



**Implementación de un fonocardiógrafo digital para el análisis de sonidos cardiacos
utilizando técnica de procesamiento digitales de señales**

Carlos Ivan Potosi Astudillo

Luis Daniel Guerrero Rivera

20561721947

20561722088

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Mecánica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Ciudad, Colombia

2022

**Implementación de un fonocardiógrafo digital para el análisis de sonidos cardiacos
utilizando técnica de procesamiento digitales de señales**

Carlos Ivan Potosi Astudillo

Luis Daniel Guerrero River

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Ingeniero Biomédico

Director (a):

PhD. Julián Antonio Villamarín Muñoz

Línea de Investigación:

Análisis de información Biomédica.

Grupo de Investigación:

Bioingeniería

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Mecánica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Ciudad, Colombia

2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado

Cumple con los requisitos para optar

Al título de _____.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Popayán, 10 de Mayo, 2022.

Contenido**Pág.**

Preliminares.....	XII
Resumen.....	14
Abstract.....	15
Introducción.....	16
1. Generalidades del proyecto.....	18
1.1. Planteamiento del problema.....	18
1.2. Justificación.....	20
1.3. Objetivos.....	21
<i>1.3.1 Objetivo general.....</i>	<i>21</i>
<i>1.3.2. Objetivos Específicos.....</i>	<i>21</i>
1.4. Alcance.....	22
2. Estado del Arte.....	23
2.1 Artículos científicos.....	23

2.2 Patentes.....	25
3. Marco teórico.....	28
3.1 Sistema Cardiovascular.....	28
3.2 Corazón.....	28
3.3 Ciclo cardíaco.....	29
3.4 Ruido cardíaco.....	30
3.5 Oído humano.....	31
3.6 Focos de auscultación cardíaco.....	32
3.7 Estetoscopio.....	34
3.8 Diagrama de Bloques de Hardware.....	35
3.9 Soplos cardíacos.....	36
3.10 Descomposición de señales.....	38
3.10.1 Transformada wavelet.....	38
3.10.2 Envolventes.....	39
3.10.3 Detección de sonidos R2 y R1.....	40

3.11 Detección de actividad de la voz.....	41
3.12 Alineamiento temporal dinámico (DTW).....	41
3.13 Parámetros de extracción de características para diagnóstico.....	42
3.13.1 <i>Parámetros espectrales</i>	42
3.13.1.1 <i>Método no paramétrico</i>	42
3.13.1.1.1 <i>Periodograma</i>	42
3.13.2 <i>Parámetros temporales</i>	43
3.13.2.1 <i>Duración</i>	43
3.13.2.2 <i>Frecuencia cardíaca</i>	43
3.13.2.3 <i>Cruces por cero</i>	44
3.13.2.4 <i>Jitter</i>	44
3.14 Análisis probabilísticos.....	44
3.14.1 <i>Curtosis</i>	44
3.15 Redes neuronales.....	44
3.16 Arquitectura de la red neuronal.....	45

4. Materiales y métodos.....	46
4.1 Micrófono	46
4.2 Filtración.....	47
4.3 Amplificación.....	49
4.4 Sistema de comunicación Hardware a Software.....	50
4.5 Procedimiento computacional.....	51
4.6 Red Neuronal.....	53
4.7 App para captura de señales.....	55
4.8 Adquisición cardiaca.....	56
5. Resultados	59
5.1 Prototipo de Fonendoscopio.....	59

5.2 Procesamiento de la señal fono.....	60
5.3 Gráficos de dispersión.....	67
5.4 Red neuronal.....	70
5.5 Interfaz.....	72
Conclusiones.....	76
Anexo.....	77
Referencias Bibliográficas.....	83

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 3-1: Anatomía del corazón.....	29
Figura 3-2: Ciclo cardiaco.....	30
Figura 3-3: Apertura y cierre de los sonidos del fonocardiograma.....	31
Figura 3-4: Curvas de audición Humana.....	32
Figura 3-5: Focos de auscultación cardiacos.....	33
Figura 3-6: Partes del estetoscopio.....	35
Figura 3-7: Diagrama de bloques de prototipo de fonendoscopio.....	36
Figura 3-8: Tipos de soplos cardíacos y la localización en el ciclo cardiaco.....	38
Figura 3-9: Espectro de potencia.....	42
Figura 3-10: Cruces por cero.....	44
Figura 3-11: Estructura de la red neuronal.....	46
Figura 3-12: Arquitectura de la red neuronal.....	47
Figura. 4-1: Simulación de micrófono en Proteus.....	48
Figura. 4-2: Filtro inversor pasa altos activo de primer orden diseñado.....	49
Figura. 4-3: Filtro inversor pasa bajos activo de primer orden diseñado y simulado en Proteus.....	50
Figura. 4-4: Etapa de amplificación diseñada y simulada en Proteus.....	51
Figura. 4-5: Diagrama de bloque de comunicación Hardware a Software.....	51
Figura 4-6: Procesamiento digital de la señal fonocardiograma.....	54

Figura 4-7: Topología de la PMC por medio de detección de sonidos.....	55
Figura 4-8: Topología de la PMC por medio de ventaneo.....	55
Figura 4-9: Separación de datos para el entrenamiento.....	57
Figura 4-10: Interfaz en app designer de Matlab.....	58
Figura 4-11: Auscultación de diagnóstico de paciente mujer por medio del médico.....	58
Figura 4-12: Auscultación de diagnóstico de paciente hombre por medio del médico.....	59
Figura 4-13: Protocolo de adquisición de la señal cardiaca.....	59
Figura 5-1: Prototipo de fonendoscopio.....	60
Figura 5-2: Prototipo de fonendoscopio electrónico-digital.....	61
Figura 5-3: Señal fonocardiograma de un paciente patológico.....	62
Figura 5-4: Señal fonocardiograma de un paciente sano.....	62
Figura 5-5: Segmento de señal fonocardiograma de un paciente sano - patológico (hombre).....	63
Figura 5-6: Segmento de señal fonocardiograma de un paciente sano - patológico (mujer).....	63
Figura 5-7: Señal de pacientes con la identificación de R1, R2, sístole y diástole.....	64
Figura 5-8: Comparación del R2 de sano-patológico (hombre).....	66
Figura 5-9: Comparación del R1 de sano-patológico (hombre).....	66
Figura 5-10: Comparación del R2 de sano-patológico(mujer).....	67
Figura 5-11: Comparación del R1 de sano-patológico (mujer).....	67
Figura 5-12: Ruido R2 con combinación F0 Vs varianza.....	68

Figura 5-13:Ruido R2 con combinación F0 Vs RMS.....69

Figura 5-14: Ruido R1 con combinación F0 Vs varianza.....69

Figura 5-15: Ruido R1 con combinación F0 Vs RMS.....70

Figura 5-16: Combinación F0 Vs RMS por ventaneo.....70

Figura 5-17: Combinación F0 Vs HNR por ventaneo.....71

Figura 5-18: matriz de confusión de ruidos R1 Y R2.....72

Figura 5-19: matriz de confusión de por ventaneo.....72

Figura 5-20: Interfaz de inicio.....74

Figura 5-21:Interfaz de presentación.....75

Figura 5-22: Interfaz de adquisición, análisis y diagnóstico.....76

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1: Artículo científicos.....	23
Tabla 2-2: Patentes.....	25
Tabla 3-1: Frecuencia de los sonidos R1 y R2.....	31
Tabla 4-1: Cantidad de pacientes auscultados.....	54
Tabla 5-1: Conteo de los ruidos R1 y R2 detectados en los pacientes auscultados.....	58
Tabla 6-1: Porcentajes de exactitud en la clasificación de patologías cardiacas.....	78

Preliminares

*Un hombre con una idea es un loco
hasta que triunfa.*

Mark Twain

Agradecimientos

A Dios por darnos fortaleza, salud, sabiduría y paciencia para lograr la meta propuesta. A nuestras familias que siempre estuvieron ahí para apoyarnos moralmente e incondicionalmente. A el laboratorista Don Wilson, por dedicarnos su tiempo y esfuerzo durante la realización de este proyecto, a nuestros docentes que nos inculcaron la sabiduría para convertirnos en buenos profesionales, al asesor de tesis, PhD. Julián Antonio Villamarín por su guía para poder alcanzar este triunfo.

Carlos Ivan Potosí Astudillo - Luis Daniel Guerrero Rivera

Resumen

Se implementó un sistema de fonocardiografía que permite la adquisición de ruidos cardiacos, donde se desarrolló en un bioinstrumento que consta de una parte Hardware, que se constituye de partes de un fonendoscopio convencional con componentes electrónicos, que transmite la señal captada por la tarjeta de audio del computador, que permite analizar mediante una estrategia computacional la clasificación semiautomática de la señal normal o patológica, depurando ruidos con la transformada wavelet e identificando las frecuencias altas y bajas resaltando las frecuencias de los ruidos R1 y R2, implementando un sistema de detección de actividad de voz (VAD) con el fin de detectar el ancho de los ruidos, convirtiéndose en un sistema de apoyo en el diagnóstico con características estadísticas, mostrada por medio de una interfaz realizada en MATLAB 2022a el diagnóstico, con un resultado de acierto del 84% en la detección de anomalías cardiacas, sensibilidad con un 82.3% y 84% de especificidad, logrando diseñar un sistema funcional de adquisición con componentes asequibles económicamente, con la capacidad de clasificar la existencia de una patología cardíaca.

PALABRAS CLAVE: Análisis acústico, Anomalías Cardiacas, Estetoscopio Digital, Fonocardiograma, Procesamiento de señales.

Abstract

A phonocardiography system that allows the acquisition of heart sounds was implemented, where it was developed in a bioinstrument consisting of a hardware part, which consists of parts of a conventional phonendoscope with electronic components, which transmits the signal captured by the computer audio card, which allows analyzing by means of a computational strategy the semi-automatic classification of the normal or pathological signal, debugging noises with the wavelet transform and identifying the high and low frequencies highlighting the frequencies of the R1 and R2 noises, implementing a voice activity detection system (VAD) in order to detect the width of the noises, becoming a support system in the diagnosis with statistical characteristics, shown through an interface made in MATLAB 2022a the diagnosis, with a result of 84% accuracy in the detection of cardiac abnormalities, sensitivity with 82.3% and 84% specificity, achieving the design of a functional acquisition system with affordable components, with the ability to classify the existence of a cardiac pathology.

KEY WORDS: Acoustic analysis, Cardiac abnormalities, Digital Stethoscope, Phonocardiogram, Signal processing.

Introducción

La invención del fonendoscopio ha representado un avance significativo en la exploración y descripción de determinadas enfermedades precisando su diagnóstico y diferenciación, se emplea en la auscultación de sonidos cardio-respiratorios como herramienta tradicional aplicada para el estudio funcional del corazón, pulmones, vascular y también en ocasiones es aplicado a la zona intestinal convirtiéndose en un indicador para la toma de decisiones. En la auscultación, el profesional de la salud intenta realizar un análisis e identificar separadamente los ruidos que componen el sonido cardíaco y obtener una síntesis de la información extraída. Esta práctica se ha mantenido desde la década de los 50 y con la evolución en el tiempo se ha innovando con el desarrollo de instrumentación proporcionando la captación de mejoras en los resultados para diagnóstico clínico. Toloza, Cano, D. (2005).

En el año 1873 se introdujo un modelo hecho de metal, tiempo después en el año 1907, Bazzi y Bianchi introdujeron el fonendoscopio que brindaba una mejora en la calidad de los sonidos, el cual tenía un doble diafragma que permitía localizar órganos con mayor precisión. Actualmente existen estetoscopios que pueden reproducir los sonidos empleando una aplicación inteligente estando a distancia o enviando información directa a un registro médico electrónico, como es el estetoscopio electrónico 3M Littmann 3200. Velázquez, Solano, F.(2019).

En los últimos años, se han realizado diferentes innovaciones tecnológicas en el fonendoscopio, mayormente reportadas en países asiáticos, que incorporan novedades técnicas como sistemas inalámbricos, sistemas de iluminación médica y sistemas de detección de temperatura. Estas novedades técnicas procuran ampliar la capacidad de tener sistemas de fonocardiografía con multifunciones, además de mejoras en las técnicas de detección de enfermedades cardíacas. Adicionalmente, otros modelos de estetoscopio inteligentes emplean sensores con sistemas de procesamiento digital de señales para discriminar sonidos cardíacos con base en el análisis de tiempo-frecuencia, soportados en transformadas como la wavelet o Fourier. Toloza, Cano, D. (2005). J. Um. (2008).

El sonido cardíaco que se analiza proviene de vibraciones audibles, que son ondas que se caracterizan por su frecuencia, intensidad y duración, donde se pueden encontrar sonidos anormales que pueden ser causa de alguna complejidad presentada en algún paciente, como por ejemplo la obstrucción de la vía aérea central, que genera un sonido de alta frecuencia llamado estridor. López, López, J.(2019),

El proceso de auscultación por medio del estetoscopio es de gran uso por el médico, ya que brinda información acústica de algunos órganos del cuerpo, por ejemplo el corazón. El médico puede hacer un diagnóstico inicial, considerando la necesidad de apoyarse con estudios de imagenología o pruebas de laboratorio.

Este trabajo pretende el análisis automático de sonidos del corazón (señales R1 y R2), para proporcionar información de manera visual y audible, en la detección de fallas cardíacas (soplo cardíaco), que en ocasiones los médicos no pueden detectar debido a sus

limitaciones en la capacidad auditiva en procedimientos de auscultación, así mismo la creación de un diseño hardware para la auscultación del corazón.

1. Generalidades del proyecto

1.1 Planteamiento del problema

El sonido cardíaco es la expresión sonora que es representada por las válvulas cardíacas durante su apertura y cierre, permitiendo el flujo de sangre a los ventrículos y las aurículas alternándose sucesivamente (ciclo cardíaco). El ciclo cardíaco se divide en dos periodos: diástole (relajación) y sístole (contracción). La diástole inicia con una relajación de los ventrículos, a la misma vez se están llenando de sangre para después expulsar y, durante la sístole se inicia con la contracción de los ventrículos para realizar la eyección de la sangre. En los cierres de las válvulas ocasiona una vibración y es caracterizada por variaciones de frecuencia, intensidad y duración, que se presentan en sonidos normales y anormales. Calderón, Monter, F. (2016). 3M™ Littmann® (s,f). Macaya, Miguel, C.. Los sonidos anormales (patologías) pueden ser una de las causas de algún tipo de complejidad en los pacientes, como por ejemplo, la estenosis producida por el estrechamiento en la apertura de la válvula aórtica provocando el bloqueo de la sangre, de ese modo se ocasiona una insuficiencia cardíaca. Stanford Children's Health. (s,f). núcleo visual. (s.f). Mayo clinic, 2021.

La técnica de auscultación cardíaca por medio de un estetoscopio requiere de un entrenamiento de la audición, teniendo la capacidad de distinguir diferentes sonidos sutiles en el tono y la duración de los ruidos cardíacos, soplos entre otros que se encuentran en un rango de frecuencia desde 1 Hz hasta 1500 Hz y el oído tiene la capacidad de escuchar

frecuencias desde 20 Hz hasta 20 kHz. Este método clínico es de principal interés en la semiología permitiendo evaluar el funcionamiento de las válvulas del corazón. Calderón, Monter, F. (2016). Gupta. (2019). Gil-Loyzaga, P. (2018).

En la auscultación se emplea un instrumento llamado fonendoscopio, este recibe sonidos que están caracterizados por R1 que es el primer sonido y corresponde al inicio de la sístole producido por el cierre de la válvula mitral y tricúspide, R2 que es el segundo sonido, producido por el cierre de la válvula aórtica y pulmonar, R3 que es el tercer sonido es originado rápidamente después del sonido R2 y para el último sonido R4 se origina antes del sonido R1. Este dispositivo proporciona información importante para el diagnóstico de enfermedades, siendo una guía para un examen clínico. Gupta. (2019). semiología. (s,f). Tamariz-Martel, Moreno, A. (2016). En algunos casos, hay pacientes que presentan irregularidades en los sonidos cardíacos, que son originados por soplos que indican un trastorno de las válvulas cardíacas, estos son ocurridos durante el ciclo de latido del corazón que se escuchan como silbido o susurro. Mayo clinic, 2020.

