a la mecánica del corazón y el ciclo cardíaco en general.

1.2.1 EL APARATO CARDIOCIRCULATORIO

La función principal del aparato cardiocirculatorio, compuesto por el sistema cardiovascular y el sistema linfático vascular, es preservar un nivel estable del flujo sanguíneo para cubrir las diversas necesidades del organismo; entre otras tareas primordiales de este sistema, se incluyen el transporte de oxígeno y nutrientes, la distribución de hormonas, la regulación de la temperatura corporal y demás [2] [14].

El aparato cardiocirculatorio puede dividirse en dos subsistemas: el *cardiovascular*, formado por el corazón y el sistema vascular sanguíneo, busca mantener el flujo de la sangre mediante el bombeo del corazón; y el *vascular linfático*, que colecta excesos de fluidos y los retorna al sistema sanguíneo [14].

El corazón es el órgano central y, por lo tanto, de mayor importancia del sistema circulatorio, ya que impulsa la sangre a través de una red de distribución que fundamenta la circulación arterial y venosa, esta irriga todos los tejidos del organismo; consecuentemente, si el corazón falla, se genera un obstáculo a la circulación causando una acumulación del fluido que aumenta la tensión venosa, o caso contrario se produce una disminución del volumen del flujo [2] [7].

1.2.2 LOCALIZACIÓN ANATÓMICA DEL CORAZÓN

Como se indica en la ilustración (Figura 9), el corazón se localiza asimétricamente en la mitad del tórax, cuya superficie situada delante de este órgano se denomina región precordial; la mayor proporción del corazón, equivalente a los dos tercios de su volumen, se ubica en la mitad izquierda de la cavidad torácica, mientras que la parte restante en la mitad derecha; su eje anatómico se desvía 45° en el sujeto normolíneo⁴. Por delante, a nivel de la tercera y sexta costillas, se encuentra el esternón y los cartílagos costales correspondientes, y en la parte de atrás, el esófago, la aorta y la columna vertebral. En sus laterales se sitúan los pulmones y su cara inferior reposa sobre el diafragma⁵ [1] [7] [14] [15].

⁴ Sujeto normolíneo: Persona de conformación corporal armónica y de buena postura [7].

⁵ Diafragma: Músculo que separa la cavidad torácica de la abdominal [15].

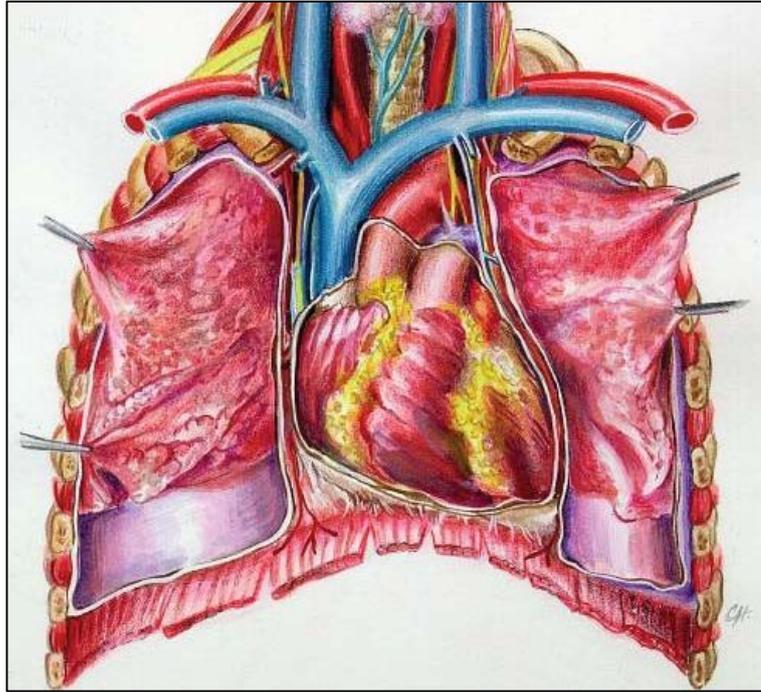


Figura 9. Localización y posición anatómica del corazón [7].

1.2.3 ESTRUCTURA CARDÍACA

El corazón posee una forma de pirámide triangular invertida, se sitúa de forma oblicua con la punta o ápex direccionada hacia adelante y a la izquierda, esto justifica que la proyección del corazón en la región precordial este formada por el ventrículo derecho en su mayor parte (véase Figura 10); en la región opuesta a la punta denominada base, se ubican los vasos sanguíneos que se encargan de introducir y extraer la sangre [7] [14] [15].

El tamaño del corazón es relativo a cada ser humano, se lo asemeja a la dimensión del puño cerrado de la persona; en cuanto a su volumen, conforme una persona aumenta en edad también se produce un incremento en el peso del corazón, el cual llega a un estado desarrollado entre los 17 y 20 años y presenta una masa que varía entre 280 y 340 gramos en el hombre y de 230 a 280 gramos en la mujer; en las personas de alto rendimiento atlético se puede presentar un corazón de masa muscular correspondiente a 500 gramos. El corazón de un recién nacido tiene un peso promedio de 25 gramos y el de un niño alrededor de los 10 años, pesa entre 100 y 125 gramos. Está establecido que el peso del corazón equivale al 0,45 y 0,40% del peso corporal en los hombres y mujeres respectivamente [16] [17] [18] [19].

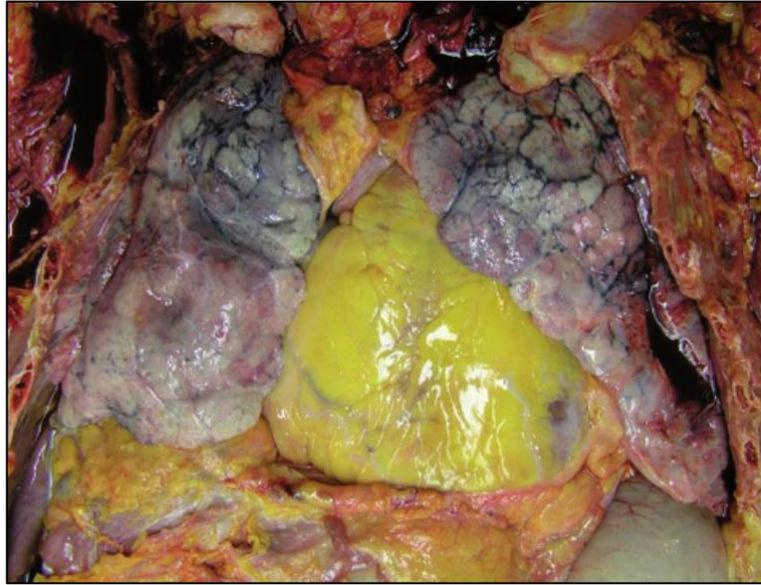


Figura 10. Escenario del corazón en el tórax [15].

1.2.3.1 MORFOLOGÍA EXTERNA

El corazón está constituido por tres capas (detalladas gráficamente en la Figura 11): el endocardio, la capa más interna en donde se originan las válvulas cardíacas, correspondientes a cuatro orificios que regulan el paso de la sangre entre cavidades (véase la Tabla 1 para el detalle de la ubicación de cada una); el miocardio, corresponde al gran músculo cardíaco que compone el 90% de la pared cardíaca y se sitúa a nivel medio; y el pericardio, que se caracteriza por ser una especie de saco o bolsa que contiene al corazón de forma externa y está constituido por dos hojas serosas, una interna o visceral y una externa o parietal, estas hojas están ligeramente separadas por un líquido lubricante que evita su roce en los latidos y permite al corazón los movimientos para su función de bomba [1] [14] [15].

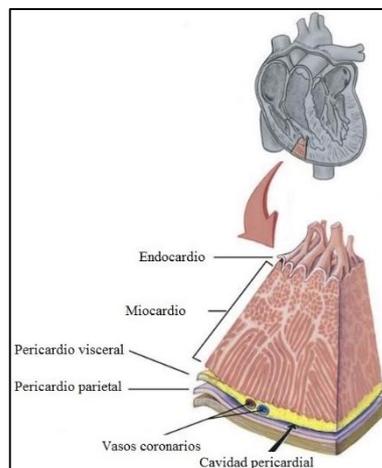


Figura 11. Capas del corazón [20].

1.2.3.2 MORFOLOGÍA INTERNA

La morfología interna del corazón está comprendida por cuatro cavidades: dos aurículas superiores, y dos ventrículos inferiores; estas cámaras se ubican de tal forma que separan al órgano en dos partes: el corazón derecho, conformado por la aurícula y el ventrículo correspondientes a ese mismo lateral, y el corazón izquierdo compuesto por la aurícula y ventrículo restantes. Las dos partes están separadas por un tabique muscular llamado septum que a su vez es considerado como dos septos, el interauricular e interventricular respectivamente, por lo cual, en condiciones normales, las cavidades izquierdas no se comunican con las derechas [1] [7] [14].

Aurícula derecha

Estructura fina que actúa básicamente como reservorio, se sitúa en la parte posterior y superior del ventrículo derecho; en ella convergen la vena cava superior e inferior que, como su nombre indica, transportan sangre de las porciones superior e inferior del organismo; están ubicadas cerca del tabique interauricular e insertan la sangre venosa, por ende, se encuentra sin oxígeno, posteriormente, el flujo sanguíneo llega a los pulmones y se oxigena. Se comunica con el ventrículo a través del orificio auriculoventricular en donde se localiza la válvula tricúspide, denominada así por disponer de tres valvas⁶, que controlan el paso de la sangre proveniente de la cavidad auricular hacia el ventrículo y evitan el flujo retrógrado [1] [7] [14] [15].

Ventrículo derecho

Situado debajo de la aurícula derecha, su margen inferior se localiza a nivel de la conexión del esternón con la apófisis xifoides⁷ (véase Figura 12); recoge sangre proveniente de la aurícula a través de la válvula tricúspide. Está constituido de un tracto de entrada ubicado en el orificio tricuspídeo y uno de salida que se conecta al orificio de la arteria pulmonar, misma que se bifurca en ramas y se ubica a nivel de la cara superior del corazón, en el segundo espacio intercostal cerca del esternón; la cavidad ventricular envía sangre sin oxígeno a los pulmones por la arteria mencionada, controlando el flujo a través de la válvula sigmoidea pulmonar (Figura 13). Durante la contracción del corazón, la sangre transita por la válvula hacia la arteria que la lleva a los pulmones a que se oxigene, y durante la relajación impide el paso de sangre de la arteria al ventrículo [1] [3] [7] [14] [15].

⁶ Valvas cardíacas: Disposición anatómica que permite el paso en un sentido y lo impide en el contrario [8].

⁷ Apófisis xifoides: Cartílago en el extremo inferior del esternón [5].

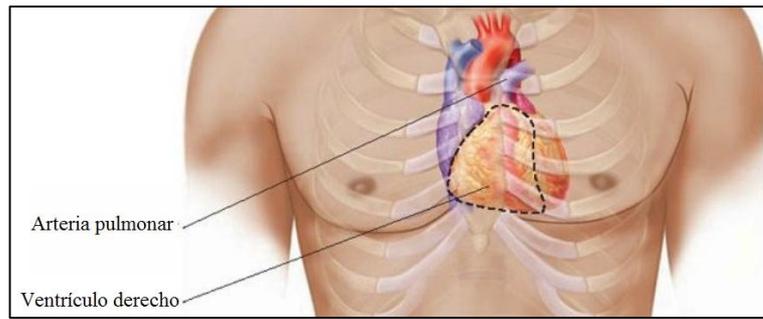


Figura 12. Ubicación anatómica del ventrículo derecho [3].

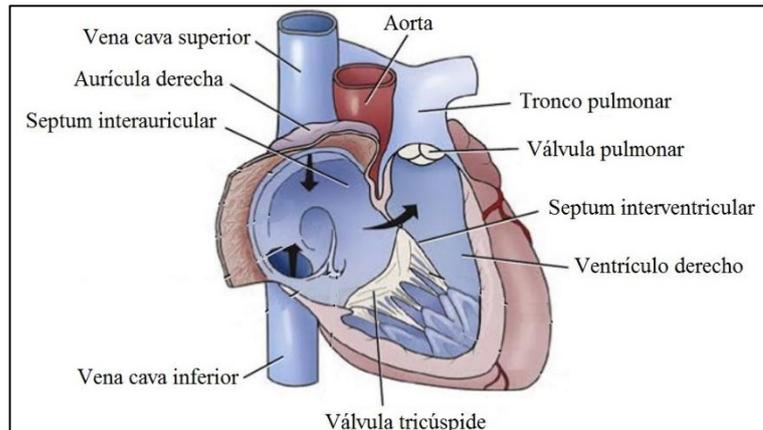


Figura 13. Corazón derecho [20].

Aurícula izquierda

De menor volumen que la aurícula derecha y cumpliendo la misma función de reservorio, conforma la base del corazón. La cavidad en cuestión está ubicada encima y ligeramente posterior al ventrículo izquierdo; a través de cuatro venas pulmonares, dos ubicadas cerca del tabique interauricular y otras dos alejadas hacia la izquierda, recolecta la sangre proveniente de los pulmones, por lo tanto, está ya oxigenada. La sangre se envía al ventrículo correspondiente a través de la válvula auriculoventricular izquierda llamada mitral, poseedora de dos valvas por lo que también se le denomina bicúspide, al cerrarse impide el flujo retrógrado hacia la aurícula [1] [7] [14] [15].

Ventrículo izquierdo

Ubicado en la parte posterior y a la izquierda del ventrículo derecho, es más largo y angosto que el derecho, por lo que forma el borde lateral izquierdo del corazón y su extremo inferior forma la punta del mismo (Figura 14). Esta cámara destaca por tener la pared más gruesa debido a que envía la sangre hacia todo el organismo, se comunica con la aurícula izquierda a través de la válvula mitral de la cual recepta la sangre oxigenada y la dirige hacia el resto del cuerpo por medio de la arteria aorta, vaso que al nacer se direcciona hacia arriba,

atrás y a la derecha. El flujo encaminado a la aorta se regula por la válvula sigmoidea aórtica, estructurada por tres valvas similares a las de la arteria pulmonar; la válvula aórtica permite el paso de la sangre durante la contracción (véase Figura 15) [3] [7] [14] [15].

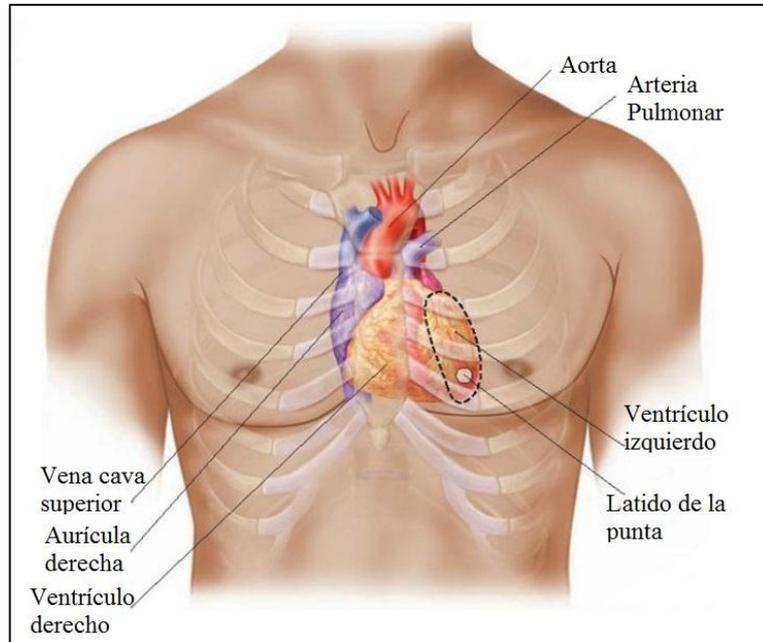


Figura 14. Ubicación anatómica del ventrículo izquierdo [3].

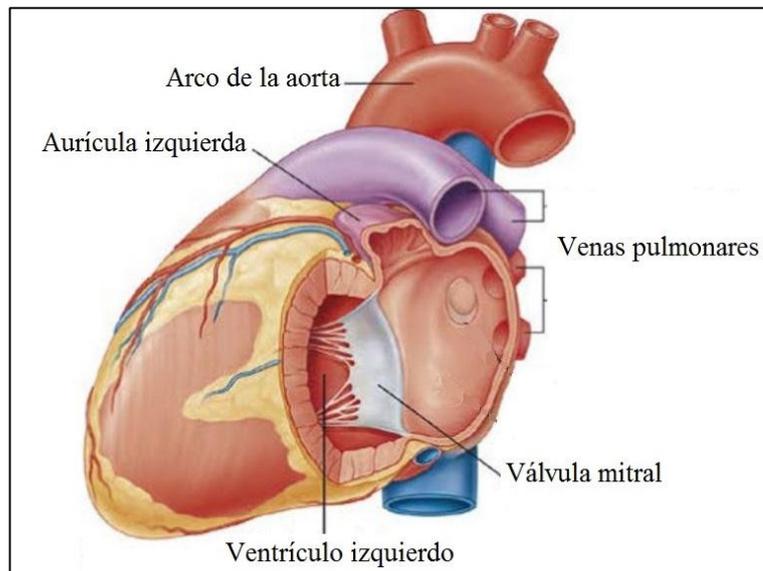


Figura 15. Corazón izquierdo [20].

Tabla 1. Localización de las válvulas cardíacas. Basado en [2] [3].

Válvula	Localización	
Auriculoventricular tricúspide	Entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.	Corazón derecho
Sigmoidea pulmonar	Entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar.	
Auriculoventricular Mitral	Entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo	Corazón izquierdo
Sigmoidea aórtica	Entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta.	

1.2.4 FISIOLÓGÍA CARDÍACA

La función objetiva del corazón es recoger la sangre sistémica y enviarla a los pulmones para su oxigenación, y consecutivamente retornarla al organismo para irrigar todos los tejidos y estructuras. En esta misión, los ventrículos se califican como las cavidades más activas, por lo que el funcionamiento cardíaco depende principalmente de ellos. Las aurículas al contraerse asisten a las cámaras ventriculares ya que manejan entre el 20 y 30% del volumen de llenado [15].

1.2.4.1 FUNCIONAMIENTO VALVULAR

Las válvulas son conexiones entre las diferentes cavidades que rigen el flujo unidireccional de la sangre con el objetivo de evitar movimientos retrógrados. Las válvulas se abren y cierran 60 veces por minuto [15].

El diagrama próximo (Figura 16) especifica el funcionamiento secuencial de cada válvula.



Figura 16. Secuencia de funcionamiento de válvulas cardíacas.

Fuente: Autor.

1.2.4.2 CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

El corazón derecho es escaso en oxígeno a diferencia del izquierdo que está cuantioso de este elemento; para oxigenar la sangre circulante en el organismo, deben trabajar en simultáneo, como un sistema de doble bomba, cada una cumpliendo con funciones de sus respectivos sistemas de distribución; el corazón derecho controla el flujo de sangre desde el ventrículo hacia los pulmones en donde la sangre se oxigena, para posteriormente regresarla oxigenada a la cavidad auricular izquierda por medio de las venas pulmonares, a este proceso se lo conoce como *circulación menor*.

Se denomina *circulación mayor o sistémica*, al curso circulatorio en el cual el flujo sanguíneo transita desde la cavidad ventricular izquierda al resto del organismo a través de la aorta, y retorna desde el conjunto venoso para ser depositado en la aurícula o atrio del corazón derecho a través de las venas cavas superior e inferior [7] [14] [15].

La representación gráfica de la circulación menor y mayor de la sangre se puede observar en la Figura 17.

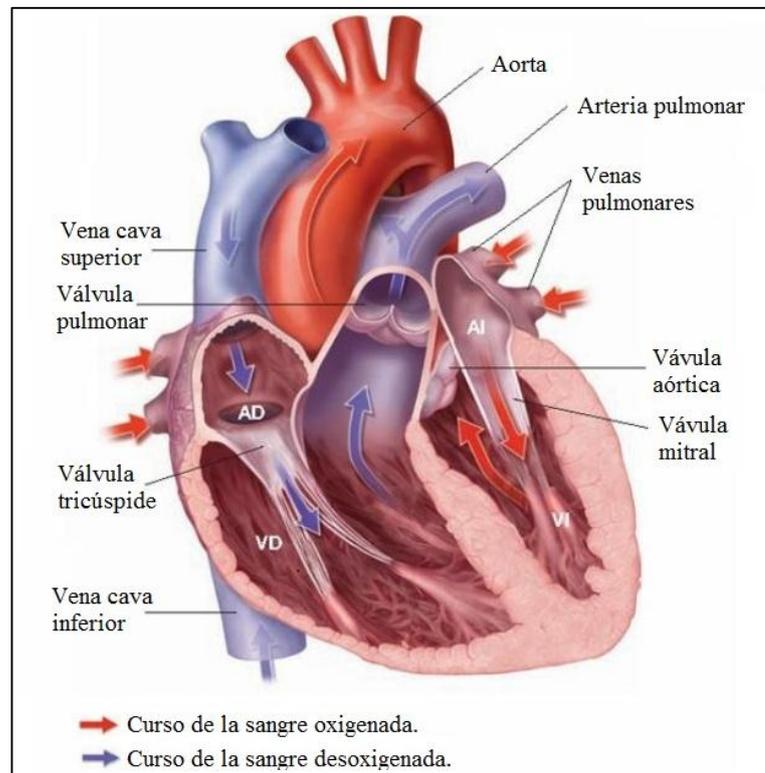


Figura 17. Representación gráfica de la circulación sanguínea [3].