Los sonidos anormales como los soplos cardíacos se encuentran ubicados en el ciclo sistólico, diastólico, sisto-diastólico y continuos. Para su identificación se ha propuesto mejorar el estetoscopio convencional a manera digital, C. Baudino. (2016), debido a que la exactitud del diagnóstico depende de la capacidad de audición del profesional de la salud, donde no se pueden detectar en toda ocasión este tipo de alteraciones por ser fallas pequeñas; estos dispositivos no tiene la capacidad de encontrar diferentes parámetros morfológicos, además en su mayoría no cuentan con métodos computacionales con un soporte para el análisis estadístico y la inteligencia artificial (IA), para su clasificación de

posibles fallos en el corazón. Jamie. (2021). Dispositivos Médicos. 2020. Cortés, Badilla, M. (2020). El hospital. (2017). Roche+, (2020).

Por medio de la vigilancia de tecnología se han identificado dispositivos en el mercado actual, que tienen precios elevados, siendo de difícil acceso y adquisición, además las plataformas de grabación que brindan los sistemas se guardan en tiempo diferido, no todos contienen componentes estadísticos, tampoco plataformas para un examen por medio de telemedicina que identifica la afectación cardíaca en tiempo real. J. Um. (2008). H. Ahmed. (2016). Kunxi. (2019). P. Park Gang-seo. (2007).

En la búsqueda de información tecnológica, se encontraron técnicas de análisis digitales para la detección automática y mejora de la señal auscultada por medio de filtros que permiten eliminar el ruido ocasionado durante la adquisición de la señal cardíaca, también métodos de segmentación que permiten encontrar cambios abruptos con el fin de detectar las ondas de la señal proporcionando una mejor caracterización para el análisis estadístico. López, López, J.(2019) . Kist, A. (2017). Jiménez, J. (2016). Vázquez-Rodas, A. (dic, 2017). Delgado T. (2006). Colorado, Mejía, E. (2019). Pérez, Guzmán, D. (2020).

En líneas generales se requiere un sistema para la detección de soplos cardíacos en tiempo real que sea accesible a las personas, especialmente en la atención primaria buscando mejorar el sistema de salud permitiendo priorizar a los pacientes enfermos para un examen de ecocardiografía en servicios de cardiología.

1.2 Justificación

Considerando la problemática descrita, es importante desarrollar un sistema no invasivo de asistencia para la detección de anomalías cardíacas que permita realizar una

auscultación en tiempo real o diferido, de modo que sea posible distinguir el sonido anormal del paciente por medio del sistema hardware y software.

En el ámbito de la ingeniería biomédica este proyecto constituye un reto tecnológico en la transferencia de conocimiento para la innovación en salud, considerando la necesidad de tecnificar la auscultación cardíaca y minimizar el error en la valoración del médico dada sus limitaciones perceptuales (subjetividad), pudiéndose convertir en un sistema de aprendizaje para los estudiantes de la salud y estudiantes de ingeniería biomédica por su componentes electrónicos y su sistema de procesamiento de señales.

El desarrollo del prototipo que se realizó debido a sus componentes utilizados, permite ser un dispositivo de bajo costo para su elaboración inferior a US\$50, comparado con otros equipos que se encuentran en el mercado como los modelos de las compañías 3M y Welch-Allyn que cuentan con estetoscopios electrónicos para auscultaciones que esperan reemplazar a los actuales, donde los modelos más económicos cuestan aproximadamente entre US\$200 a US\$313. Central Médicos (s,f). Amazon (s,f).

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Implementar un sistema de fonocardiografía digital con inteligencia computacional para el análisis semi automático de sonidos cardíacos normales y anormales.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Elaborar un diseño técnico del sistema hardware y software que permita la adquisición de sonidos cardíacos y el análisis mediante algoritmos de inteligencia computacional.

- Implementar el sistema hardware propuesto para posibilitar la adquisición y digitalización de sonidos cardíacos, adaptando electrónicamente un estetoscopio mecánico
- Implementar procedimientos computacionales en Matlab que permitan el cálculo semi automatizado de descriptores acústicos en señales fono-cardiográficas y la evaluación de normalidad cardíaca mediante una red neuronal.
- Evaluar el desempeño del sistema implementado, a través de métricas de matrices de confusión, y su valoración con profesional de la salud.

1.4 Alcance

El proyecto pretende generar un prototipo de laboratorio funcional con nivel de alistamiento tecnológico (TRL3).

El sistema pretende ser modelado y evaluado con 20 pacientes voluntarios con normalidad y anormalidad cardíaca (validada a partir de la anamnesis de los pacientes). Se utilizarán fichas de consentimiento informado para la adquisición de señales de fonocardiografía.

2. Estado del Arte

2.1 Artículos científicos

En la actualidad las enfermedades cardiovasculares producen insuficiencias cardíacas y son la principal causa de muerte a nivel mundial, por tal motivo se han desarrollado tecnologías para la evaluación del sistema cardíaco (tabla 1).

Tabla 2-1.
Artículos científicos

Año	Título	Descripción	Institución
2019	Algoritmo de detección de soplos cardíacos a partir del examen de fonocardiografía	<p>Los autores se enfocan en una enfermedad denominada soplo cardíaco, basados en la implementación automática con el análisis en el dominio tiempo-frecuencia.</p> <p>De la base de datos llamada PASCAL se obtuvieron 266 grabaciones, se aplica el método de camacho que indica que los soplos cardíacos se encuentran en la banda de 200 y 400 Hz.</p> <p>Como resultado se obtuvieron una exactitud del 80.8%, una sensibilidad del 63.63% y una especificidad del 86.5%. López, López, J.(2019)</p>	Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

2017	Análisis y procesamiento de la señal auscultada del corazón para el diagnóstico presuntivo de soplos cardíacos y arritmia cardíaca	La autora se enfoca en la enfermedad de arritmia cardíaca y soplos cardíacos adquiriendo las señales por medio de comunicación serial siendo una resolución baja, con una base de 11 individuos aplicando la prueba t-student para la identificación de soplos y la regulación del ritmo cardíaco para detectar arritmias, sin un sistema de inteligencia artificial.	Universidad Politécnica Salesiana
2020	Software para la clasificación automática de señales de sonido cardíaco con técnicas de inteligencia artificial en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares	Este artículo presenta la propuesta de un fonendoscopio digital para reconocimiento de patologías cardíacas con adquisición limitada de 8 señales y 12 señales de la base de PhysioNet para una recolección de 409 muestras, de las cuales, 287 muestras son para entrenamiento, 61 para validación y 61 para prueba, finalmente, se obtiene un porcentaje de acierto del 86% .	Universidad de las Tunas Facultad de Ciencias Técnicas
2007	Diseño y construcción de un fonocardiógrafo digital con visualización en LabVIEW	Se enfoca en el diseño e implementación de un fonocardiógrafo digital con visualización en LabVIEW, para el análisis en tiempo real por medio de comunicación serial ofreciendo una diagnóstico más efectivo pero sin procesamiento y análisis	Programa de Ingeniería Biomédica EIA-CES, Línea de Bioinstrumentación, Señales e Imágenes Médicas.

que permita un
autodiagnóstico

Nota: Elaboración propia, 2022

2.2 Patentes

El fonendoscopio a funcionado desde mucho tiempo para diagnosticar posibles enfermedades, con ciertas mejoras gracias a los investigadores que ha patentando sus sistemas, algunas de estas se muestran en la tabla 2-2

Tabla 2-2:
Patentes

Año	Título	Descripción	Inventor/Inst itución
2011	Electronic stethoscope based Bluetooth transmission	Consiste en un estetoscopio electrónico basado en transmisión por Bluetooth, es capaz de seleccionar sonidos auscultados de corazón, pulmón y mixtos (de corazón y pulmón) según selección en pantalla de cristal líquido, también muestra la frecuencia cardiaca del paciente.	余祖龙艾信 友 /Universidad Nanchang Hangkong
2015	Intelligent auscultation system	El sistema de auscultación inteligente integra las funciones de recolección, almacenamiento, transmisión y análisis inteligente de sonido auscultatorio y puede satisfacer requisitos de diagnóstico físico clínico, enseñanza médica, telemedicina y similares. Se configura un software de	李亚峰/Mole (hk) Intelligent Medical Technology Co Ltd

análisis especial y se pueden lograr las funciones de comparación automática con una base de datos de auscultación de ciencias médicas y la obtención automática de diagnóstico

clínico de referencia; por medio del sistema, se puede realizar un análisis inteligente sobre el audio digital de auscultación recopilado y se obtiene un diagnóstico de referencia.

2010	Multifunctional bluetooth wireless stethoscope	<p>El modelo consiste en un estetoscopio inalámbrico Bluetooth multifuncional, que comprende una sonda de estetoscopio, un módulo Bluetooth y auriculares. El módulo Bluetooth comprende un módulo de almacenamiento, un módulo de transmisión de Bluetooth y un módulo de recepción de Bluetooth, la sonda del estetoscopio está acoplada al módulo de almacenamiento y al módulo de transmisión de Bluetooth, el módulo de transmisión de Bluetooth está conectado con el módulo de recepción de Bluetooth de forma inalámbrica, y los auriculares son acoplados al módulo receptor Bluetooth.</p> <p>Por medio de la transmisión Bluetooth y el almacenamiento de señales, se logra el aislamiento entre el personal médico y los pacientes, se incrementa la seguridad y precisión del</p>	<p>傅晔周雁龙 /AMBULAN C TECH Co Ltd AMBULAN C (SHENZHE N) Tech CO Ltd</p>
------	--	--	---

		diagnóstico para los pacientes y se reducen los riesgos de servicio de los productos médicos.	
2020	Audible Handheld Stethoscope	Consiste en un estetoscopio de mano audible sin tubo sin auriculares integrados. El estetoscopio tiene una parte de recepción y una parte de procesamiento. La parte de procesamiento incluye un parlante incorporado y un conjunto de clips. El altavoz incorporado emite el sonido del estetoscopio a un profesional médico cuando se coloca sobre un área de la parte del paciente. El estetoscopio permite al profesional médico monitorear a un paciente a distancia y sin riesgo de exposición a infecciones, además de eliminar el engorroso uso de los estetoscopios tradicionales.	Rabiatu Kamara, Abdul Bangura

2020	Stethoscope with sound recognition capacity	El estetoscopio con capacidad de reconocimiento de sonido comprende un estetoscopio y un dispositivo de procesamiento de sonido. El dispositivo de procesamiento de sonido es un circuito eléctrico alojado dentro del estetoscopio. El dispositivo de procesamiento de sonido: a) convierte los sonidos audibles captados por el estetoscopio en una señal eléctrica; b) procesa la señal eléctrica para extraer información de diagnóstico; c) procesa la información de diagnóstico extraída para identificar una o más condiciones de relevancia diagnóstica encontradas en el paciente.	Arigbamu, Samson (Baltimore, MD, US)
------	---	--	--------------------------------------

Nota: Elaboración propia, 2022

3. Marco teórico

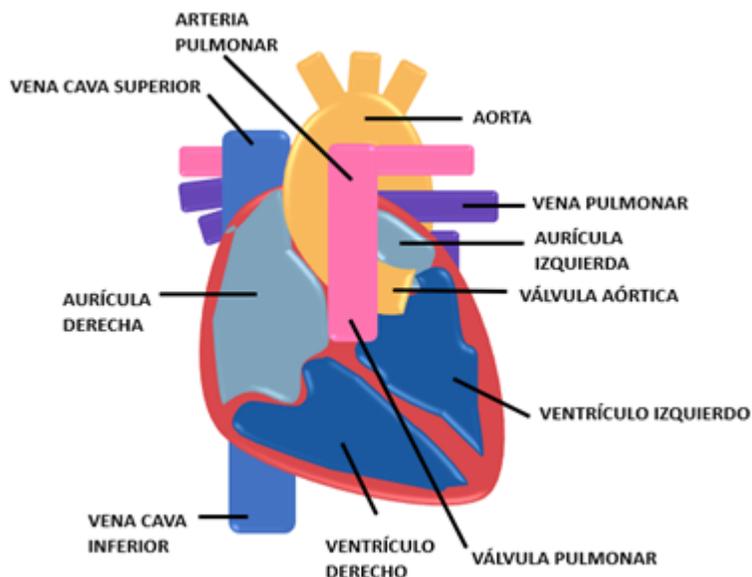
3.1 Sistema Cardiovascular

El sistema cardiovascular está conformado por el corazón y los vasos sanguíneos, proporciona el flujo de la sangre permitiendo el transporte de oxígeno a los distintos tejidos del cuerpo humano por medio del bombeo del corazón. El corazón es el órgano principal de este sistema, se compone de dos partes, la bomba derecha, la cual recibe la sangre desoxigenada procedente del cuerpo por la venas cavas superior e inferior y la envía a los pulmones de modo que el dióxido de carbono es expulsado, por otra parte la bomba izquierda, la cual impulsa la sangre oxigenada por la arteria principal (aorta) a cada rincón del cuerpo humano.

3.2 Corazón

El corazón se encuentra en el tórax, se ubica atrás del esternón y delante del esófago en un espacio entre los pulmones, se caracteriza entre otras cosas por ser del tamaño del puño de la mano. Funciona como una bomba que impulsa la sangre que se divide en las aurículas y en los ventrículos; gracias a sus contracciones es posible asegurar que ésta circule de forma constante con una presión conveniente. En la Figura 1 se muestra la anatomía del corazón.

Figura 3-1: Anatomía del corazón



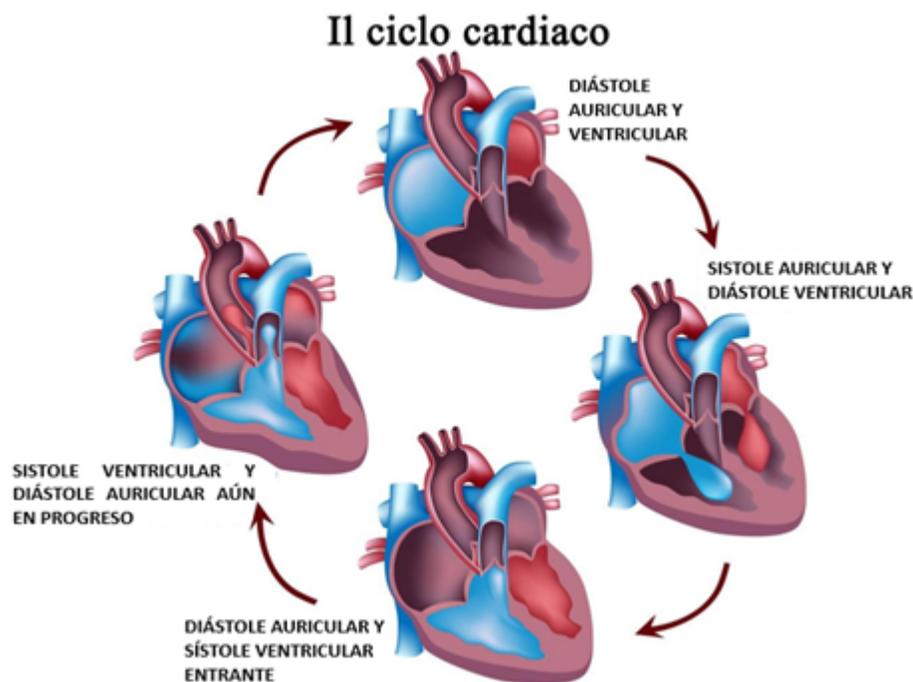
Nota: Elaboración propia, 2022

3.3 Ciclo cardíaco

Las repetidas contracciones y relajaciones (Fig.3-2) hacen que el corazón funcione e impulse la sangre desde las venas hasta las arterias formando el ciclo cardíaco que consta de dos fases principales:

La sístole, la cual tiene una duración de 0,3 segundos y comienza cuando se contrae el ventrículo haciendo que bombee la sangre que fluye, acumulándose en las aurículas hasta que llega al tope, permitiendo en este tiempo la relajación ventricular, lo que da paso a que comience la diástole, la cual dura 0,4 segundos, en este las aurículas se comienzan a llenar de sangre a medida que las aurículas se contraen, vaciando toda la sangre en los ventrículos, formando un ciclo cardíaco que ocurre de 60 a 70 veces por minuto.

Figura 3-2 : Ciclo cardíaco



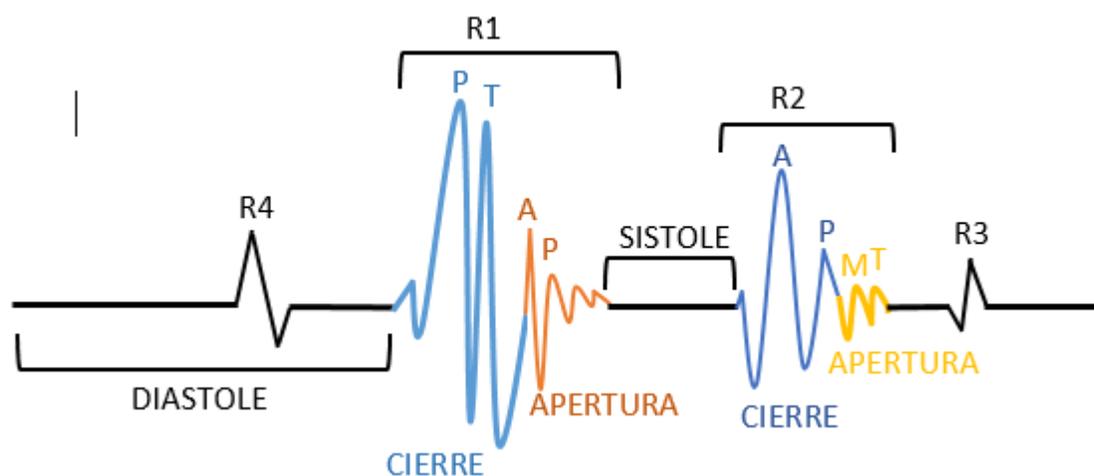
Nota: Silvia Cotilona 2022

3.4 Ruido cardíaco

Los ruidos cardíacos son sonidos cortos y transitorios, dentro de los cuales se destacan dos principalmente: el primer y segundo ruido (R1 y R2), separados entre sí por dos silencios que componen el ciclo cardíaco.

El primer ruido ocurre al comienzo de la sístole, se produce por el cierre de las válvulas mitral y tricúspide, el cual posee un tono agudo y una duración más breve que el segundo ruido, el cual aparece al comienzo de la diástole donde se produce el cierre de las válvulas aórticas y pulmonares, este ruido se desplaza un poco por la respiración y se puede auscultar con más detalle en el foco pulmonar y aórtico como puede ver en la Figura 3.

Figura 3-3: Apertura y cierre de los sonidos del fonocardiograma



Nota: Elaboración propia, 2022

Tabla 3-1 :

Frecuencias de los sonidos R1 y R2

Sonido	Frecuencia	Síntomas
R1	30-120 HZ	Causada por la sístole
R2	70-130 Hz	Encontrada al comienzo de la diástole

Nota: Elaboración propia 2022

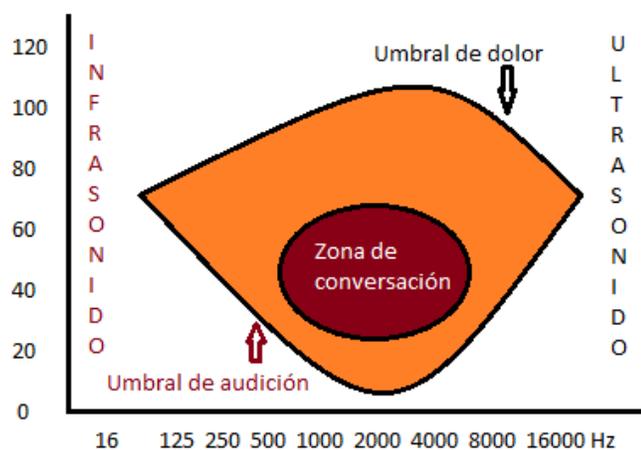
3.5 Oído humano

El oído humano tiene un campo auditivo de frecuencias e intensidades para detectar ondas sonoras, este se encuentra en un rango de 20Hz en tonos bajos y a 20 kHz en tonos altos, siendo este rango conocido como audiofrecuencia.

A menos de 20 Hz se le conoce como infrasonidos y mayores a 20 kHz como ultrasonidos que pueden ser detectados por animales.

En intensidad, el umbral de audibilidad comprende entre 0dB a 120-130dB como se puede ver en la Figura 4, por encima de esta intensidad se tiene sensación de dolor en el oído creando posibles daños al oído.

Figura 3-4: Curvas de audición Humana



Nota:Elaboración propia, 2022

3.6 Focos de auscultación cardiaco

La auscultación cardiaca se estudia en puntos específicos de máxima intensidad, donde es posible detectar soplos, conocidos también como focos cardíacos (importantes puntos para la auscultación).

Se encuentran: el foco mitral, foco tricuspídeo, foco pulmonar y foco aórtico.

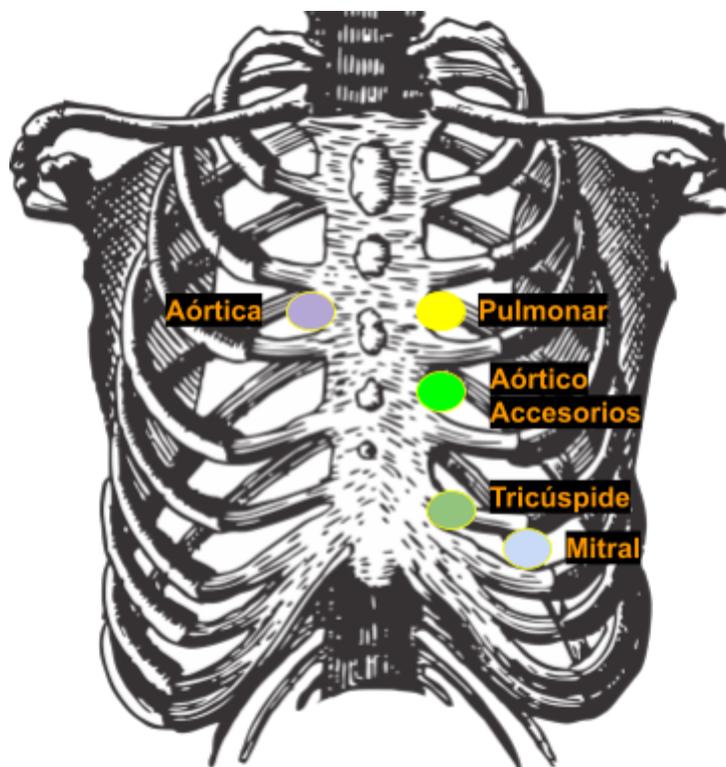
- **Foco aórtico:** Se encuentra en el segundo espacio intercostal, a la derecha del esternón, esta permite identificar características de ruidos aórticos.

- **Foco pulmonar:** Se encuentra en el segundo espacio intercostal, a la izquierda del esternón. Permite identificar los ruidos de la válvula pulmonar.

- **Foco tricuspídeo:** Se ubica en el quinto espacio intercostal, en contacto con el esternón y ventrículo derecho. Permite identificar ruidos relacionados a la válvula tricúspide.

- **Foco mitral:** Se encuentra en el quinto espacio intercostal izquierdo. Permite identificar mejor el funcionamiento del corazón, y reconocer mejor los sonidos R1 y R2.

Figura 3-5: Focos de auscultación cardiacos.



Nota: Modificación propia, 2022

3.7 Estetoscopio

El estetoscopio es un dispositivo que el profesional de la salud utiliza en la auscultación para captar sonidos del cuerpo humano, como son los sonidos cardíacos. Tiene diferentes propiedades acústicas que permiten mejorar la sensibilidad del oído en frecuencias bajas; de esta forma, es posible detectar anomalías y realizar diagnósticos.

Las vibraciones captadas por el estetoscopio viajan por un tubo normalmente grueso que aísla el sonido para tener menos pérdida de la señal, esta llega hasta las olivas, y finalmente a los oídos del profesional, quien interpreta el ruido de acuerdo con la frecuencia auscultada.

El estetoscopio tiene un diseño sencillo pero que es fundamental, se forma entre otras cosas de una campana, olivas y diafragma (Figura.3-6) donde cada una de sus partes puede ser intercambiables.

- **Binaural** : Está compuesto por dos partes, las olivas y arco metálico donde se ajustan los dos tubos que forman el auricular.

- **Olivas** : Esta se ajusta en los oídos otorgando comodidad, sellando algunos sonidos externos. Puede ser diseñado en plástico o gomas.

- **Arco metálico** : Está conformado por dos partes metálicas la cual se acoplan las olivas proporcionando un ajuste entre el tubo y las olivas.

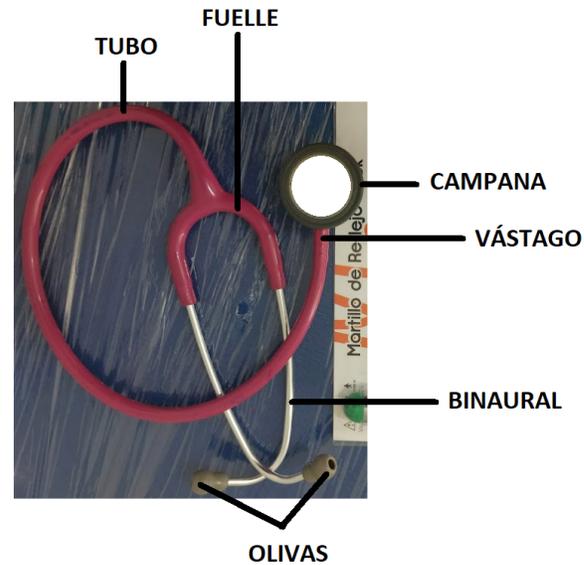
- **Diafragma** : Es la membrana que permite escuchar sonidos de alta frecuencia, donde se pone en la piel presionando de forma firme.

- **Vástago** : Esta parte conecta el tubo con la campana, donde permite colocar o retirar el lado del estetoscopio.

- **Tubo** : Permitiendo la transmisión del sonido, puede venir de uno o dos tubos dependiendo del modelo, es flexible, con poco diámetro y ser de caucho natural.

- **Campana** : La campana es la parte más sensible la cual va en contacto con la piel para escuchar sonidos de baja frecuencia en la auscultación, la calidad de su material afectará su precisión acústica.

Figura 3-6: Partes del estetoscopio

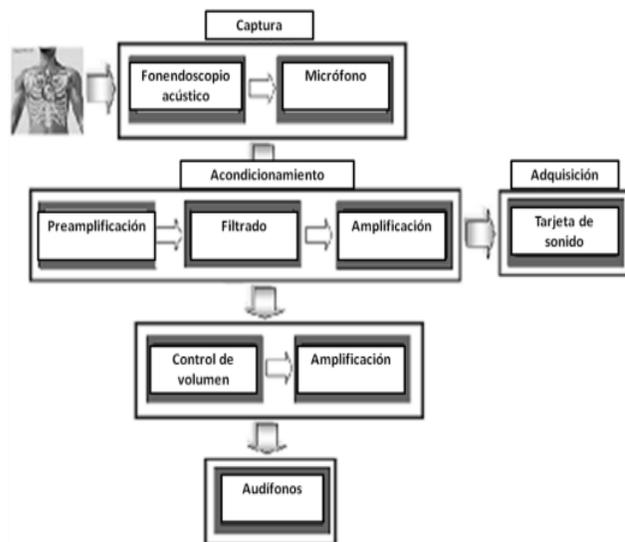


Nota: elaboración propia, 2022

3.8 Diagrama de Bloques de Hardware

El estetoscopio digital facilita tomar auscultaciones con mayor precisión, debido a que la señal puede procesarse por hardware y software en búsqueda de datos más precisos para su estudio, brinda la posibilidad de ser almacenada pero con dificultades de ruido por el ambiente. El estetoscopio posee diferentes etapas electrónicas (Figura.7), las cuales ayudan a acondicionar la señal para ser procesada digitalmente y detectar parámetros morfológicos.

Figura 3-7: Diagrama de bloques de prototipo de fonendoscopio



Nota: Yesid Santafé Ramón, Wilson Gamboa y Yully Gamboa Contreras (2010)

3.9 Soplos cardiacos

Los soplos cardíacos son generados por turbulencias en el flujo sanguíneo, se presentan como ondas sonoras en la zona de la sístole y diástole. En ocasiones la onda es continua.

Muchos de los soplos pueden ser considerados patológicos o inocentes y son clasificados por su intensidad en:

Grado 1: Se escucha un soplo muy débil y difícil de auscultar

Grado 2: Soplo suave y con una intensidad muy débil.

Grado 3: Se escucha con una intensidad moderada.

Grado 4: Se escucha una vibración en el tórax.

Grado 5: Con tan solo hacer contacto con el estetoscopio

Grado 6: Sin necesidad de estetoscopio

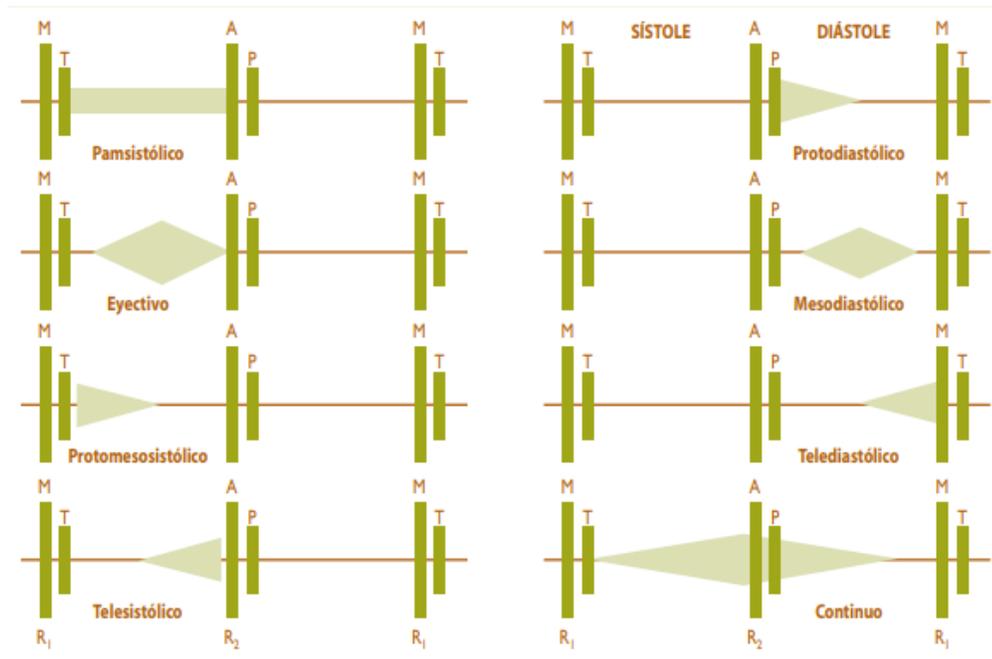
Estos niveles de intensidad están relacionados es por su volumen de sangre durante el paso turbulento de la sangre y no reflejan el nivel de gravedad de la enfermedad. DUHAGÓN, P. (2002).

Los soplos inocentes son más comunes en niños, ocurren por el crecimiento acelerado, falta de glóbulos rojos saludables o fiebre, etc. En la mayoría de los niños suelen desaparecer con el tiempo o por el contrario pueden perdurar.

Los soplos patológicos se encuentran ubicados en la sístole y diástole. En el caso de los niños suelen relacionarse por enfermedad congénita y en los adultos se deben a problemas en las válvulas cardíacas. Los soplos que llegan a ser continuos están sujetos a embarazos, lactancia, hipertiroidismo o anemia.

Los términos “Pam o Holo” se emplean para denominar a los soplos que son largos, “Tele” a los soplos que se ubican al final de un ciclo cardiaco, “meso” a los que se ubican a la mitad y “Proto” a los que se ubican al comienzo de cada ciclo cardiaco véase en la Figura 7. Rubio Tardio, J. (2020).

Figura 3-8: Tipos de soplos cardíacos y la localización en el ciclo cardiaco.



Nota: Rubio Tardio, J. (2020).

3.10 Descomposición de señales.

3.10.1 Transformada wavelet

La técnica conocida como wavelet es la de mejor nivel para el análisis de señales no estacionarias en el dominio del tiempo, por medio del análisis de multi-resoluciones que brinda información de frecuencia y tiempo de manera sincrónica.

Se define en la ecuación 1. Castellanos, L. R. (2015).

Ecuación 1.

$$\psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a > 0$$

donde a es el escalonamiento y b es el desplazamiento.