1.2.4.3 CIRCULACIÓN CORONARIA

El conjunto arterial y venoso coronario consisten en un sistema propio de irrigación del miocardio. La arteria coronaria izquierda y derecha nacen de la raíz aórtica y poseen un tronco común del que surgirán la arteria circunfleja y la descendente anterior. El sistema venoso recolecta la sangre sin oxígeno absorbido por el músculo cardíaco y lo deposita en la aurícula derecha [14].

1.2.4.4 EL CICLO CARDÍACO

El ciclo cardíaco es la etapa comprendida desde el final de una contracción ventricular hasta el término de la siguiente, a lo largo de este periodo se generan variaciones de presión en las cámaras del corazón para producir el bombeo de la sangre en el organismo [3] [14]. El movimiento de las cavidades auriculares y ventriculares es totalmente coordinado durante todo el ciclo, mismo que se repite con cada latido [15]; el corazón de un varón adulto genera un rango de 70 a 75 latidos por minuto y en la mujer el pulso oscila entre 75 a 85 latidos, estas cifras varían con la vejez, debido a que, a partir de los sesenta años, se presenta un ritmo cardíaco de 67 a 80 y 72 a 90 latidos por minuto en el hombre y la mujer respectivamente [21]. El corazón de los recién nacidos late más rápido que el de los adultos, con un ritmo de 70 a 190 latidos por minuto [17]. El corazón de adulto bombea un valor promedio de 4.7 a 6.3 litros de sangre cada minuto, el de un deportista hasta 30 litros [21].

En el ciclo cardíaco se diferencian dos fases principales: una de relajación denominada diástole y otra de contracción llamada sístole.

Diástole

La diástole toma más tiempo que la sístole, comienza al cierre de las válvulas aórtica (Figura 18) y pulmonar producido debido a que la presión en cada una de las arterias correspondientes supera la presión de los ventrículos, y culmina con el cierre de las válvulas mitral y tricúspide. Se denomina a la diástole como etapa de relajación a causa del estado de reposo de los ventrículos, estos se encuentran expandidos mientras circula la sangre de las aurículas dando lugar al proceso de llenado ventricular. El 70% de la sangre llega fluidamente en consecuencia de la apertura de las válvulas auriculoventriculares y el 30% restante corresponde al volumen impulsado al momento de la contracción de las aurículas; en este periodo, las válvulas auriculoventriculares permanecen abiertas y las sigmoideas cerradas [14] [15].

Al inicio de la diástole, existe una subfase denominada *relajación isovolumétrica* correspondiente al intervalo de tiempo desde el cierre de las válvulas pulmonar y aórtica, hasta la apertura de las válvulas tricúspide y mitral [1].



Figura 18. Tomografía computarizada de válvula aórtica en diástole [15].

Sístole

La sístole empieza por el cierre de las válvulas mitral y tricúspide, y termina con el cierre de las válvulas sigmoideas. Durante este periodo se produce la contracción de los ventrículos y consecuentemente la eyección de la sangre que contienen, las válvulas aórticas (Figura 19) y pulmonar permanecen abiertas y las auriculoventriculares cerradas [14] [15].

Existen subfases de consideración en la sístole, como es el caso del *llenado rápido ventricular* y la *contracción isovolumétrica*. La primera subfase consiste en la apertura de las válvulas mitral y tricúspide, y es ocasionada por la presión elevada en las aurículas producida debido a la acumulación de un gran volumen de sangre. La *contracción isovolumétrica* refiere al aumento de la presión durante el llenado ventricular, cuando la presión llega a valores de 80 torr y 8 torr en los ventrículos izquierdo y derecho respectivamente, inicia el vaciamiento ventricular [1].

Un nuevo ciclo empieza con cada apertura de las válvulas auriculoventriculares [14].

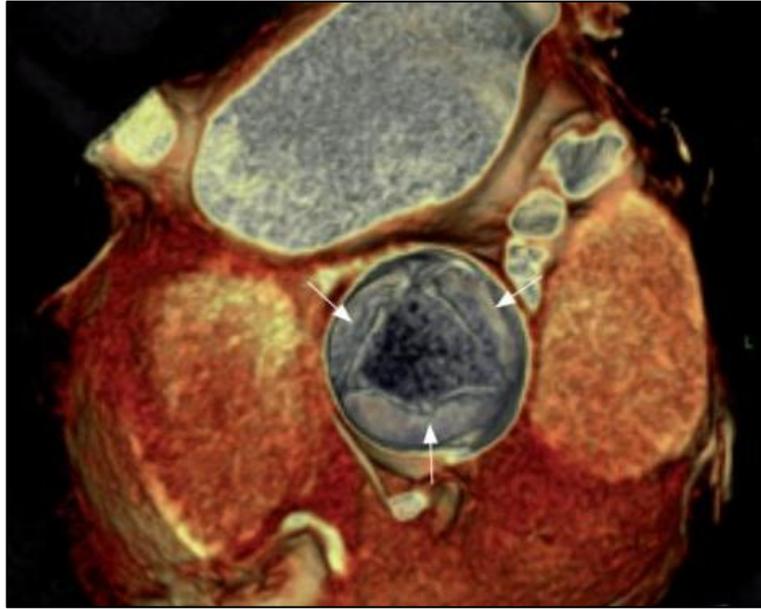


Figura 19. Tomografía computarizada de válvula aórtica en sístole [15].

A continuación, se muestra un esquema (Figura 20) tomado del libro “Bates, guía de exploración física e historia clínica” [3], en donde se puede observar la variación de presión del ventrículo izquierdo durante la diástole y la sístole. A lo largo de la relajación, la cavidad ventricular mencionada inicia aproximadamente con 5 mm Hg, durante el curso del llenado, la presión llega a un valor máximo de 120 mm Hg, al ir eyectando la sangre hacia el organismo, el nivel de presión vuelve a descender y conforme se acerca al valor inicial, se da lugar a la diástole en cuya culminación se aumenta ligeramente la presión debido a la contracción de la aurícula [3].

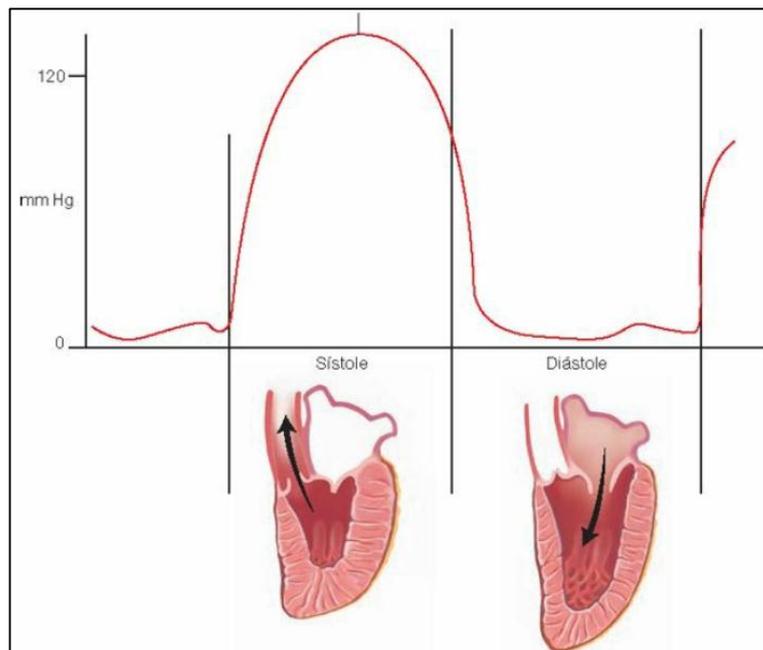


Figura 20. Curva de presión del ventrículo izquierdo [3].

1.3 FENÓMENOS ACÚSTICOS CARDÍACOS Y PATOLOGÍAS RELACIONADAS

En este apartado, se describirá los diversos fenómenos acústicos cardíacos que representan acontecimientos fisiológicos del corazón, tal como el cierre de las válvulas, el flujo de la sangre y la contracción del músculo cardíaco. A su vez, estas manifestaciones son analizadas durante la auscultación para el diagnóstico de las valvulopatías y detección de trastornos del ritmo cardíaco, por lo tanto, este capítulo resulta de suma importancia para el desarrollo de la propuesta de este proyecto.

Para la comprensión de estas características sonoras se analiza el origen, la ubicación y las particularidades de las mismas, así como la interrelación de todos los componentes cardíacos involucrados. De igual manera, se presenta una breve descripción de las cardiopatías detectables con la identificación de irregularidades acústicas como lo son las diferentes lesiones valvulares y la arritmia.

1.3.1 RUIDOS CARDÍACOS

Durante las dos fases que componen el ciclo cardíaco, se pueden diferenciar en un corazón normal dos tonos principales denominados ruidos sistólicos, usualmente percibidos por el fonendoscopio debido a las vibraciones producidas por las válvulas cardíacas al cerrarse; estos ruidos difieren entre sí, el primero, denotado R1, corresponde al cierre de las válvulas auriculoventriculares, marcando el comienzo de la sístole a diferencia del segundo ruido, denominado R2, producido por el cierre de las válvulas sigmoideas e indica el inicio de la diástole. Se puede detectar la presencia de otros tonos R3 y R4, llamados también ruidos diastólicos, de característica normal o anormal, esta caracterización en parte es relativo a la edad, por lo general en las personas mayores a 40 años, estos ruidos son componentes acústicos patológicos [3] [7] [15].

En la sístole, como indica la figura 21, el ventrículo izquierdo se contrae y la presión de esa cavidad sobrepasa a la auricular, generando el cierre de la válvula mitral, así como la apertura de la válvula aórtica; al mismo tiempo, debido a la contracción del ventrículo derecho, se produce el cierre de la válvula tricúspide y la apertura de la válvula pulmonar. El cierre de las válvulas auriculoventriculares de cada corazón genera el primer ruido R1 [3] [7] [22].

La apertura de las válvulas sigmoideas es producida por el aumento de la presión ventricular que supera a la de las arterias correspondientes; consecuentemente a la expulsión de la sangre, la presión disminuye y las válvulas en cuestión se cierran generando el segundo ruido R2 y marcando el inicio de la nueva diástole [3] [7] [22].

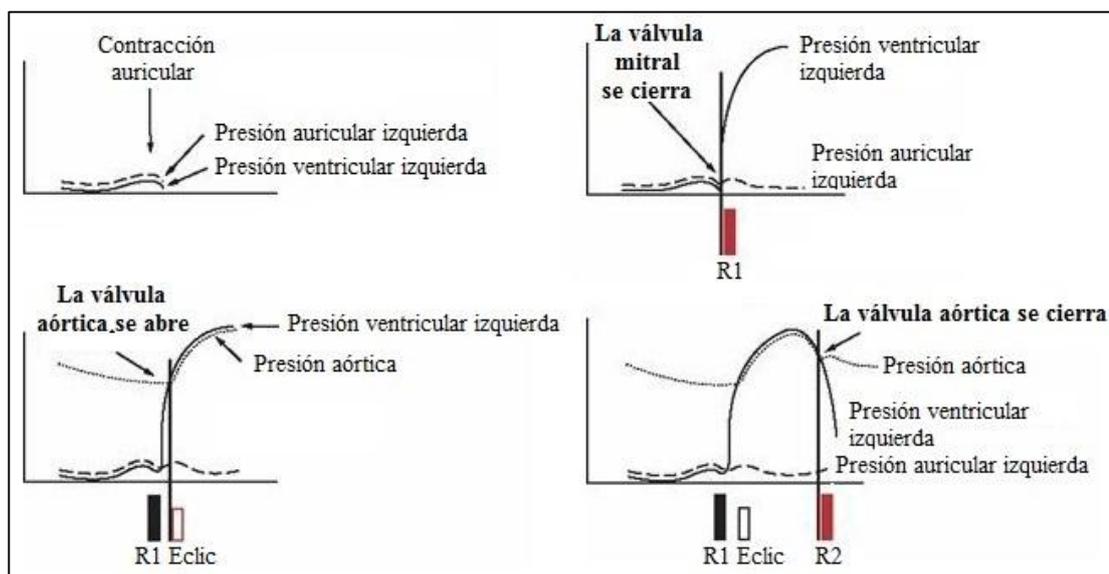


Figura 21. Variación de presiones en las cavidades del corazón izquierdo durante la sístole [3].

En la figura 22, se detalla el comportamiento valvular durante la variación de presión del corazón izquierdo en la diástole, la presión de la aurícula izquierda es levemente mayor a la presión del ventrículo izquierdo, mismo que se encuentra relajado; se abre la válvula mitral y la sangre fluye de la aurícula al ventrículo mientras que la válvula aórtica permanece cerrada, instantes previos al inicio de la sístole, la contracción de la aurícula genera un aumento en la presión de ambas cavidades. Simultáneamente en esta etapa diastólica, la válvula pulmonar permanece cerrada debido a la mayor presión auricular, y la válvula tricúspide se encuentra abierta para permitir el paso de la sangre al ventrículo derecho [3] [22].

Al inicio de la diástole, existe un espacio temporal de llenado ventricular rápido en donde se puede detectar la presencia de un tercer ruido R3, producido por la manifestación vibrátil de la desaceleración de la sangre al chocar contra la pared del ventrículo; la detección de este fenómeno acústico en niños y adultos jóvenes no corresponde a un evento patológico. En el caso de personas de tercera edad, la presencia de R3 o de un cuarto ruido R4, correspondiente a la contracción de la aurícula y ubicado instantáneamente después de R1, puede significar una alteración anormal a la distensibilidad ventricular⁸ [3] [7] [22].

En la Tabla 2, se resume los eventos cardíacos correspondientes a cada ruido mencionado previamente.

⁸ Distensibilidad ventricular: capacidad del ventrículo de ser expandido o distendido [5].

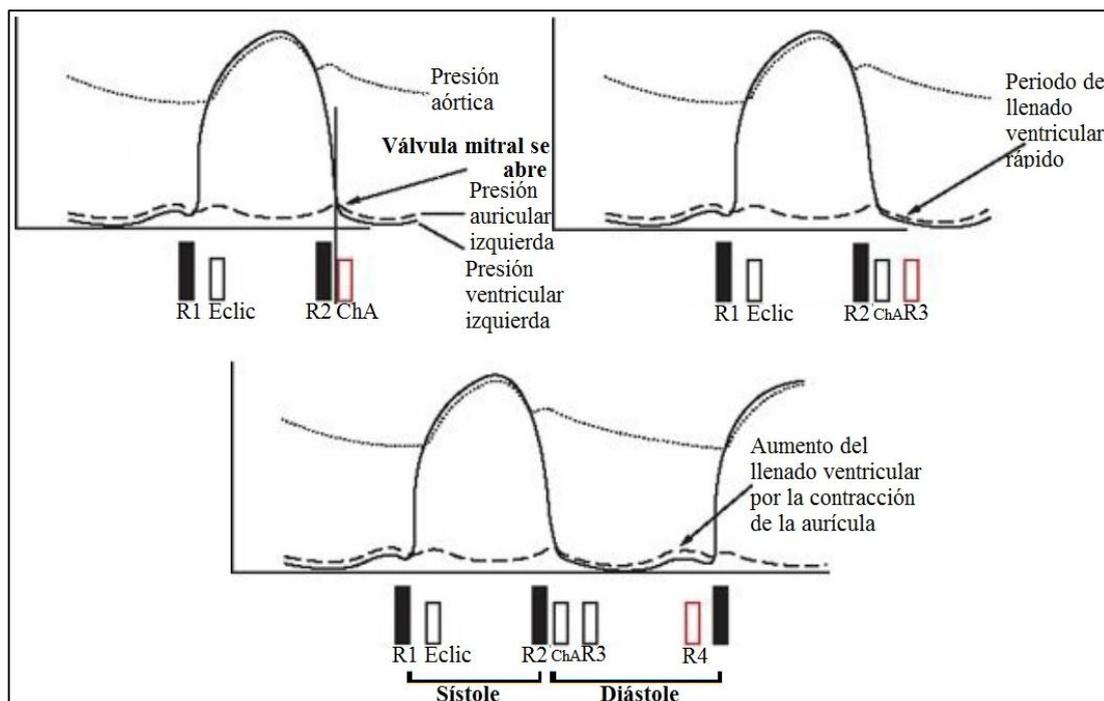


Figura 22. Variación de presiones en las cavidades del corazón izquierdo durante la diástole.

Tabla 2. Descripción de los ruidos cardíacos. Basado en [7].

Ruidos sistólicos	R1	De larga duración	Inicio sístole, cierre válvulas auriculoventriculares, apertura válvulas sigmoideas.
	R2	De corta duración	Final sístole, cierre válvulas sigmoideas, apertura válvulas auriculoventriculares.
Ruidos diastólicos		R3	Llenado rápido ventricular (evento mecánico debido a presiones variables)
		R4	Llenado rápido ventricular (evento activo por la contracción auricular)

1.3.2 SOPLOS CARDÍACOS

Un soplo del corazón es un signo clínico, denominado de dicho modo por la semejanza acústica a un soplo o sonido silbante. Es producido por la turbulencia del flujo sanguíneo debido a lesiones en las válvulas, de las cuales se identifican dos tipos: estenosis, esto es el estrechamiento anormal del orificio valvular; e insuficiencia, que indica la incapacidad de una válvula de mantenerse cerrada dando lugar a la regurgitación o regreso de la sangre. Un soplo puede ser patológico como inocente, por lo tanto, la interpretación de estos signos es crucial

ya que la diagnosis deficiente del soplo es el mayor generador de patología yatrógena⁹ [1] [2] [3].

El análisis de un soplo cardíaco desde una perspectiva semiológica enfoca diversas características acústicas correspondientes a: posición en el ciclo cardíaco, localización, irradiación e intensidad [1] [2] [3].

- **Posición en el ciclo cardíaco:** Esta característica consiste en la base para la identificación del soplo, se distingue el primer y segundo ruido y subsiguientemente se reconoce la sístole y la diástole. R1 se presenta con mayor intensidad que R2 en la zona de la punta, en cambio el segundo ruido es más advertible que R1 en la base del corazón.
- **Localización:** Corresponde al foco cardíaco en donde se percibe el soplo en una forma más intensa, siempre teniendo en cuenta la dirección de la irradiación para confirmar la procedencia del signo.
- **Irradiación o propagación:** Concierno a la variación de magnitud del sonido de un origen específico hacia otras regiones de auscultación; los soplos se irradian en dirección a la corriente sanguínea, pero no con ella debido a la mayor velocidad de las ondas acústicas. Donde mayor sea el soplo indica el área de auscultación, siempre teniendo en cuenta los resultados de la anamnesis y la posición del paciente.
- **Intensidad:** Indica la potencia acústica, misma que está directamente afectada por el grosor de la pared torácica y del tejido adiposo de la persona a auscultar.

1.3.2.1 CATEGORÍAS

Existen dos categorías generales de los soplos, funcionales y orgánicos [1] [2].

- Los **soplos funcionales** son generalmente sistólicos, cortos, de baja intensidad y corresponden a signos inocentes.
- Los **soplos orgánicos**, pueden ser sistólicos o diastólicos, corresponden a anomalías cardiovasculares, por lo tanto, son indicadores de patologías y suelen presentarse conjuntamente con frémito¹⁰ e irradiación, generalmente son de larga duración.

En la característica de la intensidad según su forma, tal como se indica en la Figura 23, un soplo puede ser [1] [2] [3]:

- Uniforme o constante o meseta.
- Creciente.
- Decreciente.

⁹ Yatrogenia: Trastorno causado por un médico [5].

¹⁰ Frémito (thrill): Vibración que se produce generalmente en el tórax y se siente a la palpación [5].

- Creciente-decreciente o romboidal.

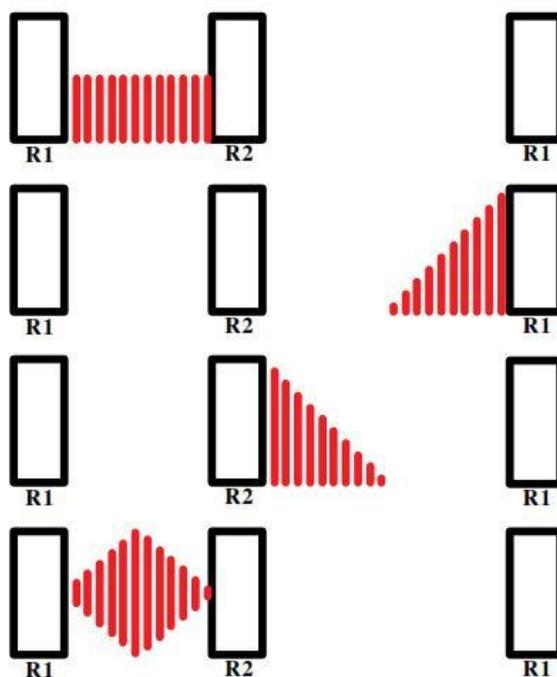


Figura 23. Clasificación de soplos por la forma de su intensidad. (En orden: Soplo constante, creciente, decreciente y romboidal). Basado en [3].