La transformada wavelet discreta es la suma finita de coeficientes, la cual se aplica para el filtrado de señales como Daubechies, que crea un soporte compacto y con

diferenciabilidad en un orden finito (CTW) como se puede observar en la ecuación 2. Addison, P. S. (2002).

Ecuación 2.

$$W_a^y(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} y(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} y(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

donde es la $T_{m,n}$ son coeficientes wavelet discretos, $x(t)$ es la señal.

La transformada wavelet discreta tiene la ventaja de ser más rápida computacionalmente que la transformada wavelet continua por los intervalos de tiempo y escala. Para poder realizar el proceso de la DWT, se debe realizar una dilatación y ser trasladada en valores de discreta. Castellanos, L. R. (2015).

3.10.2 Envolventes

Para la segmentación de las señales se aplican envolventes que permiten describir mejor la información de los picos de las señales, uno de los métodos aplicables es el de la energía de shannon, la cual permite analizar, medir y comparar la información de una variable aleatoria. Kist, A. (2017), Ezennaya Gomez, S. (2012).

El cálculo se debe realizar por segmentos y está definido por la ecuación 3.

Ecuación 3.

$$SE = -x^2(t) * \log(x^2(t))$$

donde $x(t)$ es la señal y SE es la envolvente de shannon.

3.10.3 Detección de sonidos R2 y R1

Existen varios métodos que se han desarrollado para la detección de los sonidos en el proceso de segmentación, como la detección de actividad de la voz y alineamiento temporal dinámico (DTW).

3.11 Detección de actividad de la voz

Existen varios métodos que se han desarrollado para la detección de los sonidos en el proceso de segmentación, como la detección de actividad de la voz y alineamiento temporal dinámico (DTW).

Para la detección de los sonidos R1 y R2, este método se centra en primer lugar en el filtro de la señal, luego en el uso de una envolvente ya sea Hilbert o Shannon, y después en el empleo de filtros y derivadas para determinar la actividad y no actividad de la señal Zeljkovic, V. (2018).

3.12 Alineamiento temporal dinámico (DTW)

Esta técnica busca determinar secuencias entre los tramos donde exista variabilidad interna y no son dependientes del tiempo, esto quiere decir que no importa la longitud que tenga cada tramo, ocasionando una alienación entre las dos secuencias.

Este método se realiza con el cálculo de distancia euclidiana cuadrática como se indica en la ecuación 4.

Ecuación 4.

$$d^2(x, y) = x_m^2 - y_n^2$$

donde x_m y y_n son secuencias con diferentes longitudes.

El valor dado entre dos tramos que sea menor a 1 se considera secuencias semejantes, pero si el valor es mayor a 1 se establece que no son secuencias semejantes permitiendo determinar si existe una anomalía en la señal. Tovar-Corona, B. (2019).

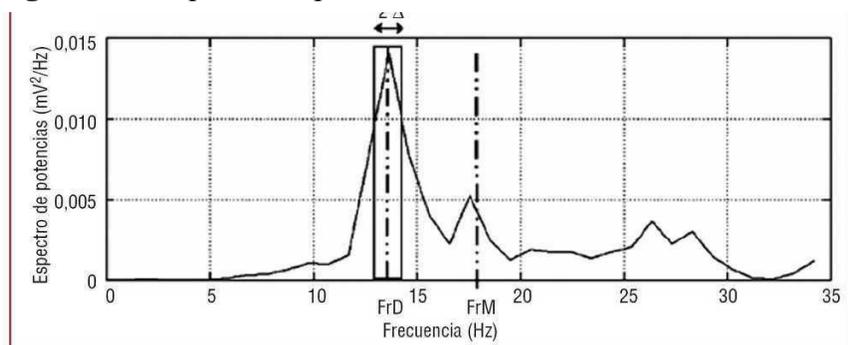
3.13 Parámetros de extracción de características para diagnóstico

Para el análisis acústico del corazón existen varios parámetros de cuantificación que permiten describir el comportamiento acústico. Por medio de los estetoscopios digitales se obtienen las señales digitales (FCG) que son examinadas por algoritmos enfocados en la detección de enfermedades cardíacas. Los parámetros son:

3.13.1 Parámetros espectrales

En los parámetros espectrales se encuentra la frecuencia fundamental o también conocida como pitch, que permite determinar si es una señal anormal por medio del espectro de potencia o bispectrum, pero si el nivel de ruido es demasiado alto esto provoca en el espectro de potencia una variabilidad en las frecuencias, siendo muy mínimas a comparación del bispectrum que es más acertada. Para este cálculo hay dos tipos de métodos para la estimación espectral: paramétrico y no paramétrico. Tatar, Y. (2005).

Figura 3-9: Espectro de potencia



Nota: Such, L. (2008).

3.13.1.1 Método no paramétrico

Este método se basa en la autocorrelación de secuencias de procesos aleatorios. Uno de los estimadores más usados es el periodograma por poseer la ventaja de ser un cálculo sencillo. (s.f.). PhysioNet.

3.13.1.1.1 Periodograma

Permite identificar cuando es una onda con energía finita o infinita pero lo que interesa encontrar es la potencia (promedio temporal de energía) y se define como la densidad espectral de potencia en la ecuación 5. Martínez, J. G. F. (2010), (s.f.). PhysioNet.

Ecuación 5.

$$P_k = |X_k|^2 / T * N$$

Donde P_k es idéntico a la densidad espectral y X_k es la transformada directa de fourier y $T * N$, son un intervalo de tiempo.

Rangos de frecuencias de los sonidos: rango de frecuencia en el que se encuentra cada sonido cardiaco.

3.13.2 Parámetros temporales

Se basan en las señales transitorias que permiten observar cómo varía la señal normal y anormal, los cuales son estimados para el análisis de voz, pero como la señales de fonocardiografía también son acústicas se realiza el cálculo por medio de Delgado T. (2006):

3.13.2.1 Duración

Es el tiempo que perdura el sonido durante la apertura y cierre de las válvulas, el cual permite determinar si se prolonga más de lo debido.

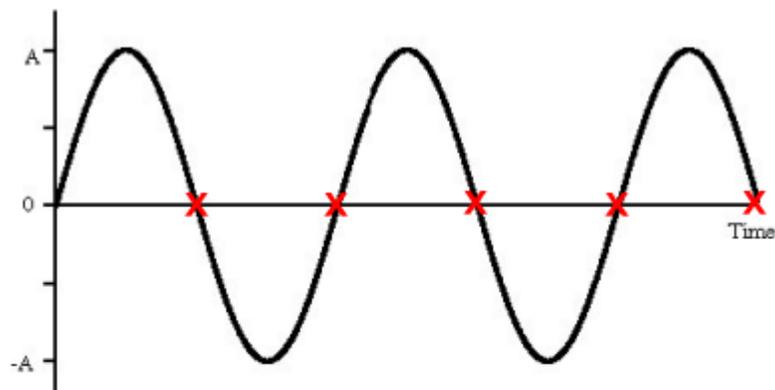
3.13.2.2 Frecuencia cardíaca

Permite monitorear los latidos por minuto de una persona.

3.13.2.3 Cruces por cero

Detecta cuántas veces la señal realiza el paso por cero. Este parámetro en señales con mayor valor de frecuencia y duración, mayor cruces por cero tendrá. Vivar Meliveo, O. (2013).

Figura 3-10: Cruces por cero



Nota:Prometec. (2016).

3.13.2.4 Jitter

Está determinado por la variabilidad de la frecuencia fundamental entre cada R1, permitiendo medir la diferencia de un periodo a otro. Está definida en la ecuación 6.

Ecuación 6.

$$jitter = \frac{|f_{0i} - f_{0i+1}|}{f_{0i}} * 100$$

Donde f_{0i} es la frecuencia fundamental actual y f_{0i+1} es la frecuencia fundamental anterior.

Relación señal ruido (HNR): Este parámetro está asociado al ruido que se genera por componentes no periódicos en las ondas sonoras del corazón.

3.14 Análisis probabilísticos

3.14.1 Kurtosis: la kurtosis es una medida estadística para describir la distribución. La estimación del parámetro se realiza por ventaneo, dependiendo de la longitud de la muestra. Hadjileontiadis, L. J. (2014).

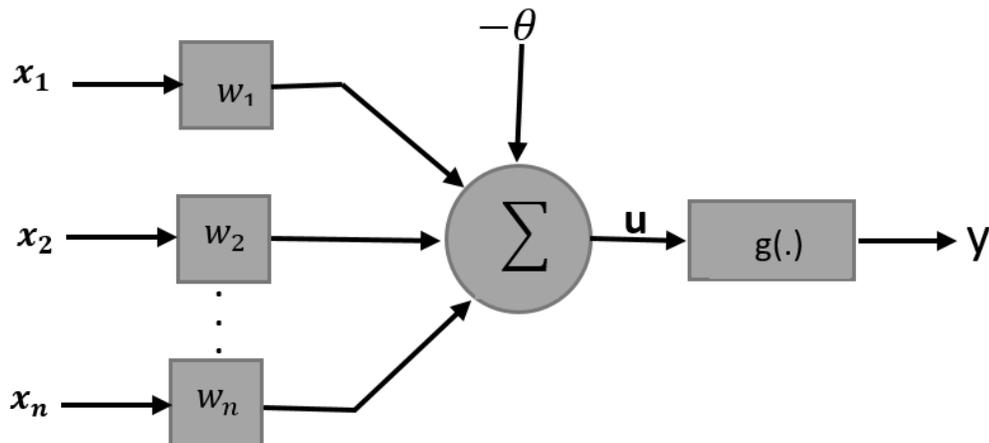
3.15 Redes neuronales

Las redes neuronales artificiales son modelos análogos a las redes neuronales del sistema nervioso, tienen la capacidad de aprender y reconocer información a partir de datos que son suministrados a la entrada de la red.

Este tipo de red se compone por una neurona como mínimo, siendo capaz de recibir un conjunto de información y entregar un dato a la salida. También, cuenta con unos pesos sinápticos representados como vectores/matrices; con estos pesos se determina la relevancia entre los datos de entrada y la neurona, por medio de la multiplicación entre los pesos sinápticos y las entradas a la red. Así mismo, para la salida se realiza la suma ponderada de las entradas multiplicadas con los pesos, y por último, con los valores ponderados se realiza la función de activación que restringe los datos de forma lineal o no lineal. Para estas funciones se emplean la función escalonado (escalón binario), sigmoide,

tangente hiperbólica y lineal. En la Figura 3-9 se puede observar la estructura de una red neuronal. Flauzino, R. A. (2010).

Figura 3-11: Estructura de la red neuronal

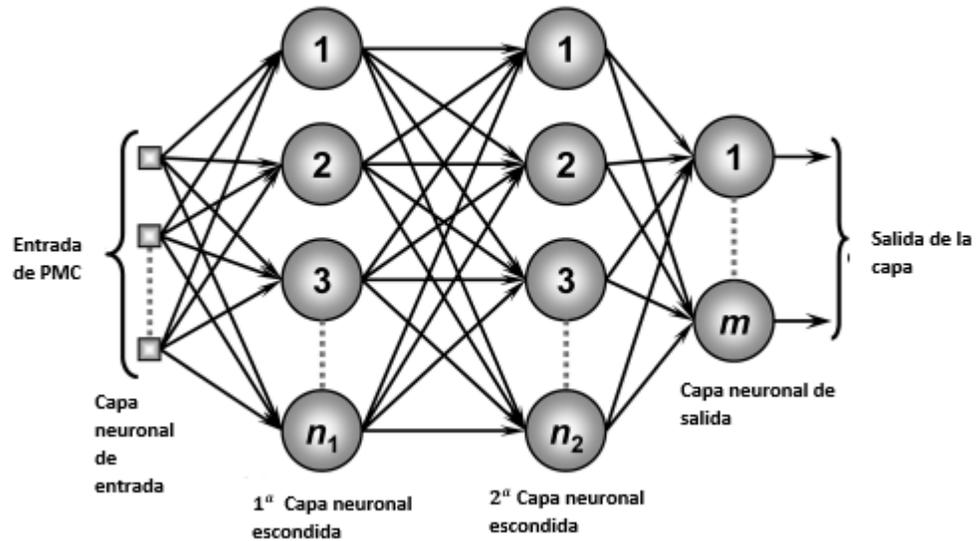


Nota: Elaboración propia, 2022

3.16 Arquitectura de la red neuronal

La arquitectura de una red neuronal hace referencia a la organización y disposición de las capas, las neuronas y las conexiones entre las capas de la red. En la conformación de la red existen tres tipos de capas: de entrada, intermedia y la salida. La capa de entrada está compuesta por los datos de entrada, la capa intermedia está compuesta por más capas que dependen del problema que se trate de resolver, y los datos que se reciben son la salida de cada entrada. Por último, la capa de salida está conformada por las neuronas encargadas de entregar la respuesta que genera la red.

Figura 3-12: Arquitectura de la red neuronal



Nota: Flauzino, R. A. (2010).

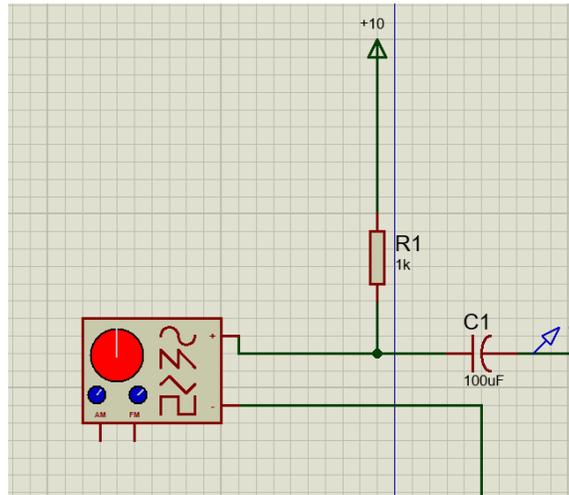
4. Materiales y métodos

El hardware se compone de los elementos que se mencionan y describen a continuación:

4.1 Micrófono

Para auscultar las señales cardíacas se utiliza un micrófono electret, el cual tiene una buena respuesta de frecuencia audible de 50 a 15 kHz y una sensibilidad de -50 dB y -70 dB, este micrófono tiene en su interior una etapa de preamplificación que debe ser alimentada para que la señal sea notaría en la salida.

Figura. 4-1: Simulación de micrófono en Proteus



Nota: Elaboración desde proteus, 2022

Los valores para polarizar el micrófono electret son una resistencia de 1k y un capacitor de 100uf. Teniendo en cuenta que funciona con una frecuencia pasa-altas, no se pueden emplear capacitores muy bajos porque se pierde la señal.

4.2 Filtración

Con la finalidad de permitir el paso de frecuencias altas y atenuar las frecuencias bajas se diseña un filtro inversor pasa altos activo de primer orden teniendo en cuenta la función de transferencia dada por:

Ecuación 7

$$\frac{V_o}{V_i}(s) = - \left(\frac{R_f}{R}\right) \left(\frac{s}{s + \frac{1}{CR}}\right)$$

y las ecuaciones de diseño:

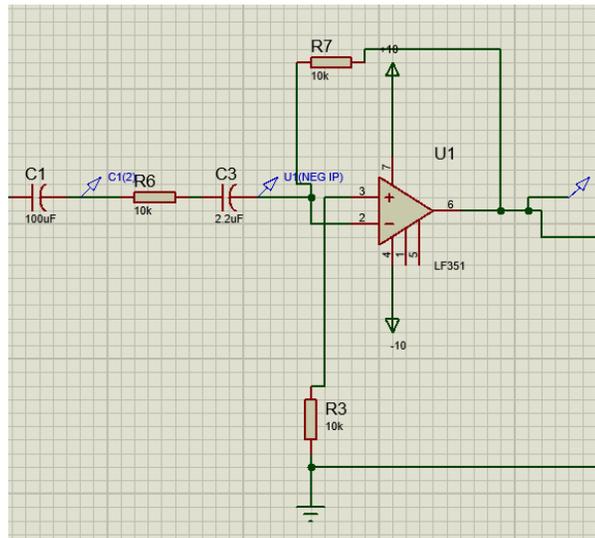
$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R_f = R_+ = AR$$

Donde A es la ganancia del filtro, f_c es la frecuencia de corte, el valor de C es libre. La salida es inversa respecto a la entrada, signo menos en la función de transferencia.

La función de R1 es la de balancear el circuito, sin embargo, se puede obviar, y reemplazar por un corto circuito.