Basados en la clasificación de la escala de Levine, según el nivel de intensidad, los soplos pueden identificarse en 6 tipos [1] [6]:

- **Grado I:** leves, apenas audible, generalmente soplos funcionales.
- **Grado II:** suaves, también pueden ser considerados soplos funcionales.
- **Grado III:** audibles de intensidad moderada, indica presencia de lesión orgánica.
- **Grado IV:** soplo intenso, posible thrill o frémito.
- **Grado V:** soplo muy intenso, presencia de frémito.
- **Grado VI:** soplo de gran intensidad perceptible a distancia sin necesidad del estetoscopio.

Según la posición en el ciclo cardíaco se distinguen los siguientes soplos (Véase Figura 24) [1] [3] [6]:

- Los soplos presentes entre R1 y R2 son sistólicos, si duran a lo largo del espacio de la sístole se nombran **holosistólicos** o **pansistólicos**, al comienzo de la misma son **protosistólicos**, en la mitad **mesosistólicos**, y al final **telesistólicos**.

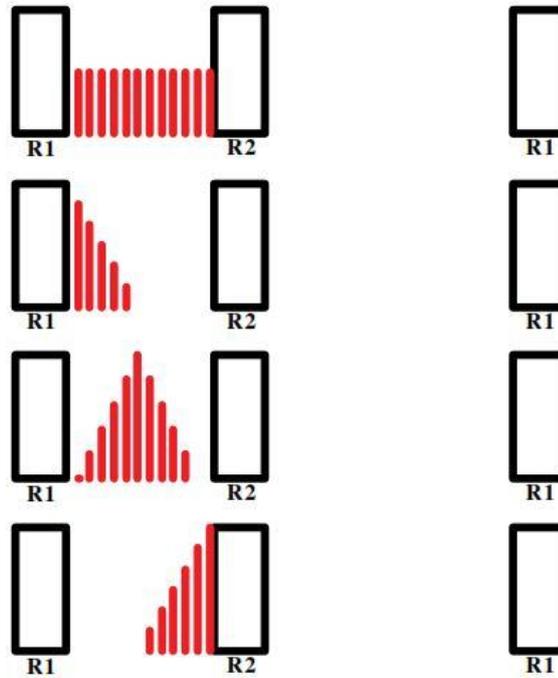


Figura 24. Clasificación de soplos por su duración a lo largo de la sístole. (En orden: Soplo holosistólico, protosistólico, mesosistólico y telesistólico). Basado en [3].

Si el soplo se ubica entre R2 y R1, se conoce como diastólico. Y de la misma manera que los sistólicos, como se observa en la Figura 25, según su forma se catalogan en holo, proto, meso o telediastólicos [1] [3] [6].

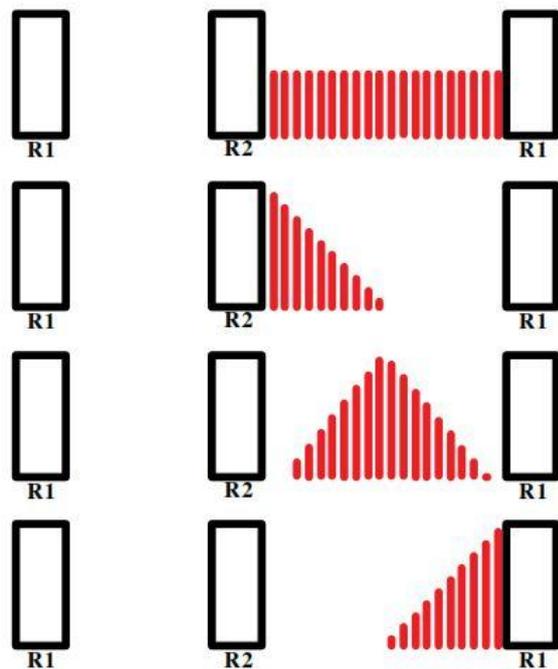


Figura 25. Clasificación de soplos por su duración a lo largo de la sístole. (En orden: Soplo holodiastólico, protodiastólico, mesodiastólico y telediastólico). Basado en [3].

Los soplos involucrados tanto en la sístole como en la diástole, se llaman sisto-diastólicos (Véase Figura 26) [1] [3] [6].

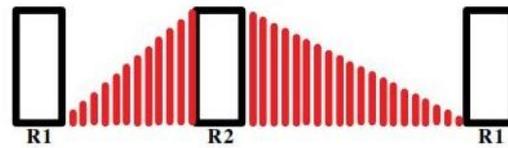


Figura 26. Soplo sisto-diastólico. Basado en [3].

1.3.3 AUSCULTACIÓN MEDIATA DEL CORAZÓN

La auscultación como maniobra semiológica consiste en un método insustituible en la medicina clínica, ya que, al ser una valoración inicial del corazón, introduce al médico sobre el estado cardíaco del paciente y es uno de los primeros referentes de un diagnóstico de valvulopatías, arritmias y demás [2].

Este procedimiento de exploración, se efectúa con el paciente posicionado en decúbito dorsal o supino, ubicando el fonendoscopio en cuatro zonas o focos específicas del precordio las cuales son nombrados según las válvulas cardíacas de la zona: pulmonar, tricuspídeo, mitral y aórtico, en algunos casos también se considera en la secuencia la auscultación de un foco aórtico accesorio. La respiración puede ser normal o en apnea inspiratoria y espiratoria máxima, esto intensifica el tono de los fenómenos acústicos derechos e izquierdos respectivamente [6].

En la figura 27, se presenta un diagrama que indica el proceder del médico durante la exploración auscultatoria.

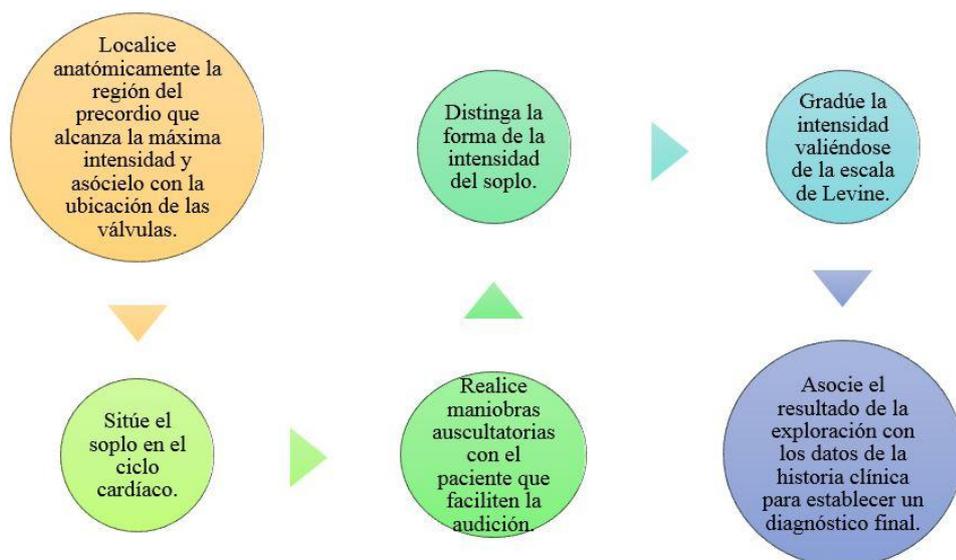


Figura 27. Algoritmo semiológico básico para la auscultación de soplos cardíacos. Basado en [3].

1.3.4 LESIONES VALVULARES

Las afecciones en las válvulas cardíacas producen dos fallos principales, la estenosis, que corresponde a la disminución del área del orificio valvular obstaculizando el paso de la sangre de una cavidad a otra, y a la insuficiencia, que refiere al cierre parcial de las válvulas generando un flujo retrógrado hacia la cavidad proveniente. Consecuentemente a la estenosis, a manera que el volumen sanguíneo se reduce, los tejidos no recibirán la cantidad necesaria de oxígeno y nutrientes; en el caso de la insuficiencia, se produce congestiones pulmonares, hepáticas, y demás [14] [15].

Con el paso del tiempo, la patología presenta mayor gravedad afectando de manera naturalmente irreversible la capacidad fisiológica de las válvulas, así como las aurículas y ventrículos relacionados [14] [15].

Las valvulopatías no se presentan de forma continua como otras cardiopatías, debido a que son de característica degenerativa y se presentan conforme al envejecimiento de los sujetos patógenos, las valvulopatías más usuales corresponden a la estenosis aórtica, insuficiencia mitral y la estenosis mitral [15].

1.3.4.1 INSUFICIENCIA MITRAL [2] [4]

En esta lesión se genera un flujo retrógrado en el corazón izquierdo del ventrículo hacia la aurícula en la etapa de contracción ventricular. Este flujo se incrementa por la renuencia periférica.

Produce dilatación de ambas cavidades y el aumento de presión genera que la sangre retrógrada se encamine a la región pulmonar generando congestión, edemas, y consecuentemente fallo del corazón derecho.

Los síntomas de la insuficiencia mitral son los mismos característicos del mal funcionamiento del ventrículo izquierdo, ahogos, tos nocturna, así como palpitaciones.

Características acústicas

- Soplo holosistólico.
- Mayor intensidad en la punta y propagación hacia la axila y la base del pulmón.
- Frémito al inspirar.
- La intensidad de R1 disminuye en el caso de insuficiencia mitral severa.

1.3.4.2 ESTENOSIS MITRAL [2] [4]

Se presenta más en las mujeres y corresponde a la dificultad de paso de la sangre al ventrículo izquierdo debido al estrechamiento del orificio mitral.

En función de mantener el flujo se genera un aumento de presión en la cavidad auricular izquierda que ocasiona la hipertrofia de la misma consecuentemente puede generar un edema pulmonar, sobrecarga en las cavidades relacionadas y demás.

Características acústicas

- R1 es intenso.
- En la estenosis mitral avanzada, en la punta se percibe un soplo sistólico de insuficiencia tricúspide auscultado en el supuesto ápex, ya que se confunde con el foco mitral y debido al crecimiento del ventrículo derecho el corazón rota en sentido horario, resultando la locación del foco mitral hacia la axila o más atrás y el tricuspídeo hacia la punta.

1.3.4.3 INSUFICIENCIA AÓRTICA [2] [4]

Debido al mal funcionamiento de la válvula del orificio aórtico, durante la diástole se genera el reflujo de la sangre contenida en la aorta al ventrículo izquierdo, la cual se suma a la que procede de la aurícula. El ventrículo recibe sangre extra por lo que se atesta causando la hipertrofia de este, a su vez en la sístole la aorta recibe una cantidad excesiva de sangre aumentando su presión y en el caso de la diástole disminuye la presión.

Características acústicas

- Soplo diastólico suave y breve.
- Soplo sistólico fuerte decreciente.
- Thrill ocasional.
- Ruidos cardíacos son disminuidos y sustituidos por los soplos.

1.3.4.4 ESTENOSIS AÓRTICA [2] [4]

Es una lesión que se presenta más usualmente en el género masculino y consiste en la dificultad al paso de la sangre del ventrículo izquierdo hacia la aorta; los síntomas empiezan a emerger cuando el orificio aórtico se ha estrechado a 1/3 del tamaño promedio del de una persona normal. Muchas personas no perciben molestias por años y en otras existe síncope de esfuerzo, disnea¹¹ de esfuerzo, convulsiones y muerte súbita.

Las consecuencias de esta lesión incluyen la reducción de la capacidad ventricular y su mal funcionamiento debido al engrosamiento de las paredes de esta cavidad, así como la elevación de la presión ventricular superior a la arterial.

Características acústicas

- Soplo mesosistólico romboidal que comienza después de R1 y termina inmediatamente antes R2.
- Irradiación a todo el precordio según su grado.

¹¹ Disnea: Sensación subjetiva de falta de aire o de dificultad respiratoria [8].

1.3.4.5 INSUFICIENCIA TRICÚSPIDE [2] [4]

Corresponde al reflujo de la sangre en el corazón derecho, del ventrículo hacia la aurícula producido por la insuficiencia valvular del orificio tricuspídeo. Su origen puede deberse a una falla funcional o si se acompaña de valvulopatías mitrales o aórticas indica que es de procedencia reumática.

Características acústicas

- Soplo pansistólico suave que se incrementa la inspiración.
- Presencia de frémito ocasional.
- R2 usualmente presenta un tono más intenso.

1.3.4.6 ESTENOSIS TRICÚSPIDE [2] [4]

Obstrucción al flujo sanguíneo en el corazón derecho de la aurícula al ventrículo por el estrechamiento del orificio tricuspídeo, generando un estancamiento en la aurícula por lo cual esta se hipertrofia y el ventrículo disminuye de volumen y grosor, de igual manera se aumenta la presión en la cavidad auricular que consecuentemente produce congestión venosa y edemas.

Características acústicas

- Los fenómenos acústicos de esta estenosis suelen ser ocultados por las características auscultatorias de las valvulopatías que lo acompañan.
- Presencia de soplo sistólico tricúspide de forma romboidal.
- Presencia de un soplo mesodiastólico que aumenta en la inspiración.

1.3.4.7 INSUFICIENCIA PULMONAR [2] [4]

Corresponde a la incapacidad de la válvula pulmonar de evitar el flujo de retroceso desde la arteria hacia el ventrículo derecho durante la etapa de relajación del ciclo cardiaco.

Características acústicas

- Existe la presencia de un solo soplo diastólico a veces holodiastólico, decreciente, que inicia con R2.
- Puede compararse con el soplo diastólico de insuficiencia aórtica.

1.3.4.8 ESTENOSIS PULMONAR [2] [4]

Obstaculización a la eyección de la cavidad ventricular derecha debido a la constricción del orificio pulmonar que, como es característico en una estenosis, ocasiona una dilatación e hipertrofia de la cavidad ventricular derecha y reduce la cantidad de sangre que va hacia los pulmones.

Los signos sintomáticos se presentan de forma tardía en el caso de origen reumático y corresponden a disnea de esfuerzo y cianosis¹².

¹² Cianosis: Coloración azulada de la piel, los labios y los lechos ungueales, causada por una concentración insuficiente de oxígeno en la sangre.

Características acústicas

- Frémito sistólico intenso en los espacios segundo y tercero intercostal izquierdos.
- Soplo holosistólico romboidal fuerte irradiado hacia la clavícula, puede acompañarse de insuficiencia pulmonar.
- R2 corresponde a un tono bajo.

1.3.5 ARRITMIA

Las arritmias cardíacas corresponden a trastornos del ritmo del corazón, específicamente la alteración de la secuencia normal del mismo, producida por la decadencia del funcionamiento auricular debido a variaciones del impulso eléctrico cardíaco y su conducción, esta patología es generalmente consecuencia de una lesión mitral [14] [15].

Por lo general, se considera arritmia cuando la frecuencia cardíaca es superior o inferior al ritmo normal del marcapasos natural del corazón, es decir, a un rango de 60 a 100 latidos por minuto y específicamente cuando existe irregularidad en la frecuencia [4] [14] [15].

CAPÍTULO 2

ANÁLISIS SOCIAL Y PREFACIO CIENTÍFICO

En esta sección, se analizan las estadísticas vitales de registros de mortalidad como un factor representativo de la realidad nacional relativa a enfermedades cardiovasculares, justificando la necesidad de la detección temprana de soplos y arritmias que traen como consecuencia la insuficiencia cardíaca. De igual manera, se repasarán los principales métodos de diagnóstico de soplos cardíacos y arritmia en el medio, así como los trabajos científicos previos enfocados en el mismo principio de este proyecto.

Como un estudio de viabilidad y solvencia de la idea planteada, se dialogó con ciertos profesionales de la salud para tener una noción de la recepción de la propuesta desde una perspectiva ajena a la ingeniería; las conclusiones a estos coloquios serán descritas y analizadas en el contexto de la temática mencionada a tratar en este capítulo.

2.1 CARDIOPATÍAS EN EL ECUADOR.

Las lesiones valvulares severas pueden afectar a la cotidianidad de la vida de la persona cardiópata, incluso si esta se encuentra bajo un tratamiento de control. Como se mencionó en el capítulo anterior, entre los signos sintomáticos de las diversas valvulopatías, se encuentran las palpitaciones, fatiga, disnea de esfuerzo, síncope de esfuerzo, angina de pecho y demás; estas manifestaciones generalmente se presentan en una etapa avanzada de la enfermedad, ya que las valvulopatías se caracterizan por ser progresivas [23].

Las lesiones de las válvulas cardíacas de tipo severo pertenecen al grupo de enfermedades cardiovasculares crónicas que corresponde a una de las mayores causas de defunciones a nivel global [23]. En base a los datos estadísticos obtenidos en el año 2014 publicados por la Organización Mundial de la Salud (OMS), en Ecuador la principal causa de muerte corresponde a enfermedades cardiovasculares con un 25% de los fallecimientos totales registrados en ese año (Véase Figura 28) [24]. Un análisis más específico de patologías del corazón, realizado por parte del Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), revela que la tasa de mortalidad de ese mismo año, por motivo de enfermedades isquémicas del corazón y por insuficiencia cardíaca, es de un valor del 29,32 y 7,68 por cada 100000 habitantes, esto significa un número de 4430 y 1316 fallecidos respectivamente, tal como se observa en la Tabla 3 [25].

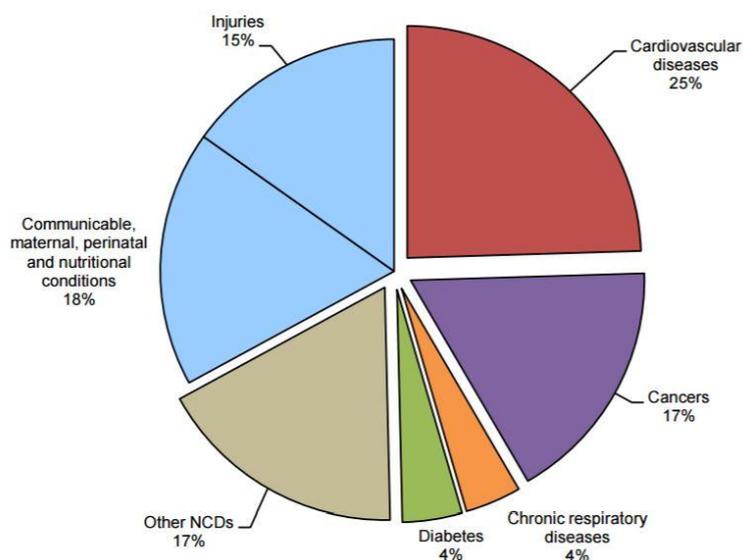


Figura 28. Representación gráfica proporcional de la mortalidad en el Ecuador en el año 2014 [24].

Tabla 3. Tabla de mortalidad de las principales causas de muerte en el Ecuador. Basado en [25].

Principales Causas de Mortalidad	
Indicador: Mortalidad General (Tasa)	
Periodo: 2014	
Agregaciones	Valor
I20-I25 Enfermedades isquémicas del corazón	4430
E10-E14 Diabetes Mellitus	4401
I60-I69 Enfermedades cerebrovasculares	3777
I10-I15 Enfermedades hipertensivas	3572
J10-J18 Influenza y neumonía	3418
V00-V89 Accidentes de transporte terrestre	3059
K70-K76 Cirrosis y otras enfermedades del hígado	2038
N00-N39 Enfermedades del sistema urinario	1712
J40-J47 Enfermedades crónicas de las vías respiratorias inferiores	1656
C16 Neoplasia maligna del estómago	1585
P00-P96 Ciertas afecciones originadas en el período prenatal	1330
I50-I51 Insuficiencia cardíaca, complicaciones y enfermedades mal definidas	1316

2.2 MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO DE SOPLOS CARDÍACOS Y ARRITMIAS.

La auscultación cardíaca corresponde a uno de los métodos de más relevancia para el diagnóstico médico y es una maniobra de exploración necesaria incluida en toda rutina de examinación clínica; sin embargo, a lo largo de los últimos años, su aplicación se ha cesado

considerablemente debido a nuevas tecnologías de diagnóstico que resultan más fiables, reduciendo de esta manera la importancia de la auscultación y la capacidad de realizarla, ya que la dependencia masiva de los médicos en los especialistas de estas técnicas, disminuye las habilidades con el fonendoscopio e incrementa los costos en la atención de la salud [12] [26] [27].

Entre estas principales tecnologías, se encuentran el electrocardiograma, utilizado para la detección de arritmias o la identificación de cardiomegalia¹³; la ecocardiografía, que es una tecnología de ultrasonido utilizada para inspeccionar el movimiento del corazón y de sus válvulas, tamaño de las cámaras, etc.; y la radiografía de tórax [28].

Los métodos mencionados son opciones costosas no asequibles como herramienta individual para la mayoría de los profesionales de la medicina, ni accesibles para que el área de salud pública pueda cubrir toda la demanda de pacientes que requieren estos servicios [12], por lo tanto, resulta de gran dificultad el equipar a las instituciones de salud no privadas, especialmente a las de área rural; otro inconveniente es optar con una población de médicos cardiólogos y, en el caso de un examen de ecocardiografía, doctores que estén subespecializados como ecocardiografistas. Según un informe estadístico por parte del INEC publicado en el año 2010, el total de médicos especialistas (excluyendo a residentes y rurales) es de 24960 y el 3.3% corresponde a cardiólogos [29]. Estos factores económicos y demográficos son los causantes de una saturación en la asistencia médica cardiológica y de las complicaciones que la derivan [30].

2.3 ANÁLISIS A NIVEL LOCAL Y VISIÓN FUTURA

En una entrevista personal con el Dr. Cir. Jorge Delgado, el Dr. José Roldán y el Dr. Car. Daniel Toral, se tuvo un indicio, desde la perspectiva del campo médico en la localidad, sobre los principales métodos de diagnóstico utilizados, siendo los más comunes el ECG, la ecocardiografía, y la radiografía torácica. La ecocardiografía es asignada al 90% de los casos, sin embargo, a nivel general esta puede ser costeadada solamente por el 20% de los pacientes aproximadamente. Entre el coloquio y la puesta en común de la visión de este proyecto a futuro, se concluyó que tendría un impacto significativo si es utilizado para desarrollar la habilidad auscultatoria de los médicos sin experiencia.

Los Dr. Car. Hemodinamistas Ricardo Quizhpe y Whiston Moreira, son médicos que forman parte de la Unidad de Hemodinamia del Hospital José Carrasco Arteaga y la Dr. Car. Ecocardiografista Ma. Augusta Córdova pertenece a la Unidad de Cardiología del mismo establecimiento, ellos fueron colaboradores en la etapa de la adquisición muestral de este

¹³ Cardiomegalia: Aumento del tamaño cardíaco por hipertrofia o dilatación [8].

trabajo, y como servidores públicos de la salud, consideraron que el proyecto generaría un efecto positivo en la optimización del sistema de atención.

2.4 ESTADO DEL ARTE EN SONIDO CARDÍACO Y SU ANÁLISIS.

En el medio científico, existen diferentes propuestas, prototipos y sistemas de diagnóstico de enfermedades al corazón que funcionan a través de la discretización del ruido cardíaco obtenido mediante un estetoscopio y el respectivo circuito de acondicionamiento. Estos proyectos se caracterizan por diversos algoritmos que analizan los espectros obtenidos en el fonocardiograma resultante.

Entre varios de los trabajos enfocados en el principio de este proyecto, podemos destacar la “Caracterización de Espectrogramas Usando Análisis de Componentes Principales y Medidas de Energía para Detección de Soplos Cardíacos” realizada en Colombia, en donde se elabora un análisis de la auscultación digitalizada mediante una representación espectral dividida en sub-bandas de los sonidos cardíacos [31]. Proponiendo otra perspectiva de diagnóstico, el Msc. Francisco Hernández en su trabajo llevado a cabo en la ciudad de León, Guanajuato, presenta el “Diseño y Estudio de un Fonocardiógrafo Aplicado al Análisis de Sonidos Cardíacos”, fundamentado en técnicas de Fourier del cual se extraen características derivadas del análisis acústico y espectral y así diferenciar muestras sanas y patológicas a través de un modelo en cascada de clasificadores [32]. En la propuesta ejecutada en Colombia, titulada “Prototipo de Fonendoscopio Digital” se puede apreciar un modelo similar al de este proyecto en el circuito de captura, y diferente en las etapas de acondicionamiento y adquisición ya que se utiliza una tarjeta de sonido y el software Labview [12]. Un planteamiento común por parte del autor Sumeth Yuenyong y sus coautores, al igual que el Ing. James Olarte en su proyecto de grado, es el uso del método de Funciones Envolventes como base, aplicada con sus respectivas variaciones en sus artículos realizados en Tailandia y Colombia respectivamente [30] [33]; en el caso de la investigación de Julián David Echeverry, docente de Universidad Tecnológica de Pereira, propone un algoritmo de reconocimiento de valvulopatías cardíacas basado en la Transformada de Gabor efectuado en Colombia [26].

CAPÍTULO 3

PROPUESTA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO

3.1 CIRCUITO DE CAPTACIÓN DE AUDIO

Como resultado de varios procesos empíricos, se optó por el uso de un amplificador de instrumentación AD620 como base en el circuito planteado para la captación y acople de las vibraciones acústicas cardíacas, por lo que, al ajustar su ganancia con una resistencia flotante, se logra referir el voltaje diferencial de las entradas a una sola salida a tierra [34]. Los elementos utilizados para la implementación del diseño propuesto corresponden a:

- **Receptor de estetoscopio:** Receptor de tipo diafragma y material de aluminio correspondiente al modelo sencillo marca Tytan Medical.
- **Tubo de goma:** Manguera de 15cm de cloruro de polivinilo (PVC).
- **Micrófono electret:** Micrófono Lavalier Electret TM110 monofónico de conector tipo jack de 3.5mm TS (Tip-Sleeve). Posee una pantalla acústica de viento que corrige el impacto sonoro, su patrón polar es omnidireccional, de baja impedancia (1000Ω) y una sensibilidad de -52dB.
- **Amplificador de Instrumentación AD620.** Anexo 1.
- **Componentes electrónicos diversos.**

3.2 AMPLIFICACIÓN

Entre las diversas opciones experimentadas, resultó más óptimo la implementación de un amplificador de instrumentación debido a su capacidad característica de amplificación de pequeñas señales por su propiedad de rechazo al modo común (CMRR), cancelando cualquier señal que tenga el mismo potencial en ambas entradas [35].

3.2.1 Acople de entradas AC

Un problema común que se presenta con el uso de estos elementos, es que no provee un camino de retorno para las corrientes de polarización o bias de las entradas, producidas por el acople capacitivo de su implementación por defecto (Véase Figura 29) [35].

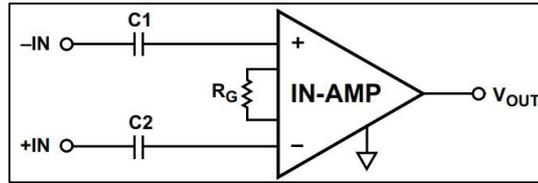


Figura 29. Conexión de In-Amp [35].

Al conectar una resistencia de alto valor a tierra en cada una de las entradas (Véase Figura 30), se crea un camino para la circulación de las señales de bias y se evita que se genere un offset de entrada como en la configuración anterior. Esta solución se denomina “Acople de entradas AC” [35].

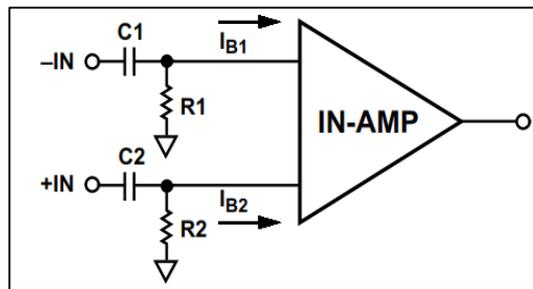


Figura 30. Conexión de In-Amp con acople de entradas [35].

La salida del micrófono se ajusta a un conector jack hembra de 3.5mm y sus correspondientes salidas a los pines de entrada del amplificador de instrumentación con el acople de entradas AC implementado.

3.2.2 Ganancia

La selección de la ganancia en el in-amp AD620 depende específicamente de la resistencia flotante R_G ubicada entre los pines 1 y 8 del integrado; su valor se obtiene mediante el cálculo realizado con la fórmula (1). Anexo 2:

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \quad (1)$$

En donde G corresponde al valor de la ganancia.

El valor de R_G considerado óptimo después de un proceso experimental con el registro de señales de diversas personas en la etapa de adquisición de muestras, corresponde a $4.7k\Omega$, que genera una ganancia de 11,51; no obstante, se ha dispuesto de un potenciómetro de precisión para variar el valor de ser necesario.

3.3 SUJETADOR O FIJADOR DE NIVEL POLARIZADO

La salida analógica generada por el circuito es conectada a uno de los pines analógicos de un Arduino uno que se encargará de la conversión analógica – digital y la comunicación serial posterior. El rango de voltajes que soporta el puerto analógico del microcontrolador ATMEGA 328 incluye valores que oscilan entre los 0 y 5v, y el audio amplificado corresponde a una señal con valores mayores y menores a los 0 voltios, por lo tanto, se debe ajustar la salida a las características necesarias, como una solución se plantea el uso de sujetadores de nivel; cuya función es la de añadir un voltaje continuo a una señal, sin alterar la forma de la onda, es decir desplaza el nivel de referencia ac a uno dc [36].

En el fijador de nivel positivo polarizado, se agrega un voltaje dc en serie con el diodo, que genera un offset mayor a cero debido a que el cátodo del diodo está conectado al capacitor (Véase Figura 31) [37].

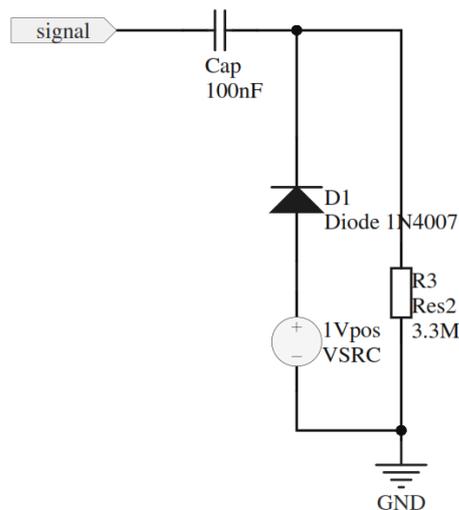


Figura 31. Esquema de un sujetador de nivel polarizado positivo. Fuente: Autor.

La resistencia da paso a la descarga del condensador, por lo que debe de ser de alto valor para que el tiempo de descarga del capacitor sea largo en comparación al ancho de pulso de la entrada; el diodo en cambio permite el paso para que el condensador se cargue rápidamente y luego actúe como una fuente de voltaje [37].

En el circuito propuesto, mediante un divisor de tensión de inserta un voltaje dc de 1.02v; para el cálculo de los valores de resistencia y condensador apropiados, se plantea que el tiempo de carga del condensador T_c (2), tiene que ser mayor al periodo T de la señal, como está

expresado en (3), para garantizar que el voltaje a través del capacitor no cambie drásticamente durante el intervalo en el cual el diodo no conduce [37]:

$$T_c = R \cdot C \tag{2}$$

$$R \cdot C > T \tag{3}$$

Por lo tanto, nos suponemos un caso extremo de frecuencia cardíaca máxima equivalente a 200 bpm o 3.33 Hz y calculamos el periodo correspondiente a su recíproco (4):

$$T = \frac{1}{f} \tag{4}$$

$$T = \frac{1}{3.33}$$

$$T = 0.3 \text{ s}$$

El valor de capacitancia sugerido es de 100nF, a partir del cual se obtiene un valor de resistencia de 3.3MΩ, reemplazando en (3).

$$R \cdot C > T$$

$$R \cdot 100\text{nF} > 0.3$$

$$R = 3\text{M} \approx 3.3\text{M}$$

En la Figura 32, se presenta el esquema general del circuito implementado para la adquisición de los fenómenos acústicos cardíacos.

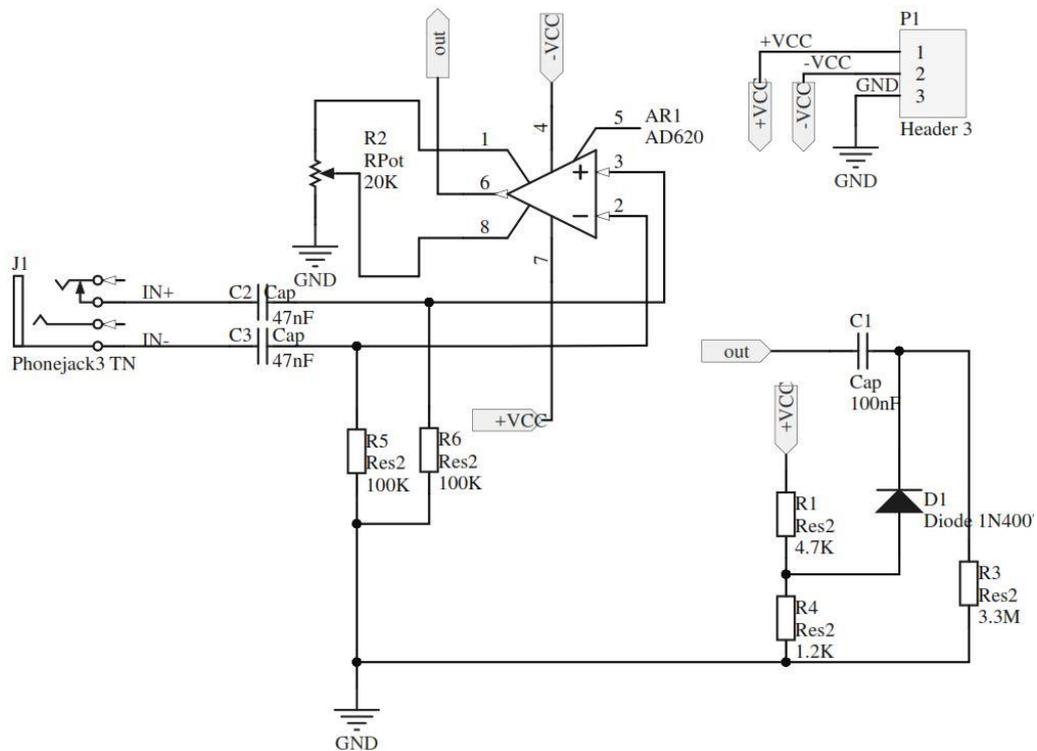


Figura 32. Esquema de circuito de adquisición de audio. Fuente: Autor.

3.4 COMUNICACIÓN SERIAL POR ARDUINO

3.4.1 Configuración del Arduino

La comunicación serial corresponde a uno de los protocolos más utilizados para la transmisión de información entre una PC y dispositivos periféricos, en donde se manipulan solamente dos líneas para efectuar esta transferencia (Recepción Rx y Transmisión Tx); el Arduino uno posee un puerto único serial, en su propia placa acopla sus pines Rx y Tx a un microcontrolador ATMEGA8U2 que utiliza como conversor Serie – USB y viceversa [38] [39].

Los datos adquiridos por el puerto analógico del Arduino uno, son transmitidos asincrónicamente a través de la manipulación de interrupciones del Timer1 del microcontrolador para luego ser leídos por el puerto serial del pc mediante el software Matlab.

Se configura la velocidad de transmisión serial a un valor de 9600 baudios, y el muestreo de la información por interrupción cada 0,067 segundos, que es el periodo equivalente a la frecuencia de muestreo máxima alcanzada de 150 Hz, si se establece un valor mayor de frecuencia se corre el riesgo de que exista pérdida de datos ya que llegarían más rápido de lo que pueden ser recibidos.

3.4.2 Frecuencia de muestreo

Basados en el teorema de muestreo de Shannon y Nyquist [40], se establece que una señal continua puede ser reconstruida a partir de sus muestras solamente si la frecuencia de muestreo f_m es dos veces mayor a la frecuencia f de la señal.

$$f_m > 2f \quad (5)$$

Planteando el mismo caso de un ritmo cardíaco acelerado de 200 bpm equivalentes a 3,33 Hz, se comprueba que sí se cumple el teorema de muestreo.

$$150 > 2 \cdot (3.33)$$

$$150 > 6.66$$

3.5 ALGORITMO DE LECTURA SERIAL

En la Figura 33 se presenta el diagrama de flujo correspondiente al algoritmo implementado en Matlab para la lectura del puerto serial comunicado con el Arduino.

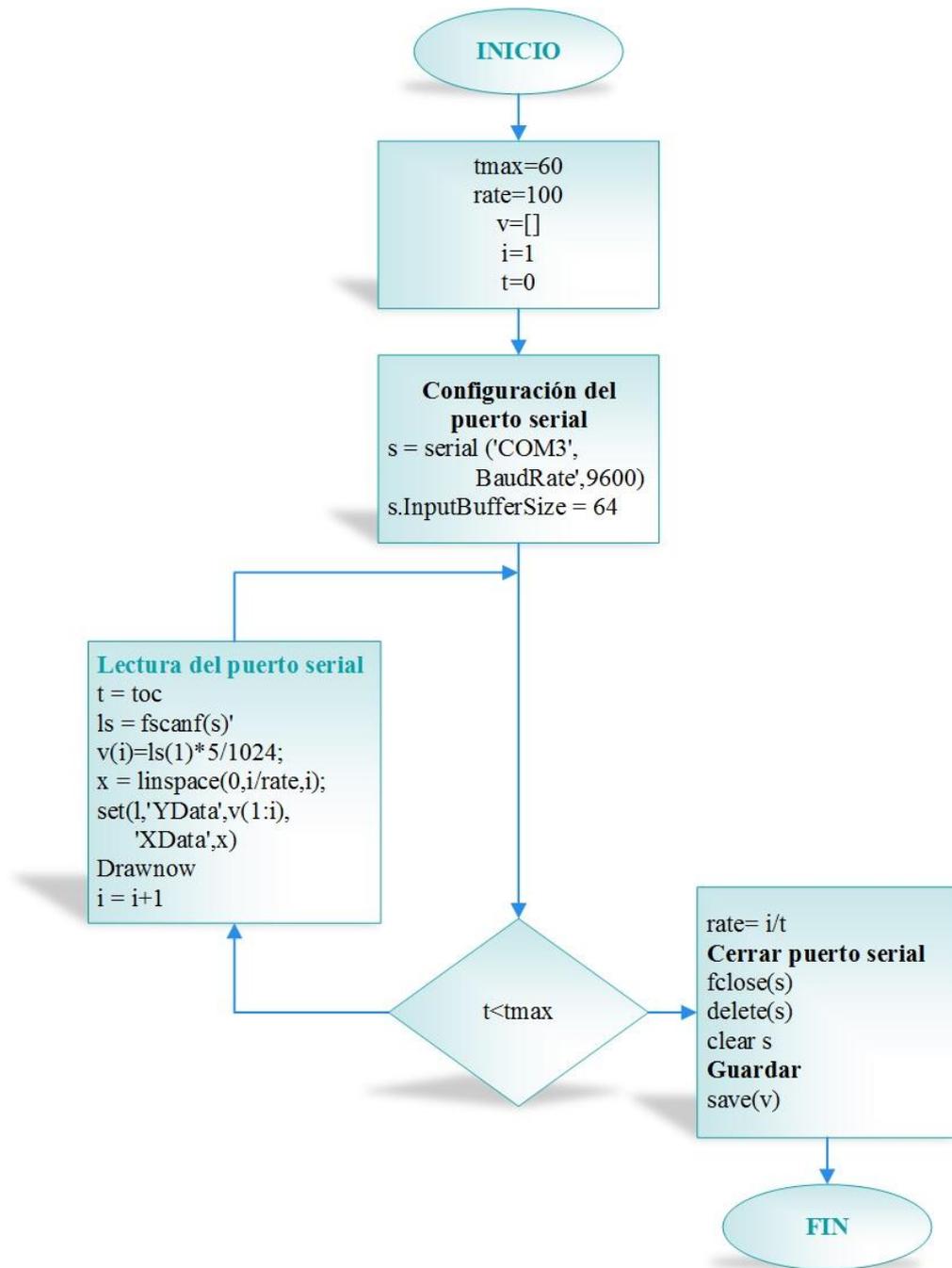


Figura 33. Diagrama de flujo del algoritmo implementado para la lectura de datos del puerto serial. Fuente: Autor.

3.6 CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL Y FILTRO ADAPTATIVO

Debido a la variación de la frecuencia de muestreo al momento de la lectura del puerto serial mediante Matlab, el espacio muestral establecido antes de la adquisición no está correctamente adaptado a los datos reales, por lo tanto, el primer paso en el acondicionamiento

de la señal por software, corresponde a la obtención de dos características principales de la muestra: la frecuencia de muestreo real y el tamaño del set de datos adquiridos; para lograr este cometido se debe implementar un script denominado “datainfo” que retorna las variables respectivas y a la señal en un espacio muestral correcto.

La señal ya adecuada corresponde a los datos adquiridos y amplificados mediante el circuito de captación de audio propuesto, estos datos representan a los fenómenos acústicos registrados por el micrófono más un offset de 1,02 voltios (Véase Figura 34), que pese a ser un voltaje continuo presenta pequeñas oscilaciones entre los valores analógicos correspondientes a esa magnitud; para la resolución de este inconveniente se implementó como un proceso correctivo de nivel, un filtro adaptativo con los datos del divisor de tensión aplicado en el sujetador de nivel como la fuente del ruido.