Figura. 4-2: Filtro inversor pasa altos activo de primer orden diseñado



Nota: Elaboración desde proteus, 2022

Con la finalidad de permitir el paso de frecuencias bajas y atenuar las frecuencias altas se diseña un filtro inversor pasa bajos activo de primer orden teniendo en cuenta la función de transferencia dada por:

Ecuación 8

$$\frac{V_o}{V_i}(s) = - \left(\frac{R_f}{R} \right) \left(\frac{1}{s + \frac{1}{CR_f}} \right)$$

y las ecuaciones de diseño:

$$R_f = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{R_f}{A}$$

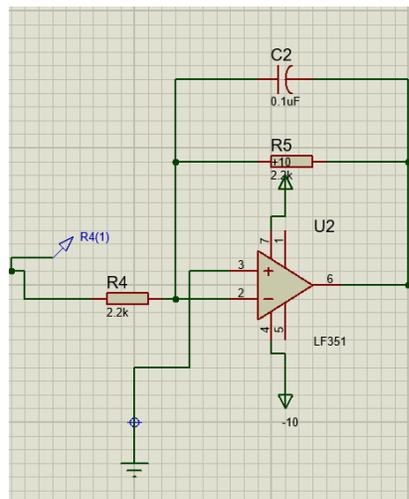
$$R_1 = R || R_f$$

Donde A es la ganancia del filtro, f_c es la frecuencia de corte, el valor de C es libre.

La salida es inversa respecto a la entrada, signo menos en la función de transferencia.

La función de R + es la de balancear el circuito, sin embargo, se puede obviar, y reemplazar por un corto circuito.

Figura. 4-3: Filtro inversor pasa bajos activo de primer orden diseñado y simulado en Proteus

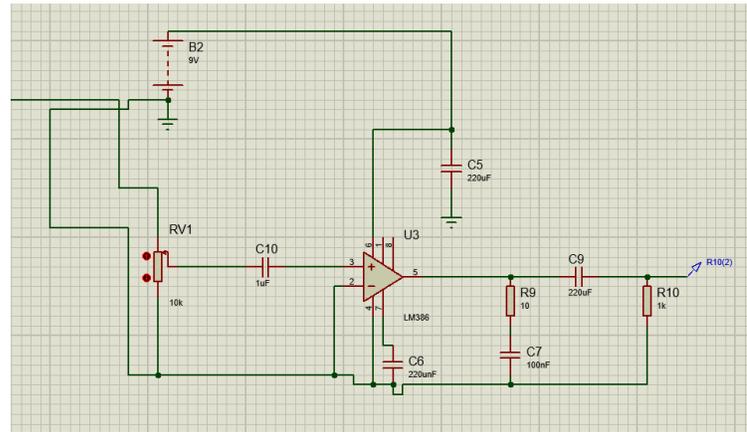


Nota: Elaboración desde proteus, 2022

4.3 Amplificación

El amplificador de audio LM386 es un dispositivo diseñado para un bajo voltaje, su ganancia puede variar entre los 20 y 200, El consumo de energía es de 24 milivatios cuando se opera desde un suministro de 6 voltios lo cual lo hace un amplificador ideal para el funcionamiento con baterías.

Figura. 4-4: Etapa de amplificación diseñada y simulada en Proteus

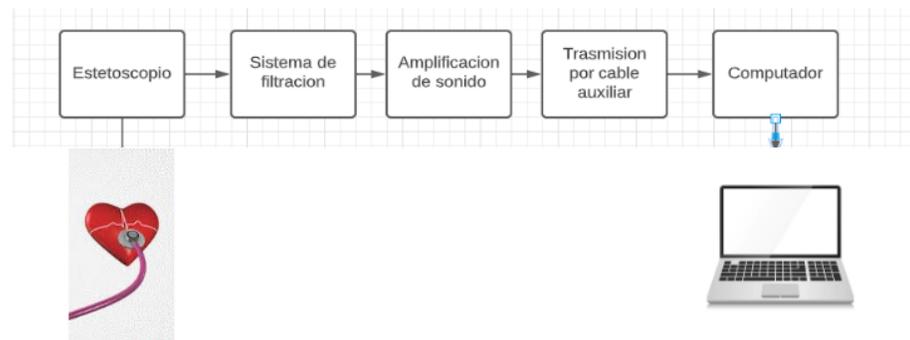


Nota: Elaboración desde proteus, 2022

4.4 Sistema de comunicación Hardware a Software

La señal adquirida por el prototipo propuesto se transmite al computador por medio de un cable auxiliar conectado desde la amplificación al puerto de micrófono de la laptop. En la figura número 4-5 se observa la arquitectura de comunicación Hardware a Software. Gracias a la función de Matlab que permite leer audio, se logra la digitalización de la señal en tiempo real y lograr escuchar el sonido cardiaco por medio de auriculares, esta información llega a la app implementada para el procesamiento de la señal de audio y clasificación.

Figura. 4-5 : Diagrama de bloque de comunicación Hardware a Software



Nota: Elaboración desde proteus, 2022

4.5 Procedimiento computacional

El proceso de análisis de la señal fonocardiograma de los pacientes se lleva a cabo en Matlab como se puede ver en la figura número 4-6, en donde se realiza la extracción automática de parámetros a una grabación de 5 segundos con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz.

El análisis inicia con la adquisición de la señal digital para después realizar la normalización empleando la ecuación 9.

Ecuación 9.

$$x_{norm} = \left(\frac{x - \bar{x}}{X_{MAX}} \right)$$

Donde x es la señal, \bar{x} es la media de la señal y X_{MAX} Es el valor máximo de la señal.

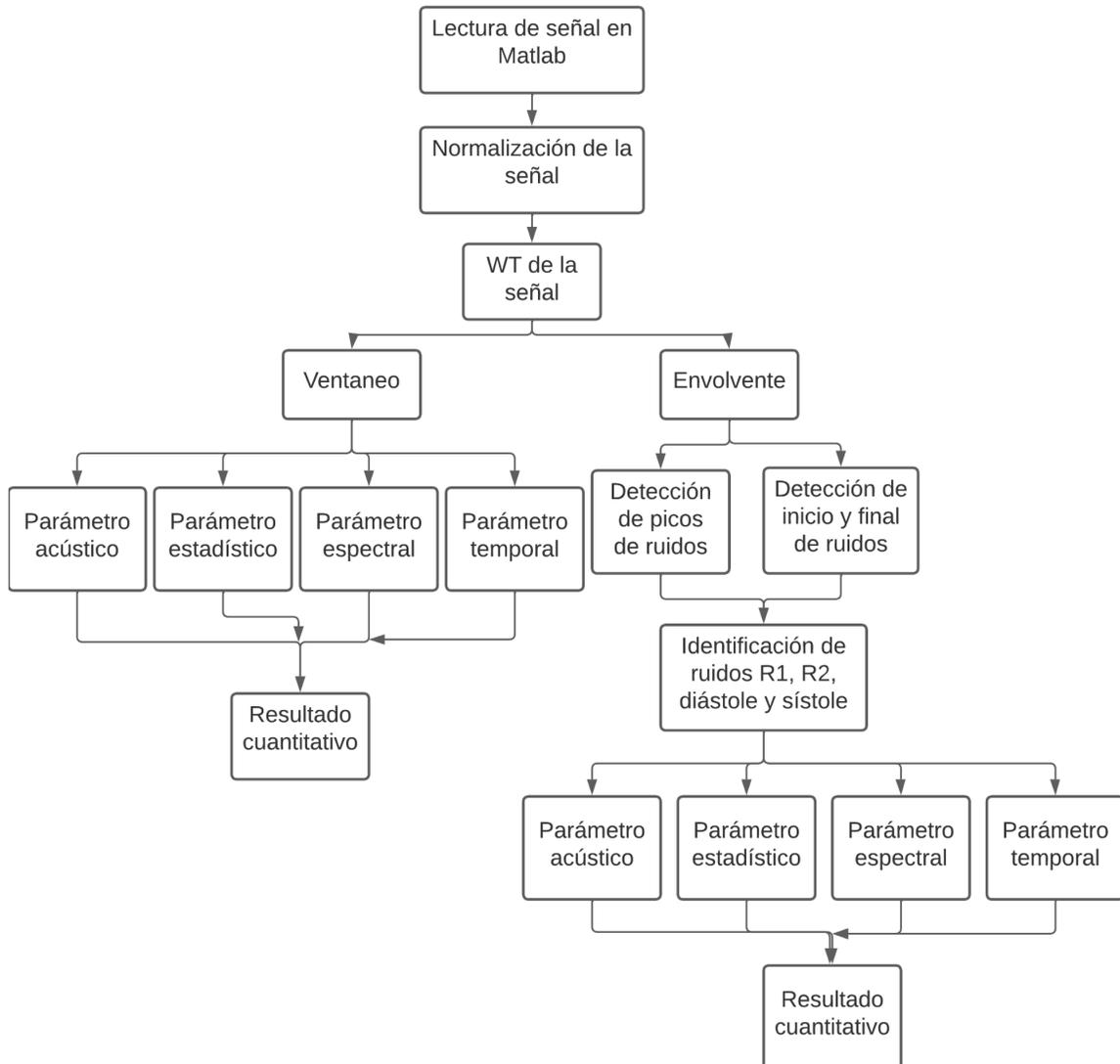
Posteriormente, se aplica la transformada wavelet por descomposición de niveles con el fin de resaltar los sonidos R1 y R2 utilizando un nivel 3 con un orden 3th Daubechies wavelet (db4), para después aplicar la envolvente de shannon con el fin de identificar los picos máximos de la señal. También, se busca identificar el inicio y final de los sonidos.

Luego se identifican los sonidos R1, R2, sístole y diástole, y se realiza un ventaneo de 600 ms con un traslado de 500 ms, con el fin de obtener el cálculo de la frecuencia fundamental para diferenciar si pertenece a una señal normal y anormal por medio del power spectrum.

Del mismo modo, se realiza la extracción del parámetro acústico jitta, y el análisis temporal se extrae los cruces por cero, duración de sonidos, frecuencia cardiaca y relación señal ruido (HNR). Igualmente, se extrae los parámetros estadísticos de media, varianza, RMS y kurtosis.

Por último, se obtienen unos resultados de cada parámetro durante el ventaneo y la detección de los sonidos formando una matriz con valores por cada señal, posteriormente estos datos se utilizan para la implementación de la red neuronal que estarán distribuidos para el entrenamiento y validación.

Figura 4-6: Procesamiento digital de la señal fonocardiograma



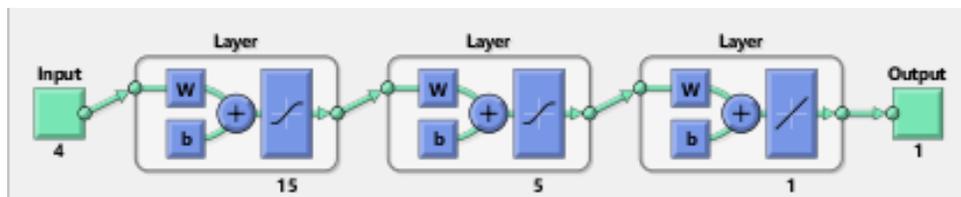
Nota: Elaboración propia, 2022

4.6 Red Neuronal

Se implementa la red perceptrón multicapa (PMC) para la clasificación de normalidad y anormalidad por la velocidad de respuesta que tiene este sistema. En esta red se realiza el entrenamiento de forma supervisada; este aprendizaje se enfoca en la comparación entre la salida de la red y la salida deseada. Por este motivo, se efectúa el

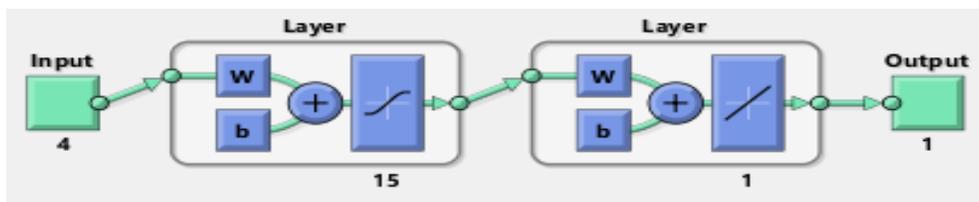
ajuste de pesos para generar una aproximación entre la salida de la red y la salida deseada. En la figura 4-7 se ilustra la topología de la red implementada para la clasificación por medio de detección de sonidos la cual se utilizaron 4 valores de entrada a la red (frecuencia fundamental de R1 y R2, rms de R1 y R2) por presentar un porcentaje alto de precisión, la cual fue calculado por medio de la app classification learner, con dos capa intermedias una de 15 neuronas y la otra con 5 neuronas para una función de activación de transferencia sigmoidea simétrica y una capa a la salida con una neurona para una función de activación de transferencia lineal, con el fin de obtener una salida de 1 para personas sanas y -1 para personas patológicas. en la figura 4-8 se ilustra la topología de la red implementada para la clasificación por medio de ventaneo para la cual se utilizaron valores de entrada a la red (RMS, frecuencia fundamental, HNR, varianza), con una capa intermedia de 15 neuronas y una capa de salida con una neurona con las mismas funciones de activación de la figura 4-7

Figura 4-7: Topología de la PMC por medio de detección de sonidos



Nota: Visualización de red neuronal creada por Matlab, 2022

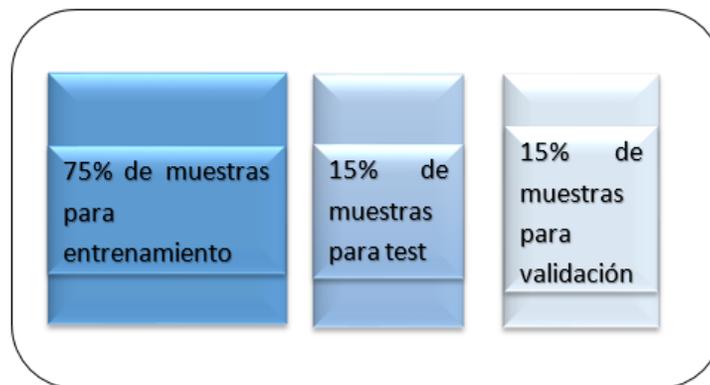
Figura 4-8: Topología de la PMC por medio de ventaneo



Nota: Visualización de red neuronal creada por Matlab, 2022

Cabe resaltar que en el entrenamiento se utiliza el proceso de retropropagación de gradiente conjugado con reinicios de Powell-Beale para dar una optimización a la red sin tener ninguna restricción a gran escala. Esta técnica al quedar con poco ortogonalidad entre el gradiente actual y el anterior se reinicia direccionando al valor negativo del gradiente. En la implementación de las dos redes se utilizó el 75% de muestras para el entrenamiento, 15% para el test y 15% para la validación como se puede observar en la figura 4-9.

Figura 4-9: Separación de datos para el entrenamiento.

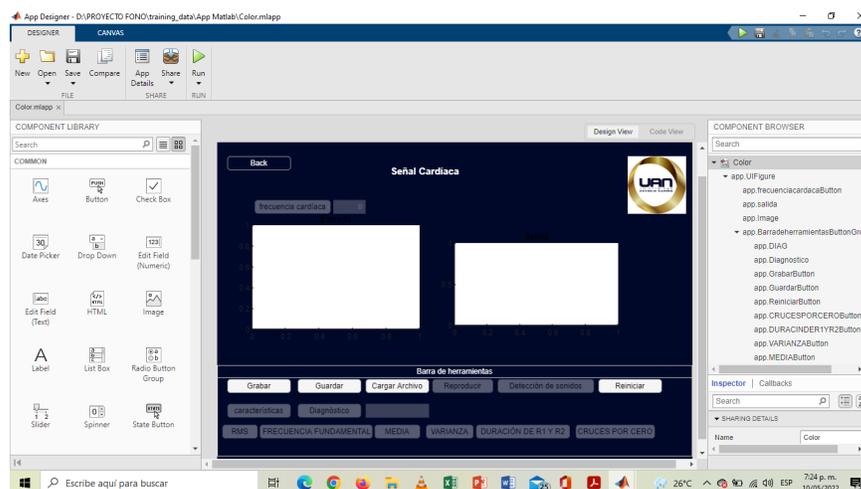


Nota: Elaboración propia, 2022

4.7 App para captura de señales

Para la implementación de la app, es desarrollado en app designer de Matlab permitiendo visualizar en la app el inicio, información sobre el trabajo y el sistema de adquisición. Adicionalmente en la interfaz de adquisición contará con visualización de los parámetros extraídos y un diagnóstico, donde tiene los botones de grabar, guardar, cargar, reproducir, reiniciar, diagnóstico y los botones de las características.