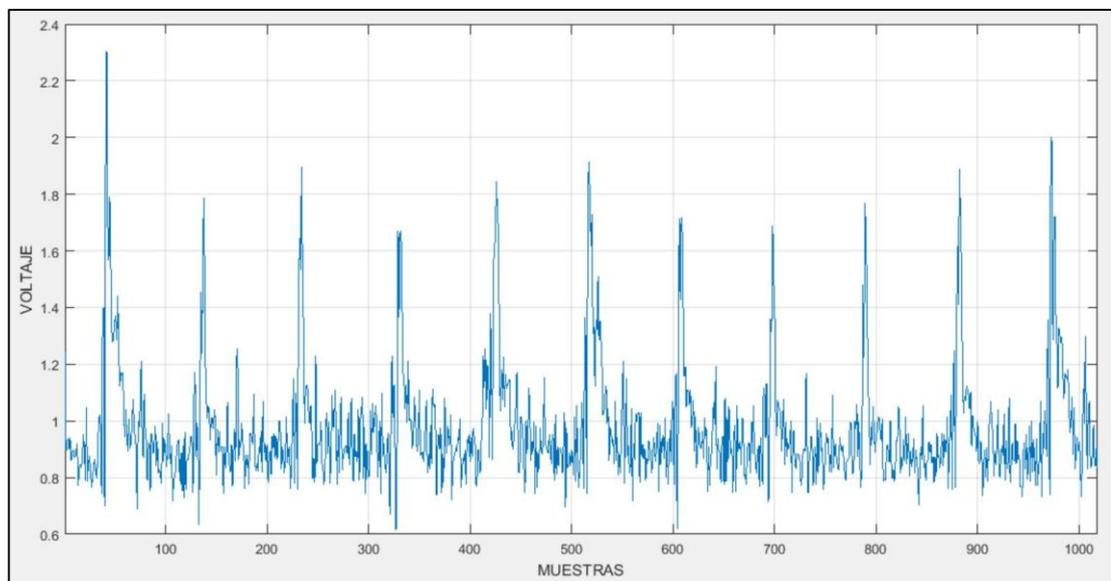


Figura 34. Muestra adquirida sin filtro adaptativo. Fuente: Autor.

Un filtro Adaptativo se construye en base al funcionamiento de una red neuronal Adaline, esta constituye un tipo de aprendizaje por optimización de error ya que en su entrenamiento pretende reducir el error cuadrático medio o LMS (Least Mean Square) entre las salidas calculadas y las esperadas. El filtro adaptativo, aplica este principio de forma que, conociendo el ruido o señal parásita que afecta a la señal original, la red pueda eliminarlo por completo [41].

La señal original que se desea filtrar, se encuentra contaminada por un ruido (n), el cual puede ser registrado. En el proceso en el cual el ruido se suma a la señal (señal t), este sufre algunas modificaciones debido al medio por el que se transmite o la naturaleza misma de la señal, por lo tanto, la salida del error (e) que la red trata de minimizar es realmente la

aproximación de la señal que se trata de recuperar [41]. En la Figura 35 se puede observar lo mencionado.

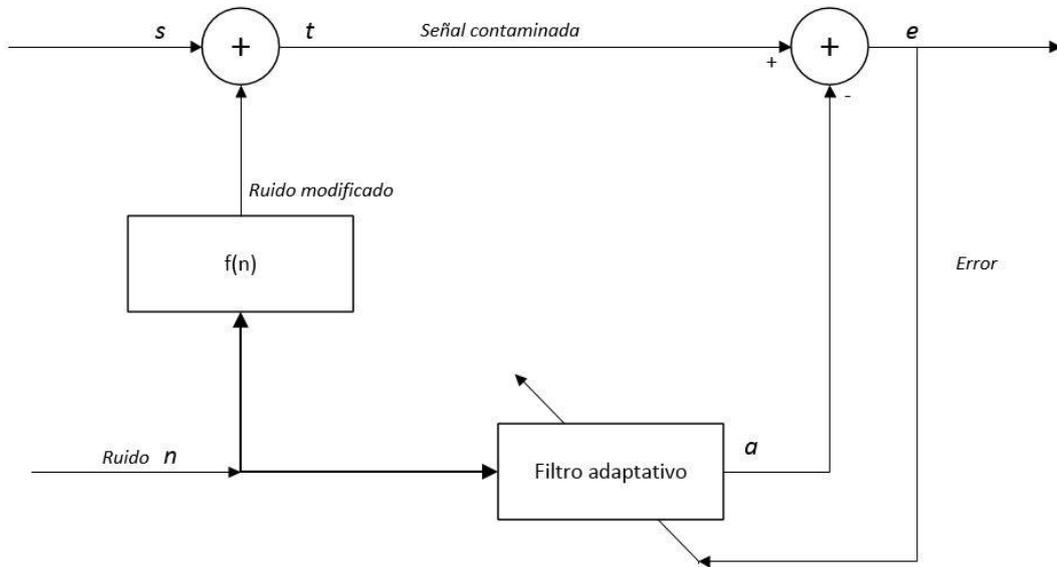


Figura 35. Diagrama de bloques del funcionamiento del filtro adaptativo. Basado en [41].

Internamente el bloque del filtro adaptativo toma como entradas distintos valores de la señal de ruido, estos valores están desplazados en el tiempo mediante la aplicación de retardos en el muestreo; posteriormente se aplica la función de activación de la red Adaline y se produce la señal de salida [41] (Véase Figura 36).

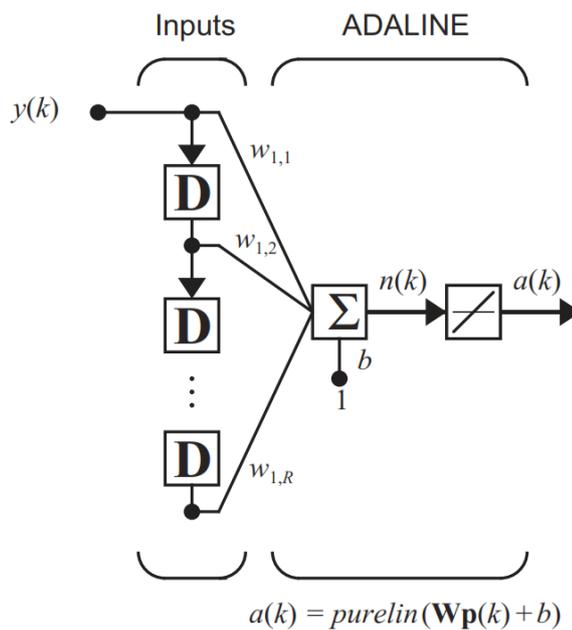


Figura 36. Esquema interno de un filtro adaptativo [41].

En la Figura 37, se puede observar la muestra adquirida después de ser corregida mediante el filtro adaptativo.

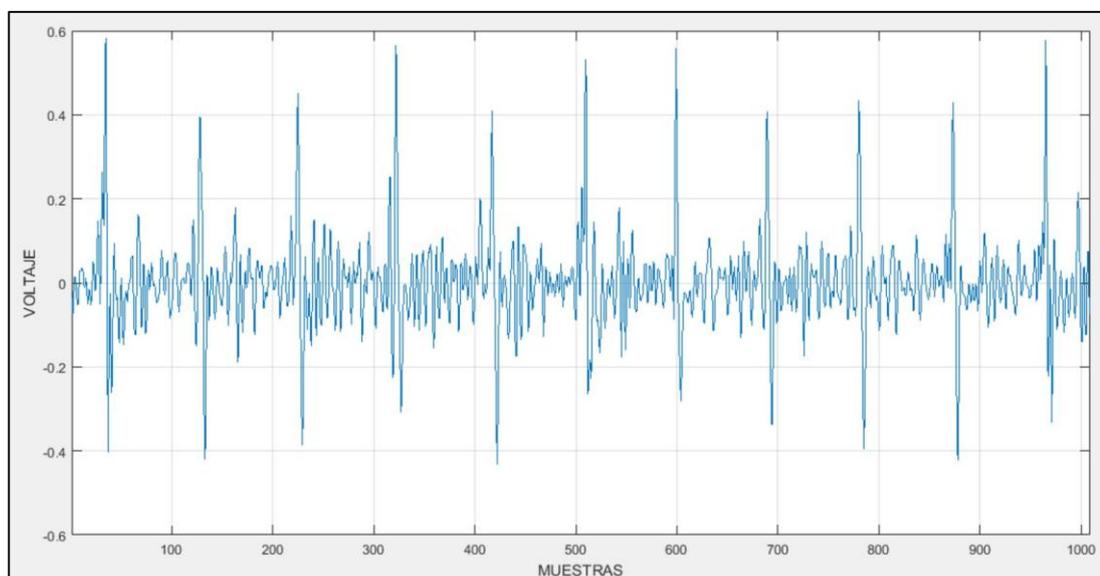


Figura 37. Muestra adquirida con filtro adaptativo. Fuente: Autor.

3.7 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

La adquisición de las muestras (Ver Figura 38) se realizó durante el mes de febrero del 2017, en el ala de cardiología del Hospital José Carrasco Arteaga en la ciudad de Cuenca, Ecuador. Según información empírica estimada por los doctores miembros de la Unidad de Hemodinamia de este hospital, el número de pacientes de este servicio en específico, que presentan lesiones valvulares, corresponde a un valor de 100 por año aproximadamente.

La muestra corresponde a un tipo no probabilístico debido a que fue dependiente del tiempo destinado a su adquisición; en un periodo de 20 días laborables, se obtuvo un espacio muestral de 15 pacientes, a cada uno se le auscultó los cuatro focos cardíacos (Véase Figura 39) por un tiempo de 1 minuto cada uno. Este conjunto de sujetos, forma parte de una población homogénea relativa a la variable de la presencia de soplos cardíacos, que corresponden a signos de lesiones valvulares comprobadas, se recalca que estas personas presentan estas patologías de manera confirmada a través de una ecocardiografía.

Al momento de la valoración de cada uno de los ejemplares acústicos cardíacos de los sujetos, un factor en contra que redujo el tamaño de la muestra, correspondió a alteraciones de los datos debido a condiciones de salud que generaban una interposición acústica y limitaciones por factores anatomopatológicos de cada uno de los pacientes; pese a que existe un protocolo establecido para la maniobra de auscultación (Figura 27, capítulo 1), no fue aplicable, ya que los pacientes eran cardiópatas en estado delicado.



Figura 38. Adquisición de muestra del foco aórtico de uno de los pacientes. Fuente: Autor.

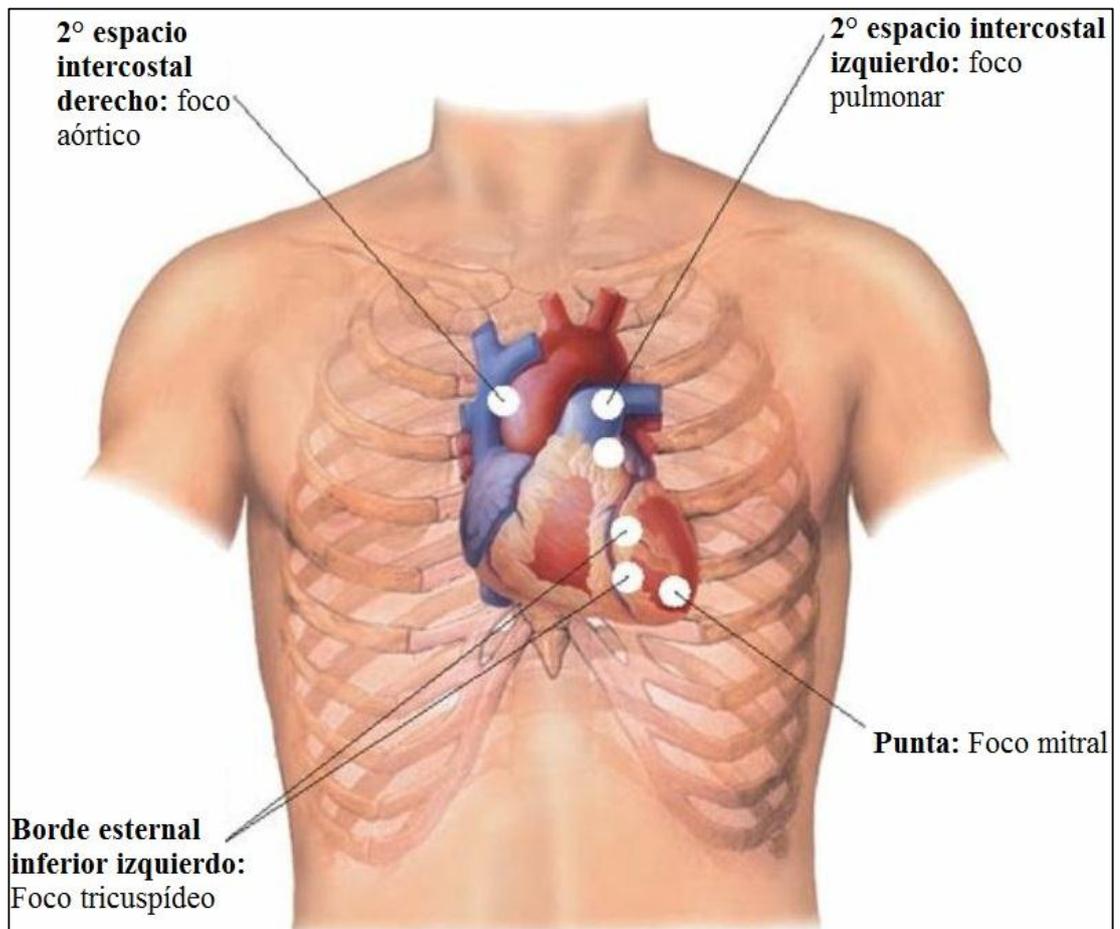


Figura 39. Focos de auscultación [3].

CAPÍTULO 4

IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS Y ARRITMIAS

4.1 IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS

En la presente sección, se describe cada uno de los procesos realizados para la identificación de la presencia de soplos, su foco de origen y la predicción de la supuesta lesión valvular que refieren.

En la Figura 40, se muestra de forma secuencial cada uno de los procedimientos que conforman el algoritmo general para la detección de soplos cardíacos.

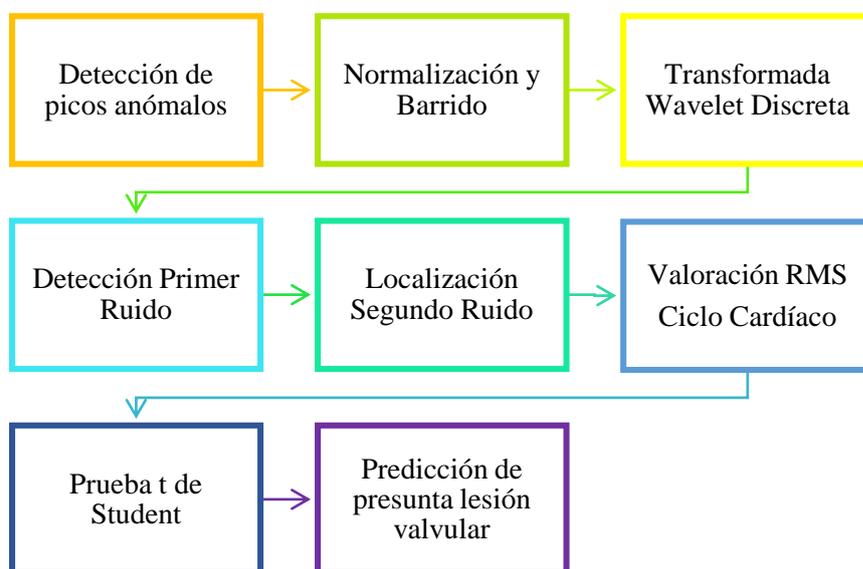


Figura 40. Diagrama de bloques de algoritmo para detección de soplos cardíacos.

4.1.1 DETECCIÓN DE PICOS ANÓMALOS

Se consideran picos anómalos a todos aquellos niveles de voltaje extremadamente grandes que no se presentan de forma periódica a lo largo de la adquisición de la muestra, tal como se representa en la Figura 41a, generalmente son producidos por ruidos sobre el receptor en algún instante de la auscultación.

Para un análisis más detallado de la presencia de estos valores, se segmenta la muestra total en periodos iguales de un tiempo preestablecido (Véase Figura 41b); posteriormente, se calcula, mediante la frecuencia de muestreo real deducida en la etapa de acondicionamiento, el número de muestras correspondientes a ese espacio temporal. Se obtiene el valor del pico máximo por cada sección, generando un vector de tamaño igual al número de las

segmentaciones realizadas, que contiene el voltaje más alto de cada una; es en este vector donde se evalúa si existe uno o más valores anormales en comparación con los propios elementos del arreglo, detectados estos picos se sustituyen por el valor máximo de los voltajes dentro del rango normal (Véase Figura 41c).

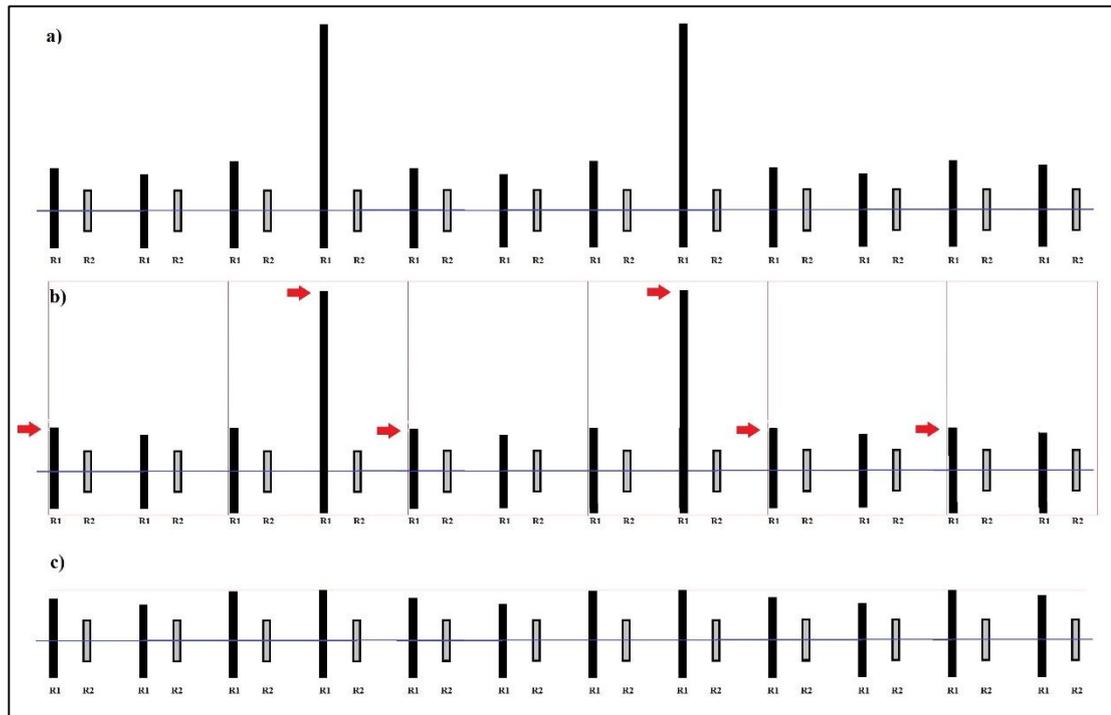


Figura 41. a) Ejemplo gráfico de muestra con picos anómalos. b) Segmentación de muestra e identificación de picos máximos. c) Sustitución de picos anómalos por máximo normal.

Fuente: Autor.

4.1.2 NORMALIZACIÓN Y BARRIDO

Aplicado el proceso anterior, se calcula el máximo de entre los valores normales, que luego es dividido para todas las muestras como proceso de normalización, de esta manera el rango de variación de voltaje será entre -1 y 1.

El motivo de fijar el tiempo de auscultación a 60 segundos, pese a que el análisis pueda ser realizado en un dominio temporal mucho menor, se debe a que en todo el espacio muestral contenido en ese periodo pueden existir instantes de anomalías acústicas por la mala manipulación del receptor o algún fenómeno de audio externo; por lo tanto, el resto de muestras sirve como respaldo ante estos sucesos. En el caso de que estas ocurrencias no se hayan detectado como picos anómalos, se realiza un proceso de barrido en donde se determina el tamaño de la sección en la cual se va a identificar los soplos, se localiza valores de voltaje correspondientes al 70% del pico más alto, y si, la cantidad de estos es mayor a un mínimo permitido, se busca un siguiente set de muestras hasta que se cumpla el requisito.