Figura 4-10. Interfaz en app designer de Matlab



Nota: Elaboración propia a través de app designer de Matlab, 2022

4.8. Adquisición cardiaca

La grabación de las señales cardiacas se adquiere empleando el prototipo de fonendoscopio propuesto a 20 pacientes como se puede observar en la tabla 4-1. El prototipo que se utilizó para la adquisición cardiaca, cuenta con un filtro para adaptar el micrófono electret, el cual está conectado a una manguera que amplifica la señal que ingresa por medio de una campana, además, cuenta con amplificadores de sonido para un filtro pasabanda, y un amplificador lm386 que permiten transmitir la señal de sonido cardiaco de los pacientes al computador.

Las muestras de las señales extraídas se tomaron a pacientes voluntarios sin y con algún problema cardiaco, de edades entre 18 y 40 años, quienes recibirán un consentimiento informado y que han sido diagnosticados con anterioridad o fueron diagnosticados durante el proceso de grabación como se observa en las figuras 4-10 y 4-11 ,donde en la figura número se puede observar el estudio previo del médico Kevin Johanny

Daza Gómez con número de cédula 1061816921. En la Figura 4-12 se puede observar el protocolo para la adquisición cardiaca.

Tabla 4-1

Cantidad de pacientes auscultados

SEXO	SANO	PATOLÓGICO	TOTAL
Masculino	10	3	13
Femenino	8	1	9
TOTAL	18	4	22

Elaboración propia, 2022

Figura 4-11: Auscultación de diagnóstico de paciente mujer por medio del médico.



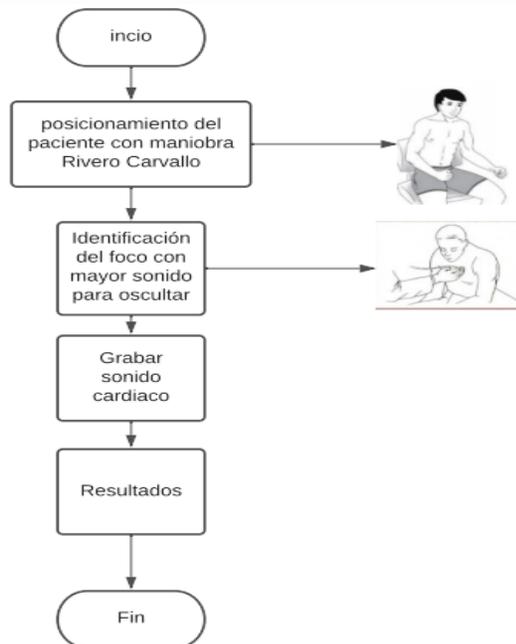
Nota: Auscultación del paciente mujer, 2022.

Figura 4-12: Auscultación de diagnóstico de paciente hombre por medio del médico.



Nota: Auscultación del paciente hombre, 2022.

Figura 4-13: Protocolo de adquisición de la señal cardiaca.



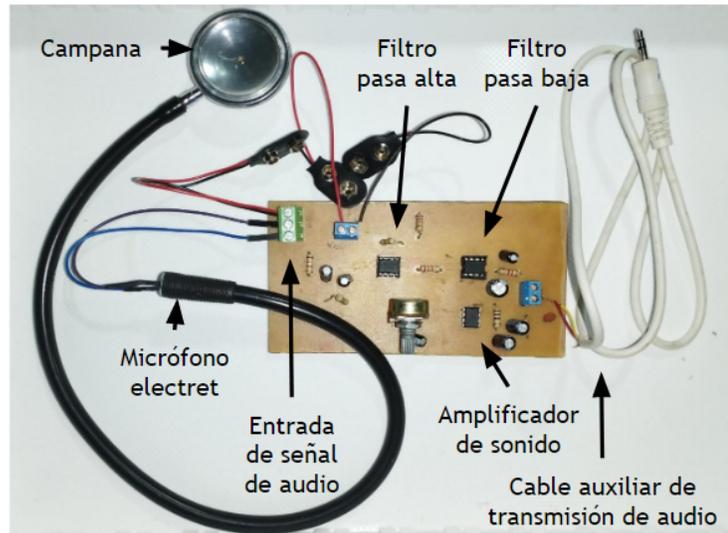
Nota: Elaboración propia, 2022

5. Resultados

5.1 Prototipo de Fonendoscopio.

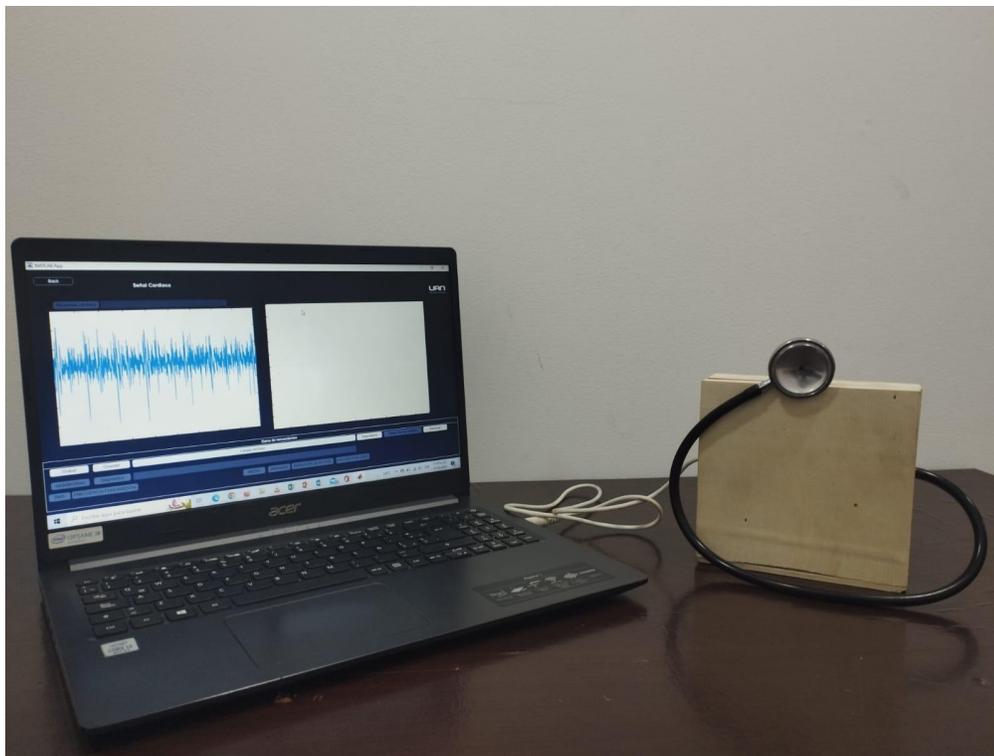
Se concibió e implementó un dispositivo de adquisición cardíaca por medio un prototipo de fonendoscopio, donde se hizo un acondicionamiento de la señal, logrando recolectar una base de datos para realizar diferentes procesamientos de señales. En la figura 5-1 y 5-2 se puede observar el prototipo propuesto.

Figura 5-1: Prototipo de fonendoscopio.



Nota: Elaboración propia, 2022

Figura 5-2: Prototipo de fonendoscopio electrónico-digital.

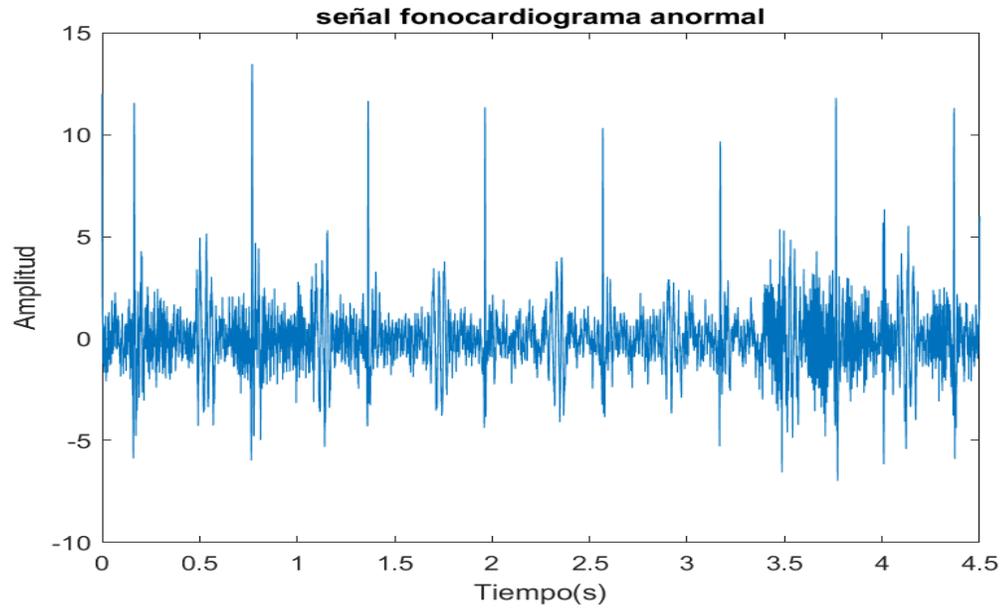


Nota: Elaboración propia, 2022

5.2 Procesamiento de la señal fono.

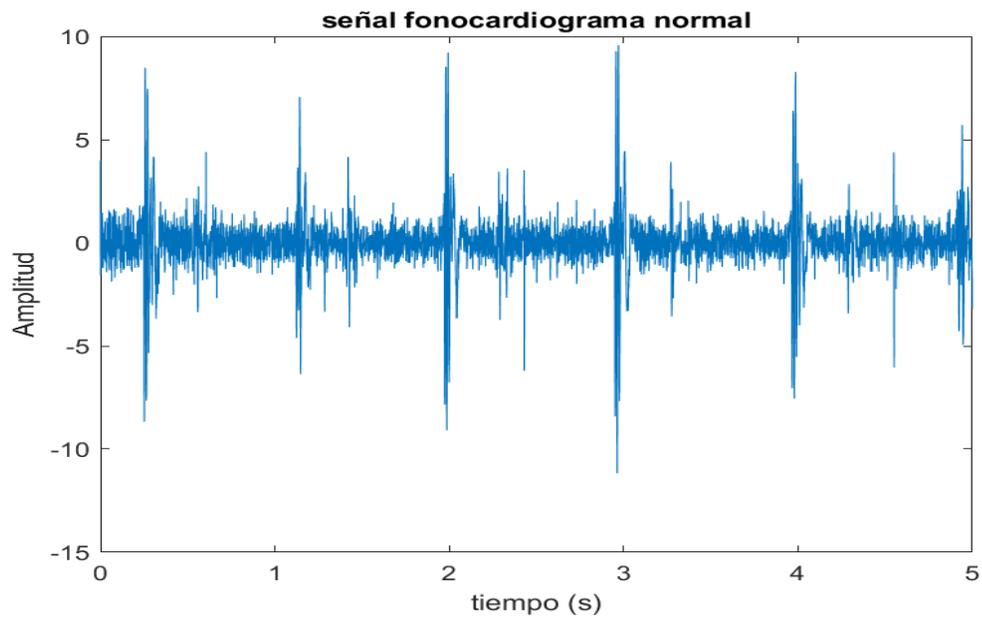
Para las comparaciones se basaron entre los ruidos R1 y R2, en los cuales se les hizo las extracciones de los parámetros. En las figuras 5-3 y 5-4 se presenta la gráfica de paciente patológico y sano. En estas gráficas se puede observar que la señal patológica contiene mayor ruido que la sana.

Figura 5-3: Señal fonocardiograma de un paciente patológico



Nota: Creadas a través de matlab, 2022

Figura 5-4: Señal fonocardiograma de un paciente sano

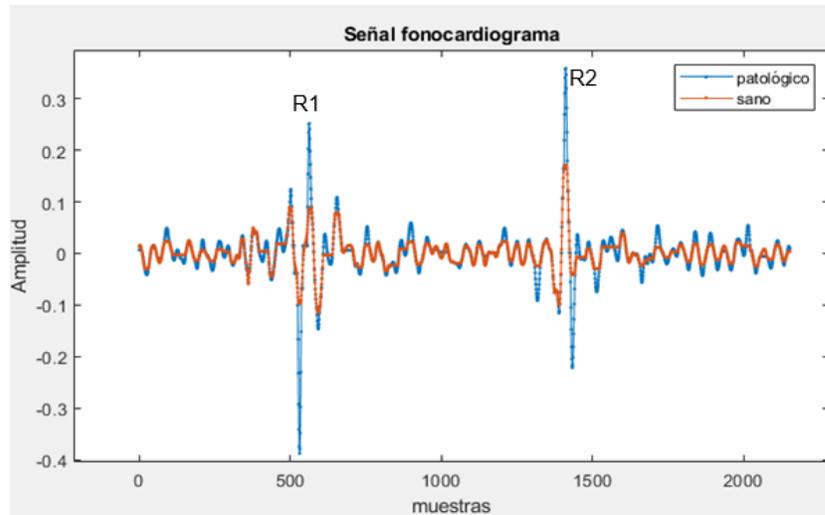


Nota: creadas a través de matlab, 2022

Del mismo modo se hace una comparación entre los ruidos R1 y R2 para observar la morfología de los pacientes sanos y patológicos. En las figuras 5-5 y 5-6 se puede

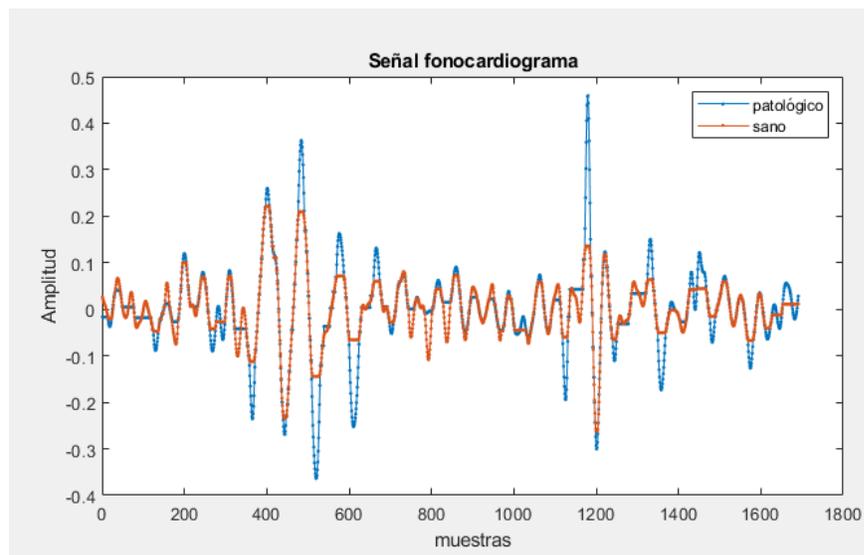
observar con mayor claridad que la amplitud del paciente patológico es mayor a la del paciente sano.