4.1.3 TRANSFORMADA WAVELET DISCRETA

Los fenómenos auditivos adquiridos son consecuencia de las variaciones de presión en las cámaras del corazón, estas generan caracterizaciones acústicas en el flujo de la sangre y el cierre de las válvulas, por lo que se puede considerar que dichas manifestaciones son de principio mecánico, por lo tanto, las muestras adquiridas corresponden a una señal biomecánica cardíaca y por ende estocástica no estacionaria [42]

Debido a la naturaleza de la señal, resulta más fiable utilizar métodos de análisis no estacionarios como la transformada Wavelet Discreta, ya que su descomposición por sub rangos de frecuencia facilita el proceso de caracterización de la señal, a diferencia de la transformada de Fourier que no precisa la localización temporal o muestral de los componentes frecuenciales, tal como se observa en la Figura 42, correspondiente a un espectro de frecuencia de los datos auscultatorios adquiridos con el circuito detallado en capítulos anteriores. La transformada de Fourier resulta no aplicable en este proyecto ya que los soplos no presentan estabilidad temporal ni frecuencial [31] [42] [43].

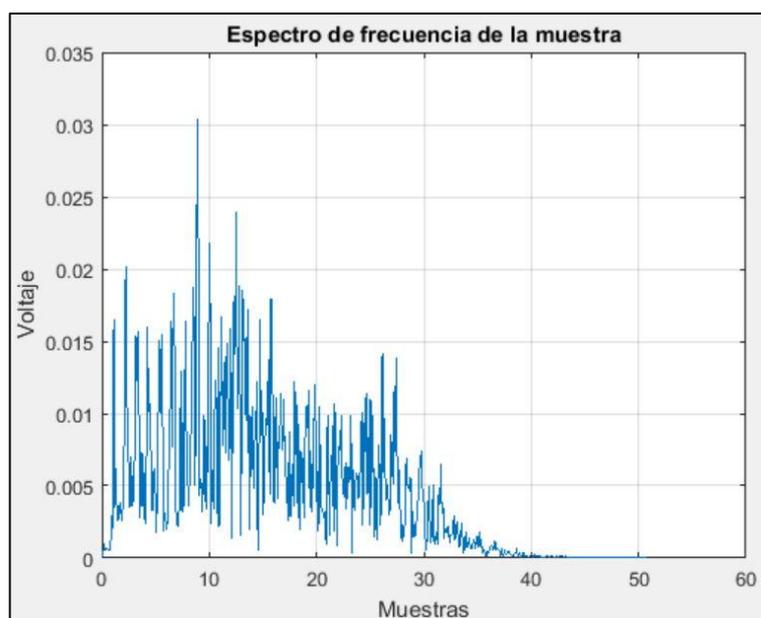


Figura 42. Espectro de frecuencia de la muestra. Fuente: Autor.

La transformada Wavelet o de ondeleta, filtra la señal en función del tiempo; mediante la aplicación de un filtro pasabajo y pasaalto, cuya frecuencia de corte corresponde a la de muestreo (rate), retorna la señal eliminando fenómenos de alta frecuencia (Aproximación) o baja frecuencia (Detalle), y obtenidos los resultados, repite el proceso; el número de descomposición indica el nivel de la transformada, en cada uno la frecuencia de muestreo es dividida para dos (Véase Figura 43) [44] [45].

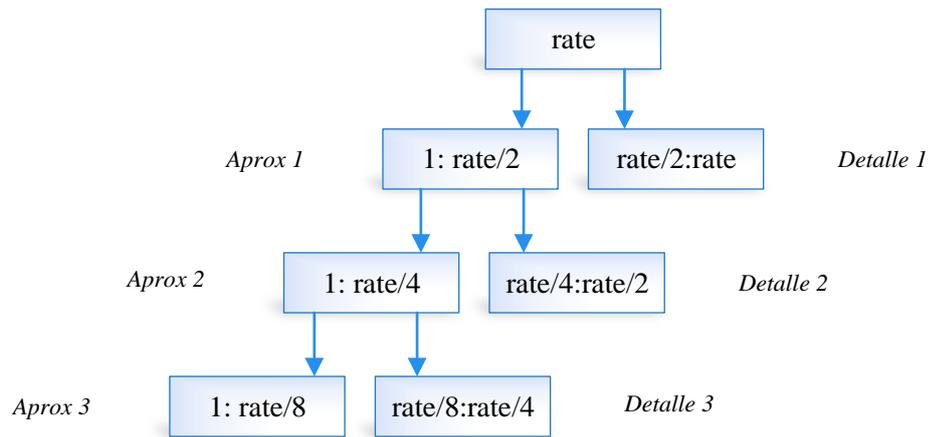


Figura 43. Esquema de descomposición por filtrado. Fuente: Autor.

En cada set de muestras adquirido en este proyecto, la transformada Wavelet discreta es aplicada a un nivel de valor 3, en busca de una aproximación cuya caracterización facilite el identificar el primer ruido cardíaco; la familia de Wavelet seleccionada corresponde a la “Symlets”, estas se distinguen por su simetría [43], específicamente la onda madre “sym7” por su similitud con el tono R1. En la Figura 44, se indica el conjunto de datos de una muestra normal y a su vez se presenta la aproximación 3 que resulta una señal de más sencilla de analizar; en la Figura 45, se puede verificar el estado filtrado de la señal a través de su espectrograma.

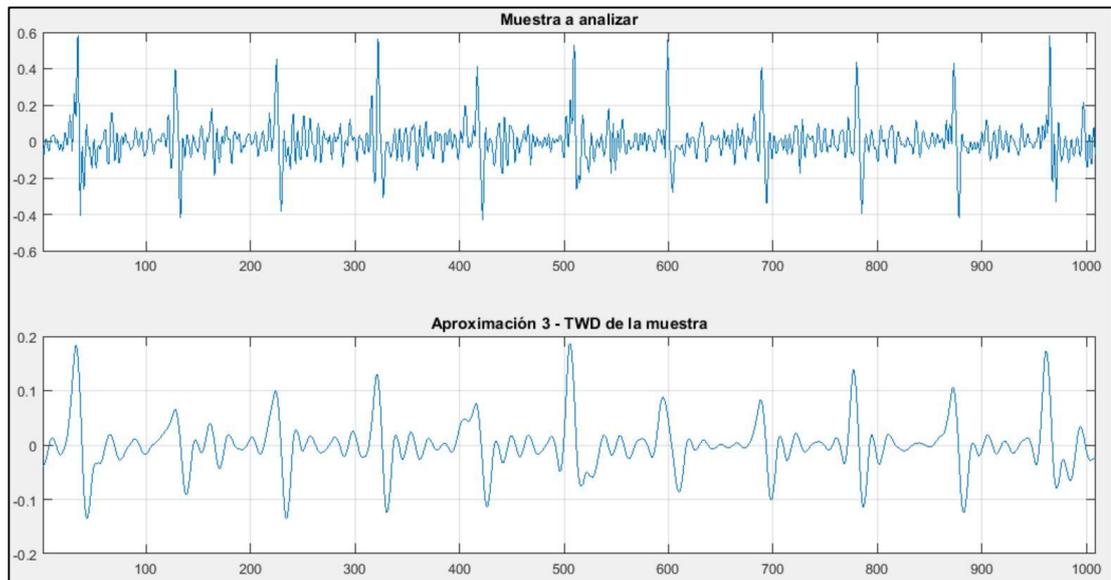


Figura 44. Representación gráfica de muestra normal y su aproximación a partir de TWD.

Fuente: Autor.

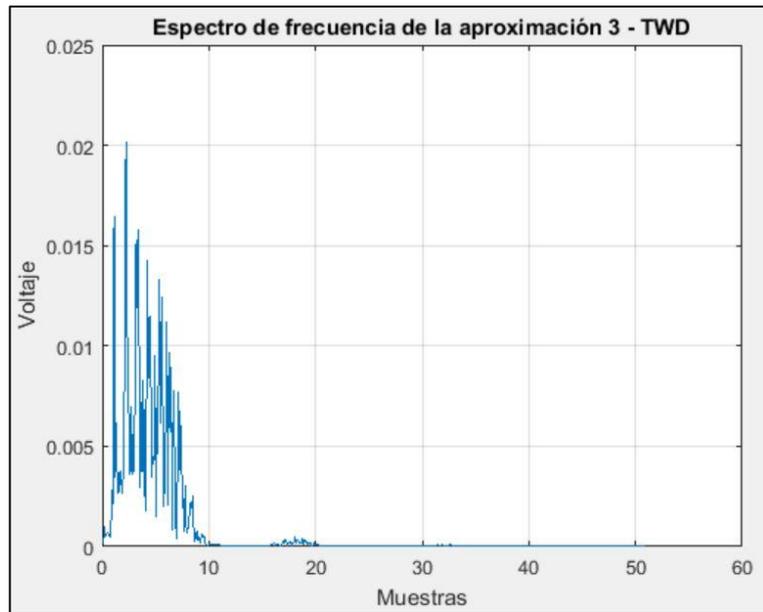


Figura 45. Espectro de frecuencia de la aproximación de la muestra. Fuente: Autor.

4.1.4 DETECCIÓN DEL PRIMER RUIDO

Con la primera aproximación de Wavelet, se realiza una búsqueda de los picos mayores al 50% de la altura del voltaje máximo de ese grupo de datos; una vez reconocidos, se evalúa la distancia entre cada uno de ellos para identificar cuáles son consecutivos, si no existen contiguos, se establecen los picos encontrados como R1 (Véase Figura 46); en el caso de encontrar picos altos seguidos, como se observa en la Figura 47, se promedia la muestras en donde se localizan, para ubicar entre ellas un nuevo pico de voltaje máximo relativo a ese conjunto de datos, tal como se observa en la Figura 48.

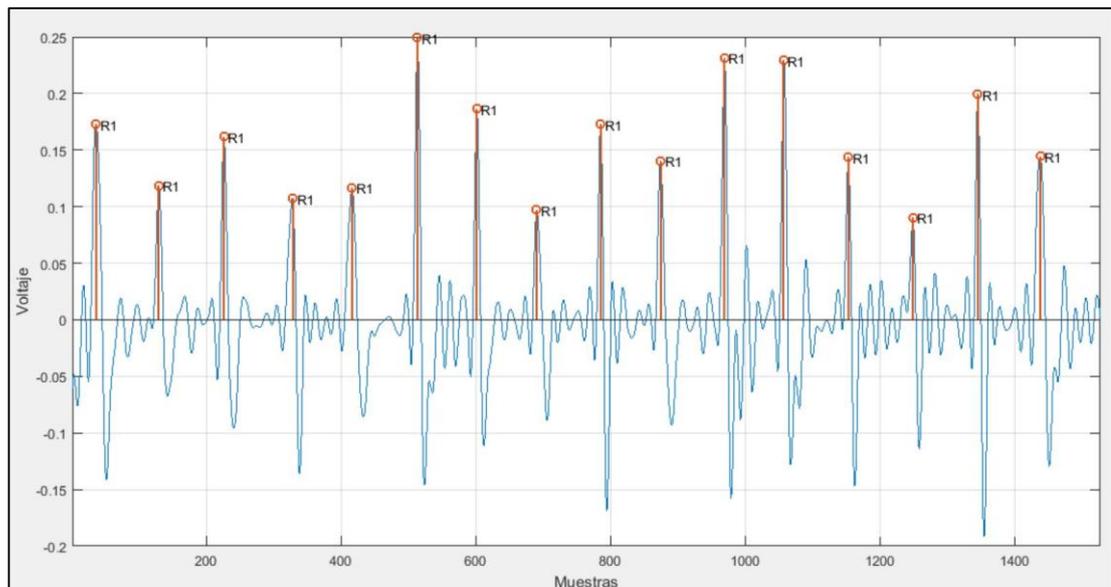


Figura 46. Identificación del primer ruido sin picos consecutivos. Fuente: Autor.

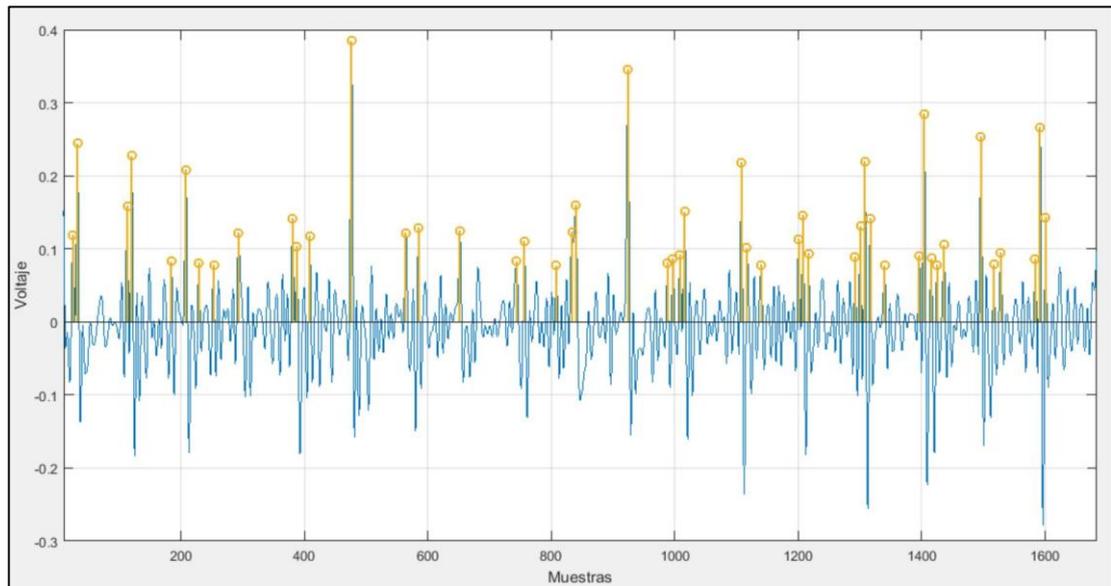


Figura 47. Presencia de picos máximos consecutivos en la identificación del primer ruido.

Fuente: Autor.

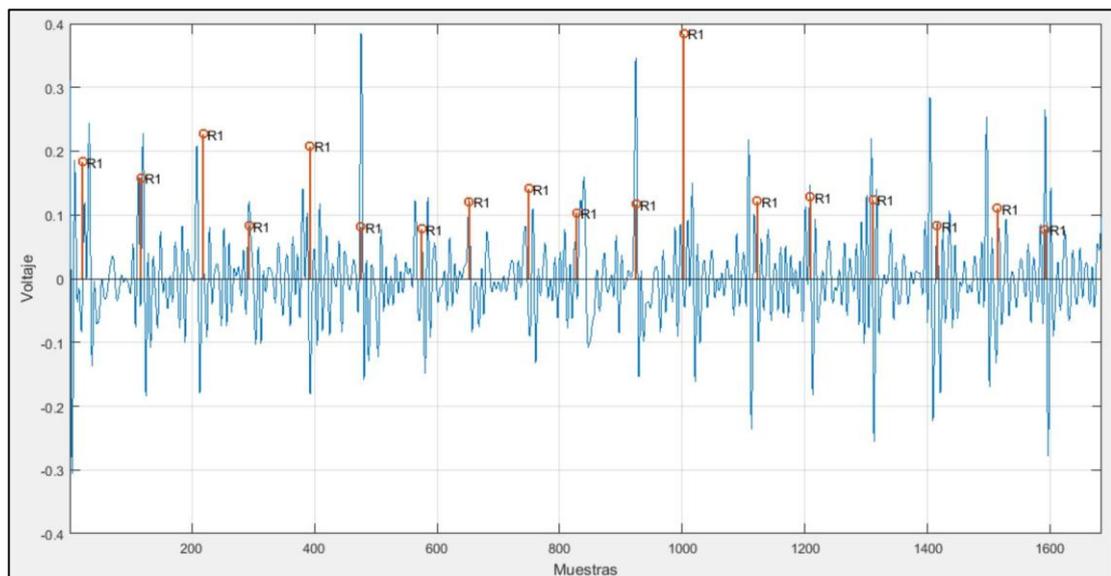


Figura 48. Identificación del primer ruido con picos consecutivos. Fuente: Autor.

4.1.5 LOCALIZACIÓN DEL SEGUNDO RUIDO

Una vez identificada la situación del primer ruido cardíaco, se calcula el espacio muestral entre cada uno, y se determina que R2 estará localizado en la muestra correspondiente a un tercio del espacio entre cada R1, es decir cada ciclo [46] (Véase Figura 49). El algoritmo que realiza este cálculo retorna un vector con los valores de voltaje de cada R2 en la señal, y otro vector con el número de muestra en donde se localiza cada uno.

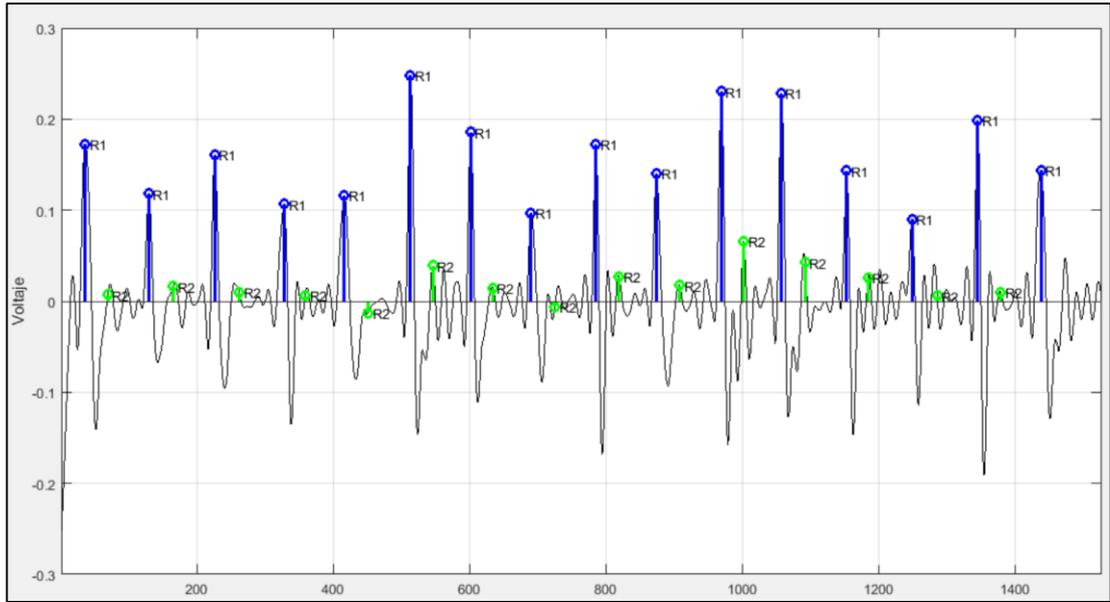


Figura 49. Localización del segundo ruido. Fuente: Autor.

4.1.6 VALORACIÓN RMS DEL CICLO CARDÍACO

Adquiridos los vectores que contienen los números de las muestras en donde se ubican R1 y R2 respectivamente (Figura 50a); se generan dos variables tipo celda, la primera, con los arreglos de la ubicación de cada sístole y la segunda con los vectores de la localización de cada diástole. El tamaño de cada celda corresponde al número de ciclos que contiene la muestra a analizar.

Con los espacios muestrales de las sístole y diástole definidos (Figura 50b), se extraen los valores presentes en ese espacio del primer detalle resultante de la transformada Wavelet directa (Véase Figura 51).

Por cada ciclo se segmenta en tres partes la sístole y la diástole (Figura 52), posteriormente se calcula el rms de cada fragmento de cada ciclo, y se promedian para tener valores referentes de toda la muestra; por lo que a la final se obtiene un vector de tres elementos de valores rms de la sístole y de igual manera de la diástole.

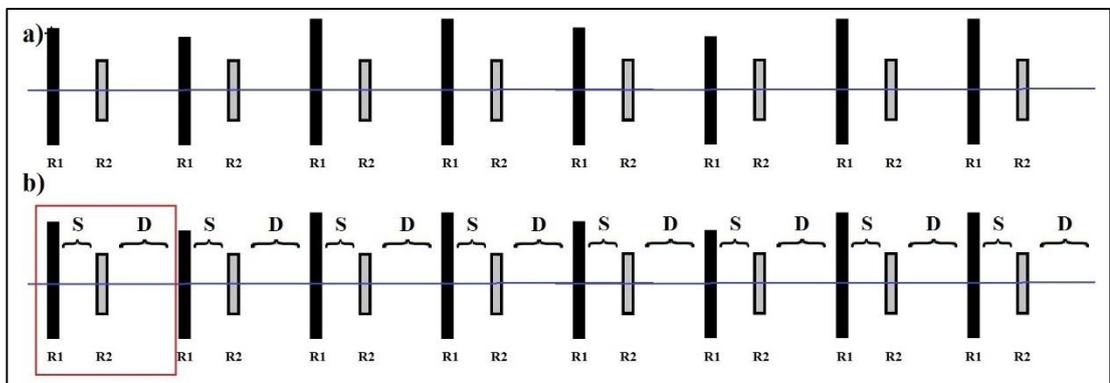


Figura 50 . a) Localización de R1 y R2. b) Identificación de sístole y diástole. Fuente: Autor.