Figura 5-5: Segmento de señal fonocardiograma de un paciente sano - patológico (hombre)



Nota: creadas a través de matlab, 2022

Figura 5-6 Segmento de señal fonocardiograma de un paciente sano - patológico (mujer)

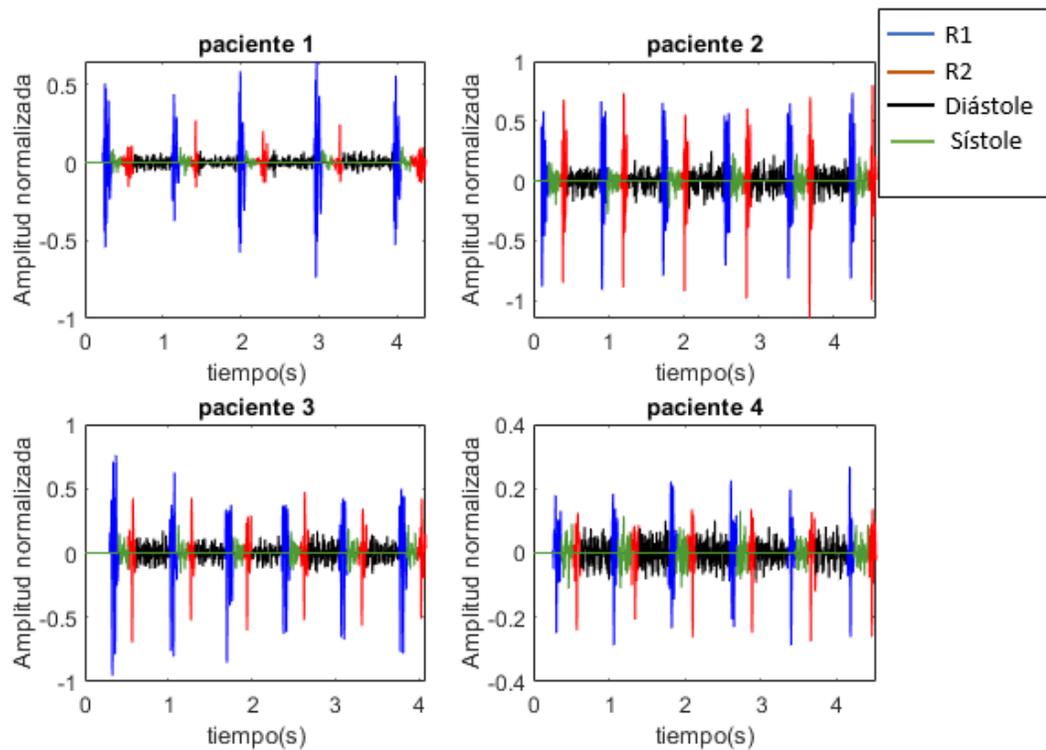


Nota: creadas a través de matlab, 2022

Los resultados de las señales que se recolectaron se obtuvieron unos valores de cada parámetro estadísticos, espectral, temporal y acústico. Por ende, se realizó la comparación de la señal patológica y sana, como también se visualiza las comparaciones de las características extraídas de la señal entre dos pacientes.

De igual forma se realizó la identificación de diferentes características de la señal, donde se puede identificar de la señal el R1, R2, sistole y diastole para tener una mayor claridad en la señal como podemos ver en la figura 5-7.

Figura 5-7: Señal de pacientes con la identificación de R1, R2, sistole y diastole



Nota: Visualización de señales a través del software Matlab, 2022.

En la tabla 5-1, se muestra el conteo manual de los ruidos R1 y R2 detectados en los pacientes auscultados por medio del software implementado.

Tabla 5-1

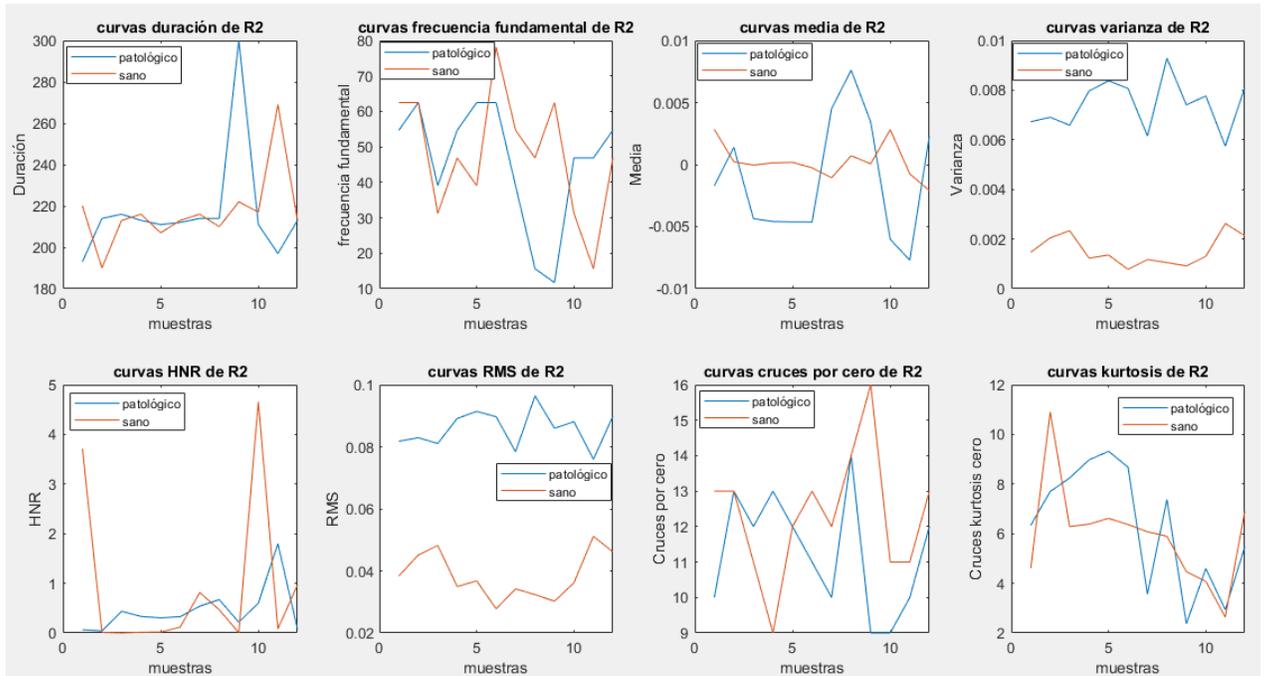
Cantidad de detección de los ruidos R1 y R2.

RUIDO	CANTIDAD DE SONIDOS	CANTIDAD DE SONIDOS DETECTADOS	ACIERTO
R1	376	334	88.8
R2	373	334	89.5
TOTAL	749	668	89.1

Nota: elaboración propia, 2022

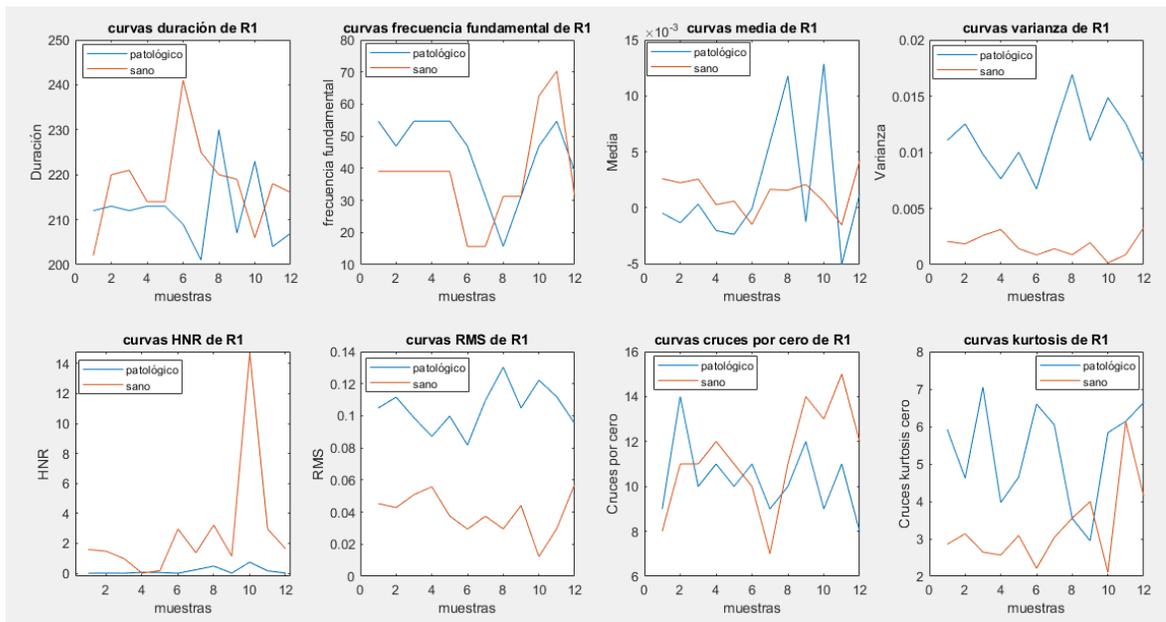
Igualmente, se realiza la comparación de los parámetros entre paciente sano-patológico, estas comparaciones se realizan para los ruidos R1 de un paciente sano ante los R1 de un paciente patológico, asimismo se realiza para los ruidos R2, donde se observan diferencias en los descriptores como las variaciones en las magnitudes que permiten identificar la presencia de anormalidad con respecto a una normal como se pueden observar en las Figura 5-8, 5-9, 5-10, y 5-11.

Figura 5-8: Comparación del R2 de sano-patológico (hombre).



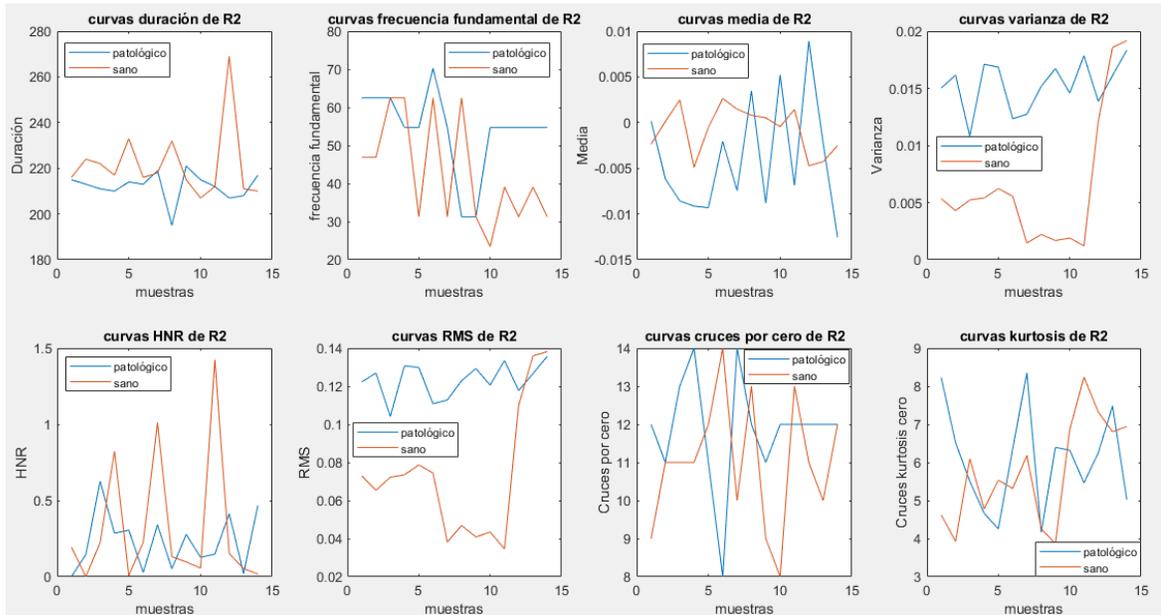
Nota: Creadas a través de matlab, 2022

Figura 5-9: Comparación del R1 de sano-patológico (hombre)



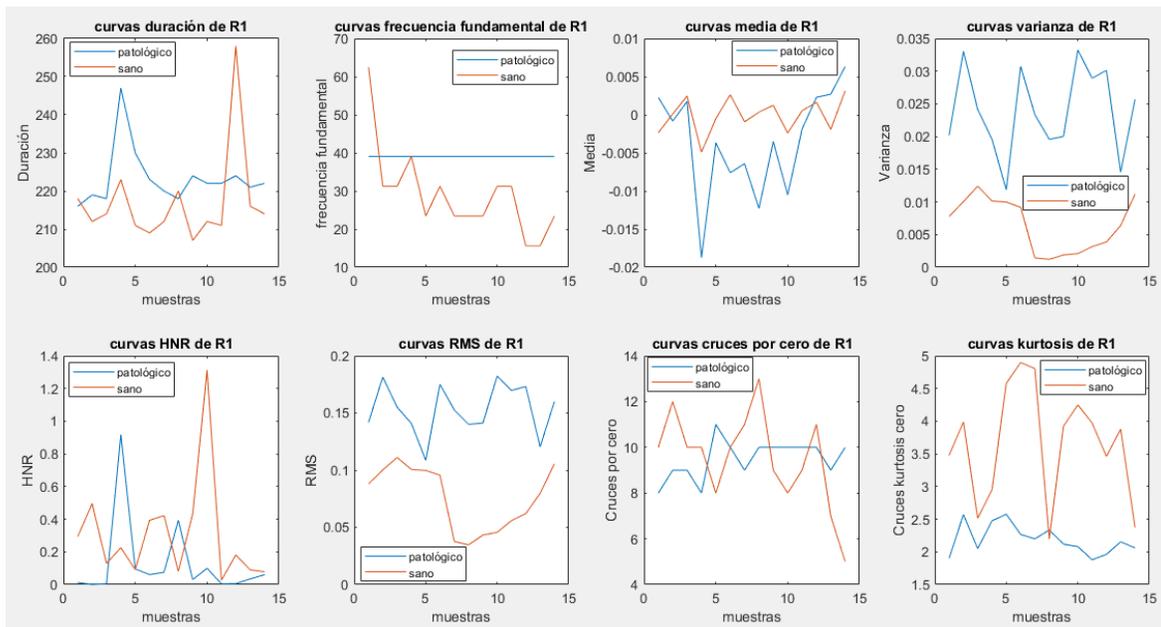
Nota: Creadas a través de matlab, 2022

Figura 5-10: Comparación del R2 de sano-patológico (mujer)



Nota: Creadas a través de matlab, 2022

Figura 5-11: Comparación del R1 de sano-patológico (mujer).

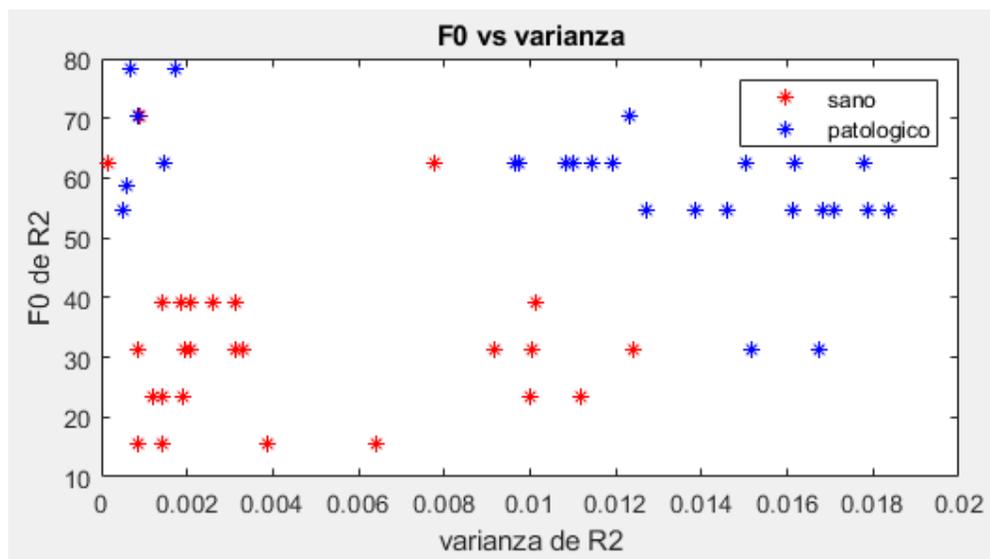


Nota: Creadas a través de matlab, 2022

5.3 Gráficos de dispersión

Para observar la diferencia entre los pacientes mencionados anteriormente, se realizan todas las combinaciones posibles de los parámetros extraídos en representación de 2D en forma de dispersión con el fin de determinar cuál combinación permite dar un porcentaje de acierto alto. A continuación, en la figura 5-12, se observa la separación con bastante dispersión de los datos de sano y patológico entre la frecuencia fundamental Vs varianza para el ruido R2, donde la varianza tiende en su mayoría a ser mayor en pacientes patológicos como a su vez la frecuencia fundamental es mayor en patológicos.