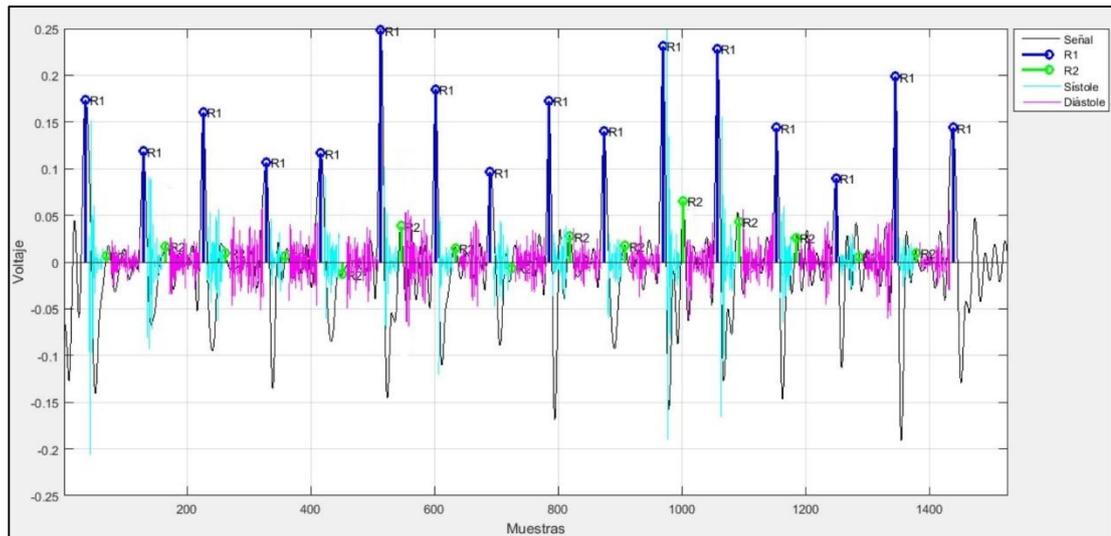


Figura 51. Sístole y diástole con información del primer detalle. Fuente: Autor.

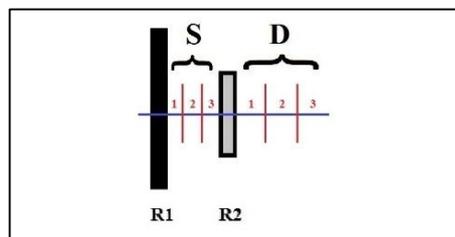


Figura 52. Segmentación de sístole y diástole en tres regiones. Fuente: Autor.

4.1.7 PRUEBA T DE STUDENT

La prueba t de Student es un análisis estadístico que entre sus varias aplicaciones está determinar la relación entre variables a través de la suposición de hipótesis de nulidad, utiliza una distribución t de Student la cual es simétrica y se extiende hacia el infinito negativo y positivo en forma de campana tal como una distribución normal, pero a diferencia de esta se aplica en un espacio muestral pequeño donde se desconoce la varianza [47] [48].

Las diferentes lesiones valvulares se caracterizan por la presencia de soplos sistólicos y diastólicos que las definen, en una persona sana los espacios entre tonos son silenciosos, en cambio en un sujeto con cuadro clínico de valvulopatías, los espacios supuestamente vacíos entre R1 y R2 son alterados por presencias acústicas de diferentes cualidades. Es por esta razón que se establece como método de diagnóstico presuntivo la determinación de relación entre la sístole y diástole que en parámetros normales si debería de existir.

La aplicación específica de la prueba t de Student en este proyecto es el utilizarla para determinar si dos vectores están relacionados, este análisis estadístico plantea que ambas variables pertenecen a la misma distribución. Para determinar la relación entre el vector de sístole y diástole se hace uso del comando de Matlab `ttest2`, en donde se plantea la hipótesis

que las dos muestras de datos son de poblaciones con medias iguales y a su vez se asigna un nivel de significancia o aceptación de esta aseveración; si la función retorna “0” significa que no rechaza la hipótesis por lo tanto están relacionadas y el sujeto no posee soplos caso contrario el comando retornará “1” lo cual indicaría la presencia de estos signos.

4.1.8 PREDICCIÓN DE PRESUNTA LESIÓN VALVULAR

Cumplido el objetivo de la detección de soplos, para corroborar los resultados con los diagnósticos de los diversos pacientes, se estableció un algoritmo de identificación de su categoría y consecuentemente de la lesión valvular a la que podrían referir. El análisis consiste en evaluar los vectores correspondientes al valor rms de la sístole y diástole de cada muestra en donde se detecta un soplo; la cifra mayor corresponderá a la etapa del ciclo cardíaco en donde se ubica el signo de manera más intensa y la magnitud de los valores de cada arreglo indicará si estos son tipo creciente, decreciente o romboidal, adquiriendo de este modo cualidades de la señal para comparar con las características de cada valvulopatía.

4.2 IDENTIFICACIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIAS

Al igual que en el apartado anterior, aquí se detallan los procesos ejecutados para el reconocimiento de la patología en cuestión; en la Figura 53, puede observarse el diagrama de bloques de los procedimientos realizados para la identificación de presencia de arritmias.

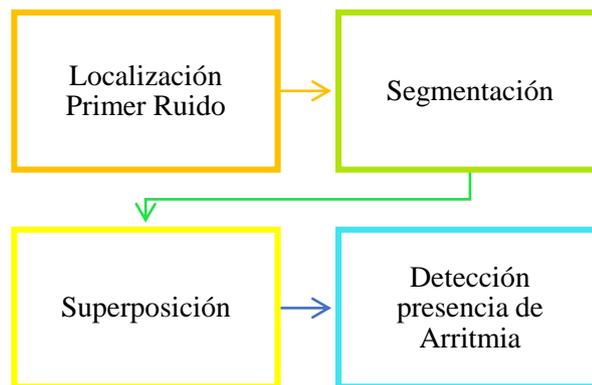


Figura 53. Diagrama de bloques de algoritmo para detección de presencia de arritmia.

Fuente: Autor.

4.2.1 LOCALIZACIÓN DEL PRIMER RUIDO

Corresponde al procedimiento realizado en el algoritmo de la detección de soplos en donde se ubican los picos correspondientes al primer ruido cardíaco.

4.2.2 SEGMENTACIÓN

Según la cantidad de ciclos contenidos en el tamaño de la muestra preestablecida, se segmentan en dos partes iguales, para posteriormente la segunda mitad superponer sobre la primera (Véase Figura 54).

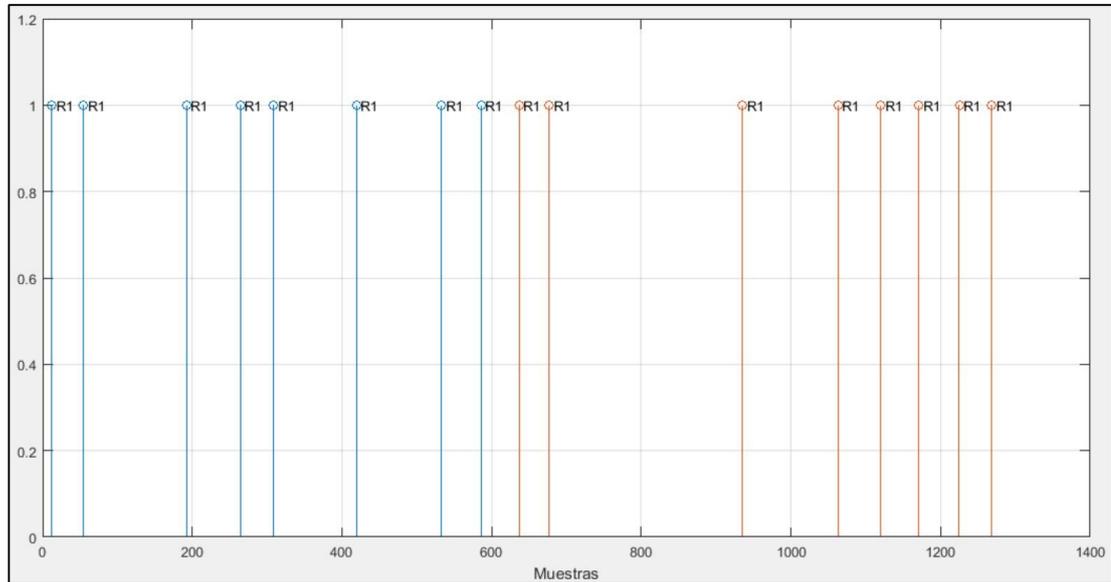


Figura 54. Segmentación de primeros ruidos en dos partes. Fuente: Autor.

4.2.3 SUPERPOSICIÓN

Al igual que la técnica médica, se realiza un análisis de la regularidad del ritmo mediante la superposición de indicadores del ciclo cardíaco [49], como en este caso lo es el primer ruido R1 (Véase Figura 55).

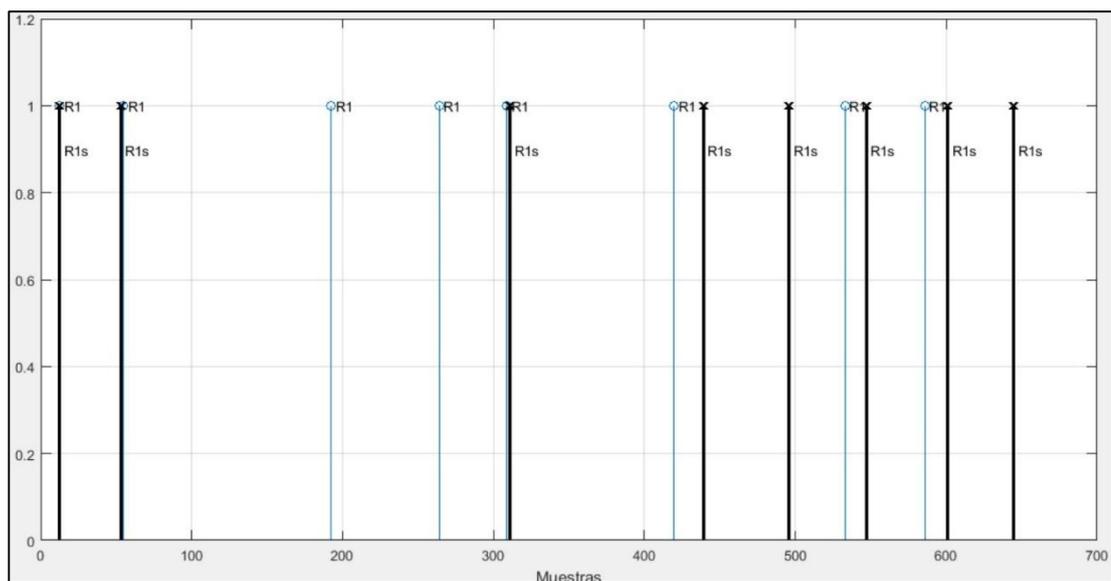


Figura 55. Superposición de primeros ruidos de la segunda mitad sobre la primera. Fuente: Autor.

4.2.4 DETECCIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIA

Si la distancia entre R1 de la primera mitad y R1 de la parte superpuesta es mayor a un mínimo establecido (error existente debido a la reubicación de picos por altos voltajes consecutivos que se presentan en el proceso de identificación del primer tono), se considera que el sujeto presenta una arritmia.

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo, se exhiben los resultados desde tres tipos de perspectivas, la primera constituye la detección de soplos sin especificar en donde se encuentra la lesión mitral, ni si corresponde a insuficiencia o estenosis; la segunda, analiza la presencia de soplos en cada foco de cada paciente, sin predecir el tipo de valvulopatía; y finalmente, los soplos correctamente detectados en el proceso anterior, son evaluados para determinar si se refieren a estenosis o insuficiencia. En la Tabla 4, se puede observar la lista de pacientes auscultados, de los cuales no se especifica el nombre por respeto a la privacidad, y el diagnóstico médico de cada uno, que posteriormente es utilizado para evaluar la eficiencia del sistema.

Tabla 4. Nómina de pacientes con diagnóstico médico comprobado. Fuente: Autor.

Paciente	Edad	Diagnóstico	Género	
			F	M
1	30	Normal		X
2	84	Insuficiencia Mitral Leve Insuficiencia Aórtica Leve	x	
3	29	Insuficiencia Mitral Severa	x	
4	76	Normal	x	
5	71	Estenosis Aórtica Leve		X
6	21	Estenosis Pulmonar Leve	x	
7	22	Normal	x	
8	72	Insuficiencia Tricúspide Severa	x	
9	62	Insuficiencia Aórtica Severa Insuficiencia Mitral Leve		X
10	78	Estenosis Pulmonar Leve	x	
11	66	Estenosis Aórtica Severa	x	

5.1 IDENTIFICACIÓN DE EXISTENCIA DE SOPLOS

Aplicando el proceso de análisis de relación entre los vectores de diástole y sístole de cada muestra, se verifica la presencia de soplos según la aceptación o el rechazo de la hipótesis planteada con la prueba t.

Como primer resultado general, se plantea que, el hecho de que exista un supuesto soplo en una o varias de las zonas de auscultación es requisito suficiente como para predecir que el

paciente presenta un soplo cardíaco sin especificar zona o categoría, sin embargo, no se establece el presunto diagnóstico de una valvulopatía.

Tabla 5. Resultado de la identificación de soplos por paciente. Fuente: Autor.

Paciente	Edad	Foco pulmonar	Foco tricúspide	Foco mitral	Foco aórtico	Existencia de soplo
1	30	No	No	No	No	No
2	84	No	No	Si	Si	Si
3	29	No	No	Si	No	Si
4	76	No	No	No	No	No
5	71	No	No	No	Si	Si
6	21	No	Si	No	Si	Si
7	22	No	No	No	No	No
8	72	No	Si	No	No	Si
9	62	No	No	No	Si	Si
10	78	Si	No	No	No	Si
11	66	Si	No	No	Si	Si

Adquiridos los resultados, se puede comprobar que se detectó la presencia de un soplo cardíaco a nivel general con una exactitud del 100% valorado sobre una muestra de 8 pacientes con valvulopatías y 3 sujetos sanos (Véase Tabla 5).

5.2 ANÁLISIS DE SOPLOS POR FOCOS DE AUSCULTACIÓN

Para un diagnóstico presuntivo más detallado, se realiza un estudio y comparación de las muestras de cada zona auscultada con respecto a la región de cada lesión valvular determinada en los pacientes a través de una ecocardiografía.

Se ha elaborado una tabla comparativa de cada paciente (Tabla 6) para identificar las detecciones coincidentes por cada foco y así evaluar los resultados verdaderos, los falsos positivos y los falsos negativos. En este segundo análisis se especifica la zona del soplo y consecuentemente la región anatómica de la lesión valvular, pero no su tipo.

Tabla 6. Tabla comparativa entre el diagnóstico médico y el diagnóstico experimental de cada paciente. Fuente: Autor.

PACIENTE 1		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	SUJETO NO CARDIÓPATA	SUJETO NO CARDIÓPATA
PACIENTE 2		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
Foco de auscultación	INSUFICIENCIA MITRAL LEVE E INSUFICIENCIA AÓRTICA LEVE	LESIÓN MITRAL Y LESIÓN AÓRTICA
Pulmonar		
Tricuspídeo		
Mitral	x	x
Aórtico	x	x
PACIENTE 3		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
Foco de auscultación	INSUFICIENCIA MITRAL SEVERA	LESIÓN MITRAL
Pulmonar		
Tricuspídeo		
Mitral	x	x
Aórtico		
PACIENTE 4		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	SUJETO NO CARDIÓPATA	SUJETO NO CARDIÓPATA
PACIENTE 5		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
Foco de auscultación	ESTENOSIS AÓRTICA LEVE	LESIÓN AÓRTICA
Pulmonar		
Tricuspídeo		
Mitral		
Aórtico	x	x
PACIENTE 6		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
Foco de auscultación	ESTENOSIS PULMONAR LEVE	LESIÓN AÓRTICA Y TRICUSPÍDEA
Pulmonar	x	
Tricuspídeo		x

Mitral		
Aórtico		x
PACIENTE 7		
	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	SUJETO NO CARDIÓPATA	SUJETO NO CARDIÓPATA
PACIENTE 8		
Foco de auscultación	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	INSUFICIENCIA TRICÚSPIDE SEVERA	LESIÓN TRICUSPÍDEA
Pulmonar		
Tricuspídeo	x	x
Mitral		
Aórtico		
PACIENTE 9:		
Foco de auscultación	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	INSUFICIENCIA AÓRTICA SEVERA E INSUFICIENCIA MITRAL LEVE	LESIÓN AÓRTICA
Pulmonar		
Tricuspídeo		
Mitral	x	
Aórtico	x	x
PACIENTE 10		
Foco de auscultación	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	ESTENOSIS PULMONAR LEVE	LESIÓN PULMONAR
Pulmonar	x	x
Tricuspídeo		
Mitral		
Aórtico		
PACIENTE 11		
Foco de auscultación	Diagnóstico médico	Diagnóstico experimental
	ESTENOSIS AÓRTICA SEVERA	LESIÓN AÓRTICA Y PULMONAR
Pulmonar		x
Tricuspídeo		
Mitral		
Aórtico	x	x

- Los pacientes 1, 4 y 7 no han sido diagnosticados con ningún tipo de lesión ni soplo a nivel médico y tampoco se han detectado estos signos a través del sistema propuesto.
- El paciente 2 presenta un diagnóstico de dos valvulopatías: insuficiencia aórtica e insuficiencia mitral que coincide anatómicamente con la lesión predicha por el diagnóstico presuntivo experimental.
- Los pacientes 3 y 5 manifiestan el padecimiento de insuficiencia mitral y estenosis aórtica respectivamente, estos datos coinciden con la identificación de una supuesta lesión en los mismos focos por parte del sistema.
- En el paciente 6, se generan los primeros casos de falsos positivos, dicho de las enfermedades detectadas por un examen cuando el sujeto no las padece en la realidad, y de falsos negativos, que refiere a las patologías no identificadas que el paciente sí posee; como se puede observar en la Tabla 6, en el resultado médico de esta persona, existe un cuadro de estenosis pulmonar comprobado, pero al momento de analizar el audio auscultado de los diferentes focos, el algoritmo predice que no existe lesión pulmonar, por lo tanto, es un falso negativo; de igual manera se identifica la presencia de lesiones tricuspídea y aórtica, las cuales corresponden a falsos positivos.
- En el paciente número 8, el diagnóstico médico y el experimental coinciden valorando una lesión mitral.
- En el caso del paciente 9, se presenta una identificación exitosa ya que el sujeto padece insuficiencia aórtica, y el resultado del análisis a través del algoritmo establecido corresponde de igual manera a una lesión aórtica; sin embargo, una segunda valvulopatía diagnosticada verídicamente respectiva a la insuficiencia mitral, no logra ser reconocida de forma experimental constituyendo un falso negativo.
- En el paciente número 10, los diagnósticos son coincidentes identificando una lesión pulmonar.
- El paciente 11 presenta un diagnóstico médico de estenosis aórtica que coincide con la lesión predicha de manera experimental, sin embargo, el método propuesto en este proyecto también identificó una valvulopatía pulmonar que constituye un falso positivo en la examinación del sujeto.

En la Tabla 7, se expresan las cifras correspondientes a la valoración de los resultados adquiridos con el método propuesto. El total de muestras analizadas y comparadas corresponde a 4 por paciente, es decir 44 evaluaciones en total.

Tabla 7. Valores resultantes de la identificación de soplos cardíacos con el método propuesto. Fuente: Autor.

Valores positivos verdaderos	Valores negativos verdaderos	Falsos positivos	Falsos negativos
8	31	3	2

5.2.1 Sensibilidad y especificidad

La sensibilidad de un examen corresponde a la probabilidad de calificar a un sujeto como enfermo de manera correcta; este valor se calcula a través de la ecuación (6). De manera contraria, la probabilidad de diagnosticar correctamente con cualidad de sano a un individuo, se conoce como especificidad y se determina mediante la expresión (7) [51].

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Valores positivos verdaderos}}{\text{Valores positivos verdaderos} + \text{Falsos negativos}} \quad (6)$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{8}{8 + 2}$$

$$\text{Sensibilidad} = 0,8 = 80\%$$

La sensibilidad del proyecto propuesto para la identificación de soplos por foco de auscultación corresponde a un 80%.

$$\text{Especificidad} = \frac{\text{Valores negativos verdaderos}}{\text{Valores negativos verdaderos} + \text{Falsos positivos}} \quad (7)$$

$$\text{Especificidad} = \frac{31}{31 + 3}$$

$$\text{Especificidad} = 0,91 = 91\%$$

La especificidad del proyecto propuesto para la identificación de soplos por foco de auscultación corresponde a un 91%.

5.2.2 Valores predictivos

El valor predictivo positivo corresponde a la cantidad de pacientes de los diagnosticados como positivos que realmente padecen la patología y se calcula aplicando la expresión (8). El valor predictivo negativo se obtiene mediante (9), e indica la proporción de individuos del conjunto de pacientes sanos que fueron calificados de esta manera de forma correcta [51].

$$\text{Valor predictivo positivo} = \frac{\text{Valores positivos verdaderos}}{\text{Valores positivos verdaderos} + \text{Falsos positivos}} \quad (8)$$

$$\text{Valor predictivo positivo} = \frac{8}{8 + 3}$$

$$\text{Valor predictivo positivo} = 0,73 = 73\%$$

De todas las muestras valoradas como positivas, el 73% corresponde a un resultado correcto.

$$\text{Valor predictivo negativo} = \frac{\text{Valores negativos verdaderos}}{\text{Valores negativos verdaderos} + \text{Falsos negativos}} \quad (9)$$

$$\text{Valor predictivo negativo} = \frac{31}{31 + 2}$$

$$\text{Valor predictivo negativo} = 0,94 = 94\%$$

De todas las muestras valoradas como negativas, el 94% corresponde a un resultado correcto.

5.3 PREDICCIÓN DE PRESUNTA LESIÓN VALVULAR

En las identificaciones acertadas de soplos por zona de auscultación, se evalúa las cualidades de este signo con respecto a las características teóricas de las valvulopatías (Véase Tabla 8) para poder así diferenciar el tipo de lesión valvular.

Tabla 8. Soplos característicos de las lesiones valvulares. Basado en [2] [4] [50].

LESIÓN VALVULAR	SOPLOS CARACTERÍSTICOS	
INSUFICIENCIA MITRAL	Soplo holosistólico constante	
ESTENOSIS MITRAL	Soplo sistólico	Soplo diastólico
INSUFICIENCIA AÓRTICA	Soplos mesosistólico	Soplo diastólico
ESTENOSIS AÓRTICA	Soplo mesosistólico romboidal	
INSUFICIENCIA TRICUSPÍDEA	Soplo holosistólico constante	
ESTENOSIS TRICUSPÍDEA	Soplos sistólico romboidal	Soplo mesodiastólico
INSUFICIENCIA PULMONAR	Soplo mesosistólico	Soplo diastólico
ESTENOSIS PULMONAR	Soplo holosistólico romboidal	

En la Tabla 9, se pueden observar los resultados correspondientes a la predicción del tipo de lesión valvular como consecuencia de la adquisición de las cualidades de ubicación y forma de intensidad del soplo; la característica que diferencia entre dos posibilidades de insuficiencia o estenosis en cada región por lo general es la presencia de un soplo diastólico.

Tabla 9. Resultado de la predicción de lesiones valvulares. Fuente: Autor.

Paciente	Diagnóstico médico	Cualidad por diagnóstico	Cualidad experimental	Diagnóstico presuntivo experimental
2	Insuficiencia Mitral	Soplo sistólico constante	Soplo sistólico	Insuficiencia Mitral
	Insuficiencia Aórtica	Soplo sistólico y soplo diastólico	Soplo diastólico constante	Insuficiencia Aórtica
3	Insuficiencia Mitral	Soplo sistólico constante	Soplo sistólico creciente	Insuficiencia Mitral
5	Estenosis Aórtica	Soplo sistólico romboidal	Soplo sistólico romboidal	Estenosis Aórtica
8	Insuficiencia Tricuspídea	Soplo sistólico constante	Soplo sistólico decreciente	Insuficiencia Tricuspídea
9	Insuficiencia Aórtica	Soplo sistólico y soplo diastólico	Soplo diastólico romboidal	Insuficiencia Aórtica
10	Estenosis Pulmonar	Soplo sistólico romboidal	Soplo sistólico decreciente	Estenosis Pulmonar
11	Estenosis Aórtica	Soplo sistólico romboidal	Soplo sistólico romboidal	Estenosis Aórtica

Realizando este análisis en los soplos correspondientes a los valores positivos verdaderos, la capacidad de predicción acertó al 100%. Debido a que esta evaluación es dependiente al proceso previo de localización del soplo en los diversos focos, sus valores de sensibilidad y especificidad serían los mismos.

5.4 IDENTIFICACIÓN DE PRESENCIA DE ARRITMIAS

Para el análisis de esta patología, no se contaron con muestras reales, ya que fue necesario priorizar una de las dos temáticas propuestas a diagnosticar de manera presuntiva, debido al protocolo que involucra el trabajar con instituciones públicas ajenas a la Universidad.

No obstante, con las muestras de personas sanas registradas en los análisis anteriores y alterando las mismas, se procedió a efectuar el algoritmo detallado en el capítulo que refiere a la metodología del proyecto, y se obtuvieron resultados coincidentes con los valores esperados. En todos los conjuntos de datos de los 3 sujetos sanos evaluados, se obtuvo una presencia nula de arritmia, en las que fueron intencionalmente modificadas, la presencia fue positiva.

Vale recalcar que este análisis sólo evalúa la presencia de arritmias mediante una comparación de la regularidad del ritmo entre indicadores del inicio de cada ciclo durante el periodo que dure la muestra, sin analizar el tipo de arritmia, ubicación, etc. No se pretende con este método sustituir a exámenes complementarios para detección de arritmias como por ejemplo el electrocardiograma [52].

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En la formulación del proyecto se establecieron objetivos que indicaban la forma, perspectiva y secuencia con la que se iba a llevar este trabajo, por lo que consecuentemente, todos los procesos teóricos y experimentales efectuados para cumplirlos, generaron diversas situaciones y resultados que permitieron formular las siguientes conclusiones y también ciertas recomendaciones para una optimización del sistema y su futura aplicación.

- Al realizar un estudio del estado del arte de las diferentes propuestas del tratamiento del audio cardíaco en el campo científico, se comprobó que las diversas metodologías aplicadas, tal como la transformada de Gabor, la transformada Wavelet, el análisis de envolventes, etc., fueron empleadas al identificar un mismo problema común, el cual corresponde a la disminución de la práctica de la auscultación, la reducción de su importancia en la actualidad y por ende la pérdida de la capacidad auscultatoria de los nuevos médicos; por lo tanto, a más de ofrecer una nueva técnica de detección de soplos y arritmia, se pretende reposicionar a la auscultación como una de las principales maniobras de exploración al igual que lo era años atrás antes de que la revolución tecnológica tenga consecuencias negativas en las habilidades clínicas de los médicos.
- El estudio de la teoría médica relacionada a los principios anatómicos y fisiológicos del corazón, específicamente al funcionamiento de las válvulas y el flujo de la sangre durante cada ciclo cardíaco, resultó necesario para poder relacionar y comprender las magnitudes físicas involucradas en la adquisición y el análisis de la señal de audio con respecto a la naturaleza de los soplos cardíacos y la arritmia.
- Como derivación de varios procesos experimentales, se optó por el uso de un amplificador de instrumentación, que genera un rendimiento eficaz al captar la señal de audio, y a la vez su implementación resulta económica constituyendo una ventaja para aplicaciones futuras del proyecto.
- Se recomienda auscultar en un lugar silencioso para evitar cualquier tipo de contaminación de ruido, mientras más limpia sea la señal de audio, más fácil resulta la identificación del primer ruido que consiste en la parte crucial del algoritmo para su correcto funcionamiento.

- Pese a que existe un protocolo para llevar a cabo la maniobra de auscultación, se presentó cierta dificultad en aplicarlo en pacientes con un estado de salud delicado y edad avanzada, debido a que se necesita un control de respiración por parte del sujeto y diferentes requerimientos que demandan esfuerzo físico, por lo tanto, se recomienda estar pendiente de la generación de interposición acústica resultante de factores anatomopatológicos del paciente.
- Se recomienda efectuar más pruebas con un espacio muestral mucho más extendido para valoración del sistema.
- Una de las características resultantes de este trabajo, es el ofrecer una forma simple de presentar las valoraciones finales del sistema, de tal forma que no se necesite ser experto en el análisis de señales o en área de la medicina para interpretar y hacer uso de la información.
- Los resultados de sensibilidad y especificidad fueron aceptables, y desde una perspectiva no estadística, esto contribuye en la salud de las personas, ya que un porcentaje bajo de estos valores induciría consecuencias negativas; por ejemplo, en el caso de baja sensibilidad, al no identificar la presencia de la valvulopatía, se daría paso a la progresión de la enfermedad y sus consecuencias fatales; en el caso de baja especificidad, se identifica a un sujeto sano como cardíopata y al medicar de forma innecesaria a los pacientes, se generan enfermedades iatrógenas, afecciones psicológicas, desperdicio de recursos farmacológicos y secuelas en el estado económico del sujeto que debe invertir en diversos tratamientos.
- Para analizar la viabilidad y el nivel de contribución de este proyecto en el medio científico y en la sociedad, se frecuentó y socializó con profesionales de la medicina, en donde se llegó a la conclusión de que la propuesta tendría un efecto positivo, sobre todo si es aplicado a la optimización del proceso de consulta externa de las entidades de salud pública.
- Entre una de las evaluaciones futuras, se recomienda examinar la eficacia del algoritmo con señales adquiridas a través de otro tipo de dispositivos de análisis de bioseñales.
- Para la implementación del proyecto en la posteridad, se propone perfeccionar la etapa de adquisición, optimizar el transporte del dispositivo resultante mediante el uso de baterías como fuente de alimentación, la reproducción del algoritmo en un software libre, y la evaluación de la eficacia de la adquisición y la comunicación haciendo uso de otro tipo de microcontroladores.

- Aunque el circuito amplificador utilizado presenta un valor apropiado de PSRR (Factor de Rechazo a Fuente de Alimentación), a lo largo de la etapa de adquisición, la red eléctrica añadió ruido en la señal adquirida, que si bien puede ser solucionado mediante el uso de baterías, también se puede presentar por el manejo del ordenador, por lo tanto se recomienda optar por la implementación del diseño propuesto utilizando componentes de un alto valor de SNR (Relación Señal/Ruido) y generar el circuito respetando las reglas de diseño electrónico.
- Una de las expectativas que se tiene con este proyecto, es que después de aplicados procesos de perfeccionamiento, se genere un convenio marco de cooperación interinstitucional con organizaciones relacionadas a la salud para disponer del sistema en diversos centros de atención, iniciando en zonas rurales que darán prioridad en asignar a especialistas a las personas que presenten un diagnóstico presuntivo de soplos y arritmias; de igual manera se contribuye al evitar que la gente que habita en las periferias, se movilice grandes distancias para su examinación, ahorrando recursos económicos y de tiempo.
- Existe también la posibilidad de utilizar este sistema como herramienta para estudiantes, médicos de zonas rurales, etc., que aún no han desarrollado la pericia auditiva para la diferenciación de los fenómenos acústicos del corazón.
- Como indica el título de este proyecto, los resultados consisten en un diagnóstico presuntivo, lo que indica que, pese a su buen funcionamiento, la valoración no es oficial y no se debe utilizar este método como una exploración final, sino que se recomienda ser usado conjuntamente con el resto de pruebas complementarias que el médico pueda sugerir.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] L. Duque Ramírez y H. Rubio Vanegas, *Semiología médica integral*. Medellín: Editorial Universidad de Antioquia, 2006.
- [2] J. Surós Forns y A. Surós Batllo, *Semiología médica y técnica exploratoria*. Barcelona: Masson, 2001.
- [3] L. Bickley y P. Szilagyí, *Bates, guía de exploración física e historia clínica*. L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona: Wolters Kluwer, 2013.
- [4] H. Argente and M. Alvarez, *Semiología médica*. Buenos Aires: Médica Panamericana, 2005.
- [5] I. Dox, B. Melloni y G. Eisner, *Diccionario médico ilustrado de Melloni*, 1era ed. Barcelona: Reverté, 1982.
- [6] G. Baré y J. Califano, *Semiotecnia*. México: McGraw-Hill interamericana, 1996.
- [7] R. Llanio, *Propedéutica clínica y semiología médica*. La Habana: Editorial Ciencias Médicas, 2005.
- [8] "Diccionario médico. Clínica Universidad de Navarra", *Cun.es*, 2013. [Online]. Disponible en: http://www.cun.es/es_EC/diccionario-medico. [Acceso: 06- Oct- 2016].
- [9] A. Berman, B. Kozier y G. Erb, *Kozier & Erb's Fundamentals of Nursing Australian Edition*. 3era ed. Melbourne: Pearson Higher Education AU, 2014, pp. 637.
- [10] "Estetoscopio de Pinard", *Es.wikipedia.org*, 2016. [Online]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Estetoscopio_de_Pinard. [Acceso: 06- Oct- 2016].
- [11] N. Malhotra, P. Kumar, P. Shah, S. Panchal, P. Acharya y J. Malhotra, *Ultrasound in obstetrics and gynecology*. Jaypee Brothers Ltd, 2014, pp. 421.
- [12] Y. Santafé Ramón, W. Gamboa and Y. Gamboa Contreras, "Prototipo de fonendoscopio digital", *Matices tecnológicos*, vol. 2, 2010.
- [13] J. Aguilar Peris y F. Senent, *Cuestiones de física*. Barcelona: Reverté, 1980, pp. 188.
- [14] J. Fonseca del Pozo, *Anatomofisiología y patología básicas*, 1era ed. Madrid: Arán, 2009.
- [15] A. López Farré y C. Macaya Miguel, *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y de la Fundación BBVA*, 1era ed. Bilbao: Fundación BBVA, 2009.
- [16] E. Olave, J. Torrez, N. Riquelme, L. Ibacache y O. Binvignat, "Peso del Corazón y Pulmones en Relación al Sexo, Grupo Étnico, Edad e Índice de Masa Corporal en

- Individuos Chilenos", *International Journal of Morphology*, vol. 32, no. 3, pp. 866-870, 2014.
- [17] "Human Heart: Anatomy, Function & Facts", *Live Science*, 2016. [Online]. Disponible en: <http://www.livescience.com/34655-human-heart.html>. [Acceso: 04-Dic- 2016].
- [18] C. Campos y J. Salas, *Enfermedad coronaria en la mujer ¿Dónde están las diferencias?: Anatomía/Fisiología Cardiovascular en la Mujer*, 1era ed. Córdoba, 2005, pp. 15.
- [19] A. Linzbach, "Heart Failure From The Point Of View Of Quantitative Anatomy", *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 33, no. 2, pp. 291-294, 1999.
- [20] E. Hillegass y H. Sadowsky, *Essentials of cardiopulmonary physical therapy*, 3era ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2010.
- [21] "Amazing Heart Facts", *Arkansas Heart Hospital Arheart.com*, 2016. [Online]. Disponible en: <http://www.arheart.com/cardiovascular-health/amazing-heart-facts/>. [Acceso: 04- Dic- 2016].
- [22] A. Cano, "Fonocardiografía (FCG)", *Grupo de Investigación Biomédica DALCAME*. [Online]. Disponible en: <http://www.dalcame.com/fono.html#.WEueFLLhDX4>. [Acceso: 04- Dic- 2016].
- [23] D. Anjos, R. Rodrigues, K. Padilha, R. Pedrosa y M. Gallani, "Reliability and construct validity of the Instrument to Measure the Impact of Valve Heart Disease on the Patient's Daily Life", *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, vol. 24, 2016.
- [24] "Ecuador - Tabla de Mortalidad de Enfermedades no Transmisibles", *Organización Mundial de la Salud*, 2014. [Online]. Disponible en: <http://www.who.int/countries/ecu/es/>. [Acceso: 16- Oct- 2016].
- [25] "Principales Causas de Mortalidad", *Instituto Nacional de Estadística y Censos*, 2014. [Online]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/vdatos/>. [Acceso: 16- Oct- 2016].
- [26] J. Echeverry, A. López Vásquez and J. López Redón, "Reconocimiento de Valvulopatías Cardíacas en Señales de Fonocardiografía Empleando la Transformada Gabor", *Scientia et Technica*, vol. 2, no. 34, 2007.
- [27] W. Myint and B. Dillard, "An electronic stethoscope with diagnosis capability", *Proceedings of the 33rd Southeastern Symposium on System Theory*, 2001.
- [28] "Heart Murmurs - Texas Heart Institute Heart Information Center", *Texasheart.org*, 2016. [Online]. Disponible en: <http://www.texasheart.org/> [Acceso: 18- Oct- 2016].

- [29] "Tasa de Personal Médico", *Instituto Nacional de Estadística y Censos*, 2010. [Online]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/>. [Acceso: 16- Oct- 2016].
- [30] J. Olarte Pedraza, "Diseño y construcción de un prototipo de fonocardiografo", proyecto de fin de grado, *Universidad de San Buenaventura*, Bogotá, 2007.
- [31] A. Quiceno, et al. "Caracterización de Espectrogramas usando análisis de componentes principales y medidas de energía para detección de soplos cardiacos." *IVLatin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutionsfor Latin America Health*. Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [32] F. Hernández. "Diseño y estudio de un fonocardiógrafo aplicado al análisis de sonidos cardiacos", proyecto de fin de grado, *Centro de Investigaciones en Óptica*. León, Guanajuato, 2012.
- [33] S. Yuenyong, A. Nishihara, W. Kongprawechnon and K. Tungpimolrut, "A framework for automatic heart sound analysis without segmentation", *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 10, no. 1, p. 13, 2011.
- [34] R. Coughlin and F. Driscoll, *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*, 1st ed. México [etc.]: Pearson Educación, 1999.
- [35] C. Kitchin and L. Counts, *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers*, 2nd ed. 2004.
- [36] P. Ganguly, *Principles of electronics*, 1st ed. Delhi: Phi Learning, 2015, p. 67.
- [37] *Navy electricity and electronics training series (NEETS)*, Naval Education and Training Professional Development and Technology Center, 1st ed. Pensacola, 1998.
- [38] R. Nickalls, R. Ramasubramanian, R. Hall, F. Jahan and J. McCarthy, *Interfacing the IBM-PC to medical equipment*, 1st ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1995.
- [39] M. Margolis, *Arduino Cookbook*, 1st ed. Sebastopol, CA: O'Reilly & Associates, 2010.
- [40] C. Shannon, "Communication in the Presence of Noise", *Proceedings of the IRE*, vol. 37, no. 1, pp. 10-21, 1949.
- [41] M. Hagan, H. Demuth, M. Beale and O. De Jesús, *Neural network design*, 2nd ed. 2016.
- [42] J. Bronzino, *The biomedical engineering handbook*, 1era ed. Boca Raton: CRC, 2006.
- [43] H. Rufiner di Persia, "Comparación Entre Análisis Wavelets y Fourier Aplicados al Reconocimiento Automático del Habla", *Research Center for Signals, Systems and Computational Intelligence*, México, 1996.

- [44] C. Quizhpe Cárdenas and F. Ortiz Ortiz, "Valoración del Movimiento en el Área Cervical, Mediante el Análisis de Señales Electromiográficas en Pacientes con Parálisis Cerebral Infantil (PCI)", *Universidad Politécnica Salesiana*, Cuenca, Ecuador.
- [45] D. Sánchez, "Segmentación y Realce de Señales de Voz Usando la Transformada Wavelet y DSP's", *Universidad del Quindío*, Armenia, Colombia, 2017.
- [46] L. Constanzo, *Physiology: Cases and Problems*, 1st ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [47] C. Quintana Ruiz, *Elementos de inferencia estadística*, 1st ed. San José, Costa Rica: Universidad de Costa Rica, 1993.
- [48] R. López Casuso, *Cálculo de Probabilidades e Inferencia Estadística con tópicos de Econometría*, 4ta ed. Caracas, Venezuela: Publicaciones UCAB, 2006.
- [49] H. Villarroel Ábrego, *Arritmias Cardíacas. Un Manual para Estudiantes de Medicina y Médicos de Atención Primaria*, 1era ed. San Salvador, El Salvador, 2006.
- [50] J. Lax and P. Stutzbach, "Consenso de Valvulopatía", *Sociedad Argentina de Cardiología*, Buenos Aires, 2015.
- [51] P. Carrión Pérez, J. Ródenas García and J. Rieta Ibáñez, *Procesado de señales biomédicas*, 1st ed. Cuenca: Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha, 2007.
- [52] C. Santiago Israel and G. Edison Paúl, "Diseño y Construcción para el Monitoreo Inalámbrico de Tarjetas de Adquisición de Datos Aplicado en Electrocardiografía", Cuenca, Ecuador, 2017.

ANEXOS

ANEXO 1

ANÁLISIS ECONÓMICO

En la presente sección se describe los recursos económicos utilizados para el desarrollo de este proyecto (Véase Tabla 10).

Tabla 10. Inversión en activos fijos para la realización del proyecto.

Inversión en Activos Fijos			
Descripción	Cantidad	Precio por unidad	Precio total
Micrófono Lavalier Electret	1	20	20
Amplificador de instrumentación AD620	1	10	10
Estetoscopio biaricular sencillo de diafragma Tytan Medical	1	4,5	4,5
Componentes electrónicos diversos	1	3	3
Arduino UNO	1	13	13
Impresión y empastado de monografía	3	35	105
CD con cubierta	3	9	27
TOTAL	11	94,5	182,5