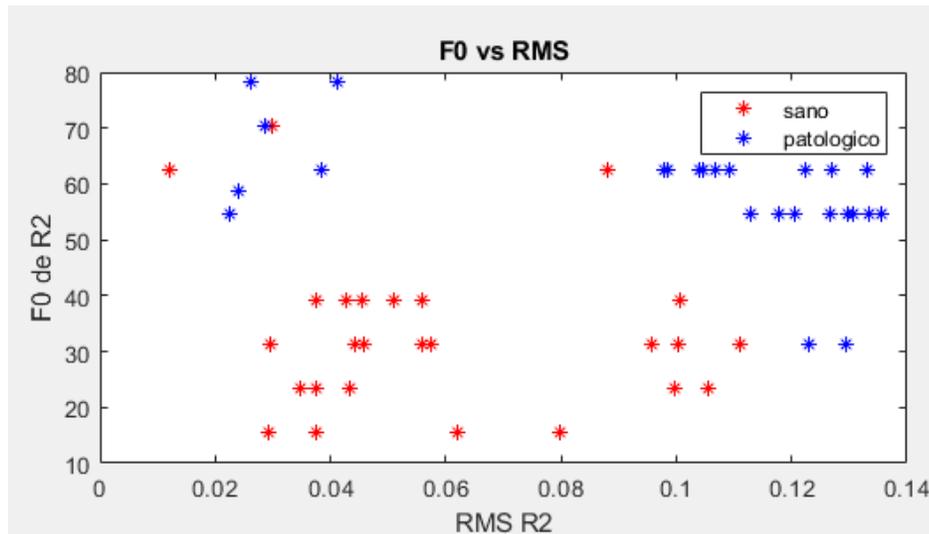
Figura 5-12: Ruido R2 con combinación F0 Vs varianza



Nota: Creado a través de Matlab, 2022

En la figura 5-13, se muestra la combinación frecuencia fundamental Vs RMS de ruido 2; como se observa que existe bastante dispersión de datos para los paciente sano y patológico teniendo un comportamiento similar a la figura 5-12.

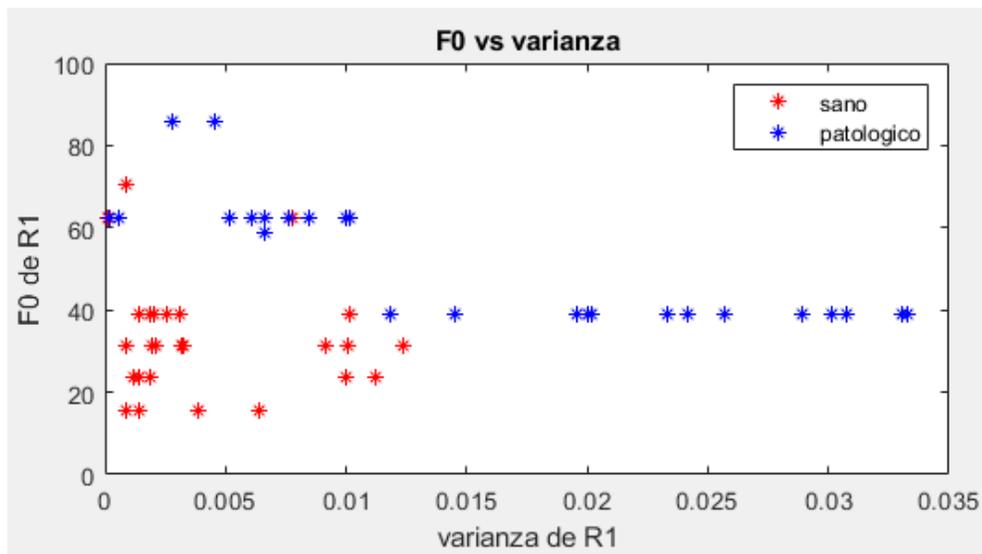
Figura 5-13: Ruido R2 con combinación F0 Vs RMS



Nota: Creada a través de Matlab, 2022

En la figura 5-14, se presenta la combinación frecuencia fundamental Vs varianza para el ruido R1. Donde la separación de datos no es tan evidente pero la varianza tiende en su mayoría a ser mayor en pacientes patológicos.

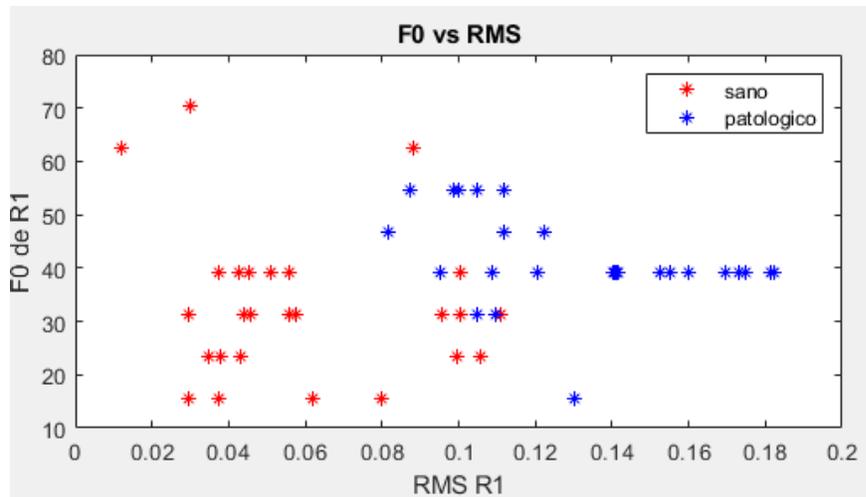
Figura 5-14: Ruido R1 con combinación F0 Vs varianza



Nota: Creada a través de Matlab, 2022

En la figura 5-15, se puede observar que algunos datos del paciente sano tiene mayor dispersión y teniendo un comportamiento similar a la figura 5-14.

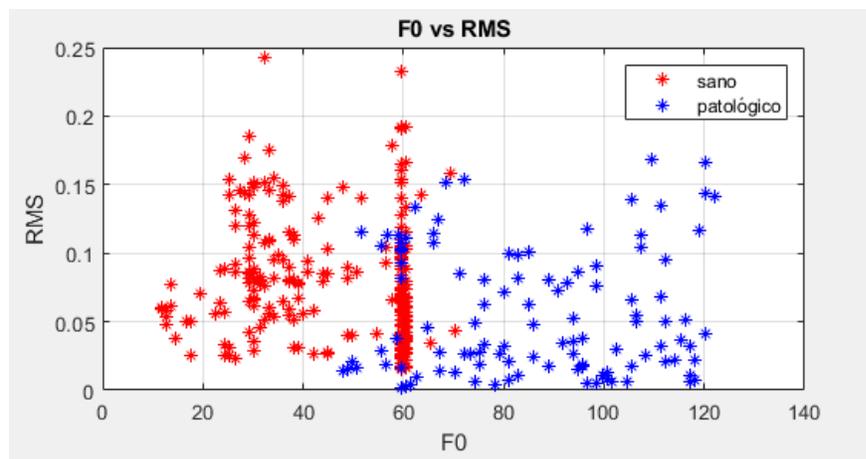
Figura 5-15: Ruido R1 con combinación F0 Vs RMS



Nota: Creada a través de Matlab, 2022

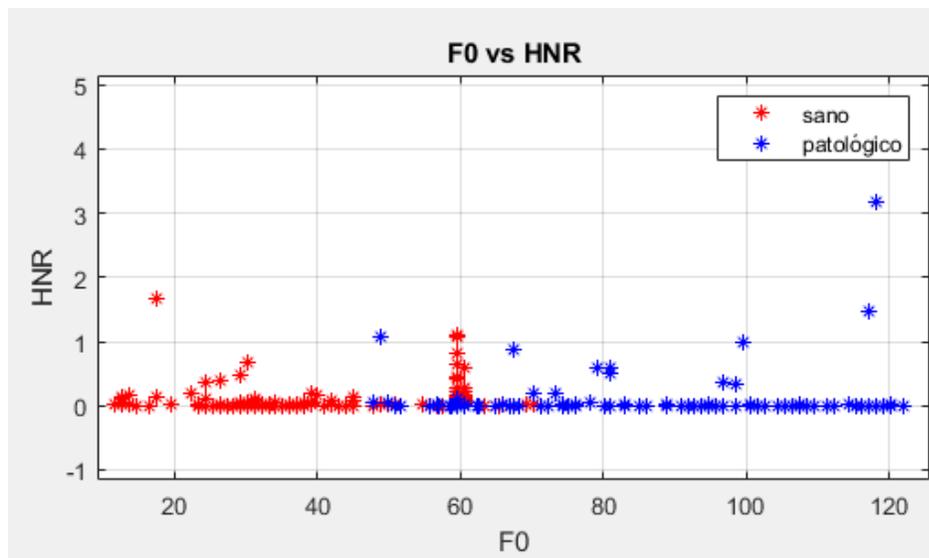
En la figura 5-16 y 5-17 se puede observar que la frecuencia fundamental es mayor en los pacientes patológicos y hay una mayor concentración de datos en los pacientes sanos en la figura 5-16.

Figura 5-16: Combinación F0 Vs RMS por ventaneo



Nota: Creada a través de Matlab, 2022

Figura 5-17: Combinación F0 Vs HNR por ventaneo



Nota: Creada a través de Matlab, 2022

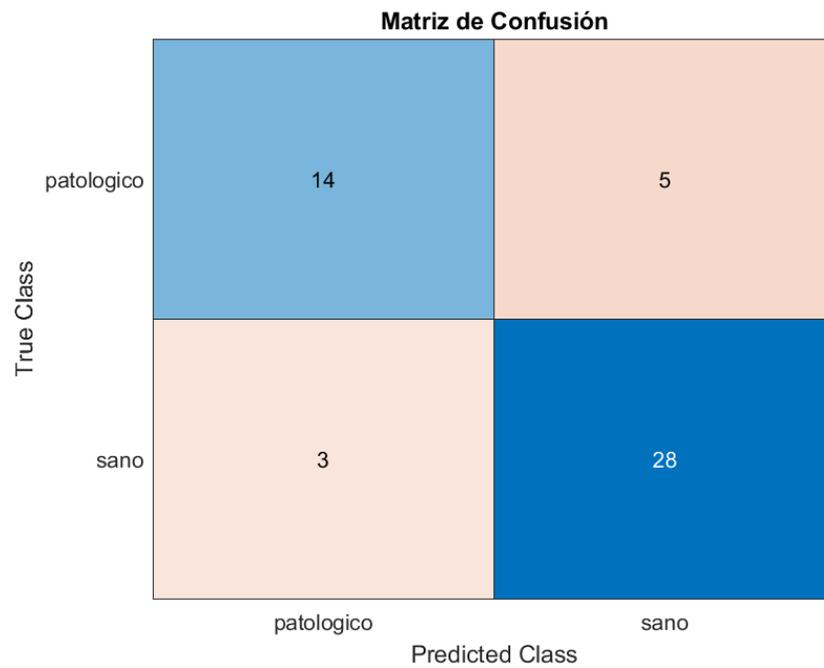
Ahora bien, con las gráficas de dispersión se determina que se requieren más de dos parámetros para obtener un porcentaje de acierto elevado debido a que la señal del corazón varía con respecto a la edad.

5.4 Red neuronal

Para el análisis presentado anteriormente, se implementa la red con 4 entradas de la combinación de frecuencia fundamental de R1 y R2 y, RMS de R1 y R2, alcanzando una tasa de acierto de 84%. Como también 4 entradas de RMS, varianza, HNR y frecuencia fundamental para ventaneo.

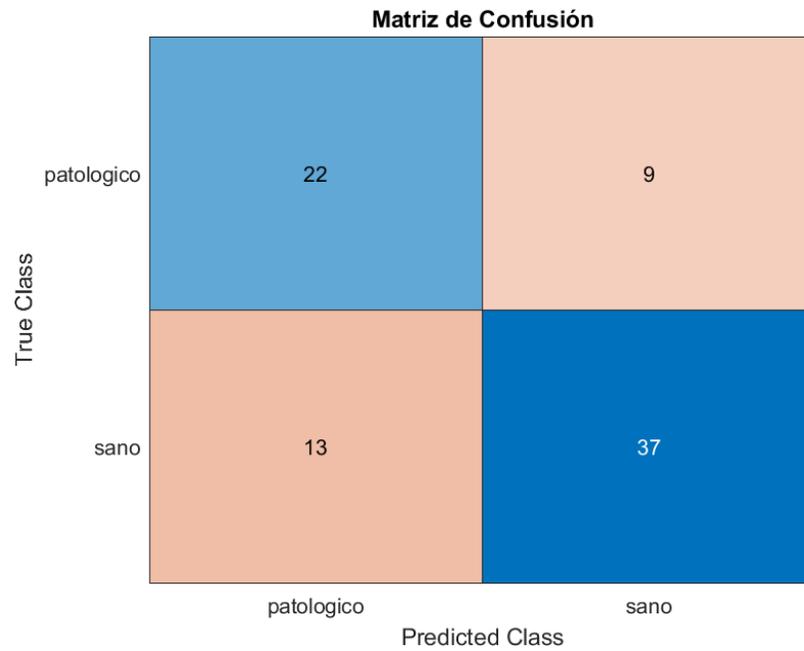
Por consiguiente, se realiza la visualización de los resultados de la red neuronal, por medio de la matriz de confusión como se puede observar en la figura 5-18 y 5-19.

Figura 5-18: Matriz de confusión de ruidos R1 y R2



Nota: Matriz de confusión creada a través de Matlab, 2022

Figura 5-19: Matriz de confusión por ventaneo



Nota: Matriz de confusión creada a través de Matlab, 2022

Posteriormente, con los resultados de la matriz de confusión de los datos de los ruidos se procede a realizar el cálculo de la sensibilidad y la especificidad, que permite indicar la capacidad que tiene la red de diferenciar los casos positivos de los negativos, se obtiene un porcentaje de 82.3% para sensibilidad y 84% para especificidad. La exactitud se determina con la suma de los casos positivos verdaderos como falsos verdaderos dividido entre el total de datos con un porcentaje de 84% . Por último, la precisión es la división de los positivos verdaderos entre la suma de positivos verdaderos y falsos negativos con un porcentaje del 73.6%. Así mismo, por medio de ventaneo se obtienen unos porcentajes del 62.8% en sensibilidad, 80.4% de especificidad, 72.8% de exactitud y 70.9 de precisión.

5.5 Interfaz

En la figura 5-20 se muestra el inicio de la app, la cual fue implementada en la app designer de Matlab, esta contiene el nombre de la app, ofrece la opción de inicio para la adquisición, análisis y diagnóstico. Adicionalmente, cuenta con un botón para obtener mayor información sobre el proyecto.

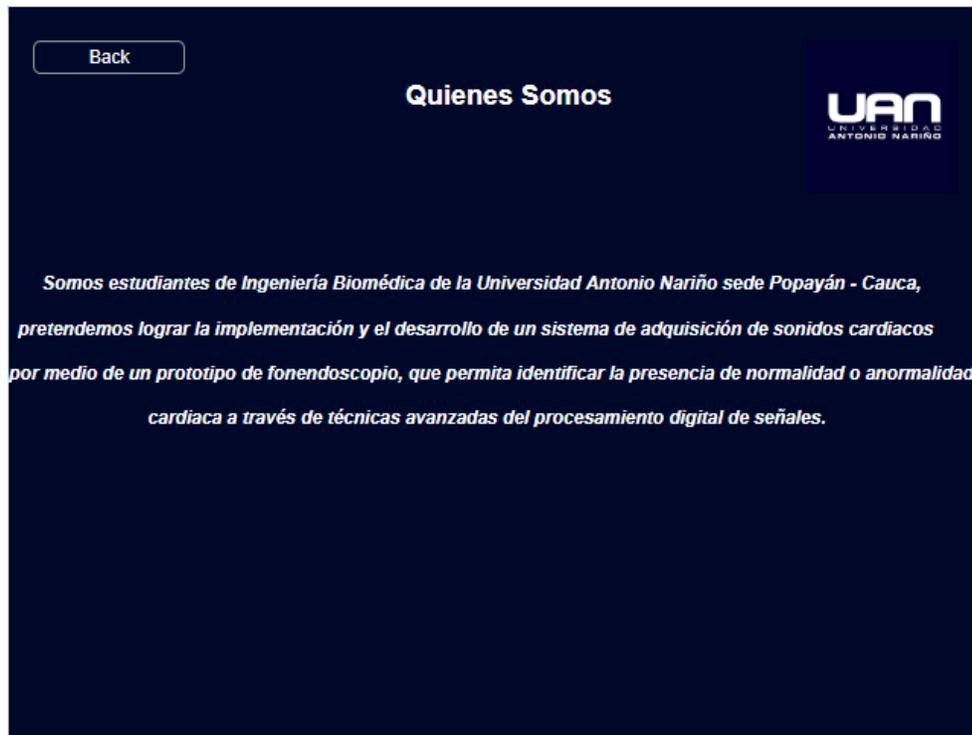
Figura 5-20: Interfaz de inicio



Nota: Elaboración propia a través de app designer de Matlab

En la figura 5-21 se muestra una descripción de quiénes somos y qué queremos lograr con el sistema implementado.

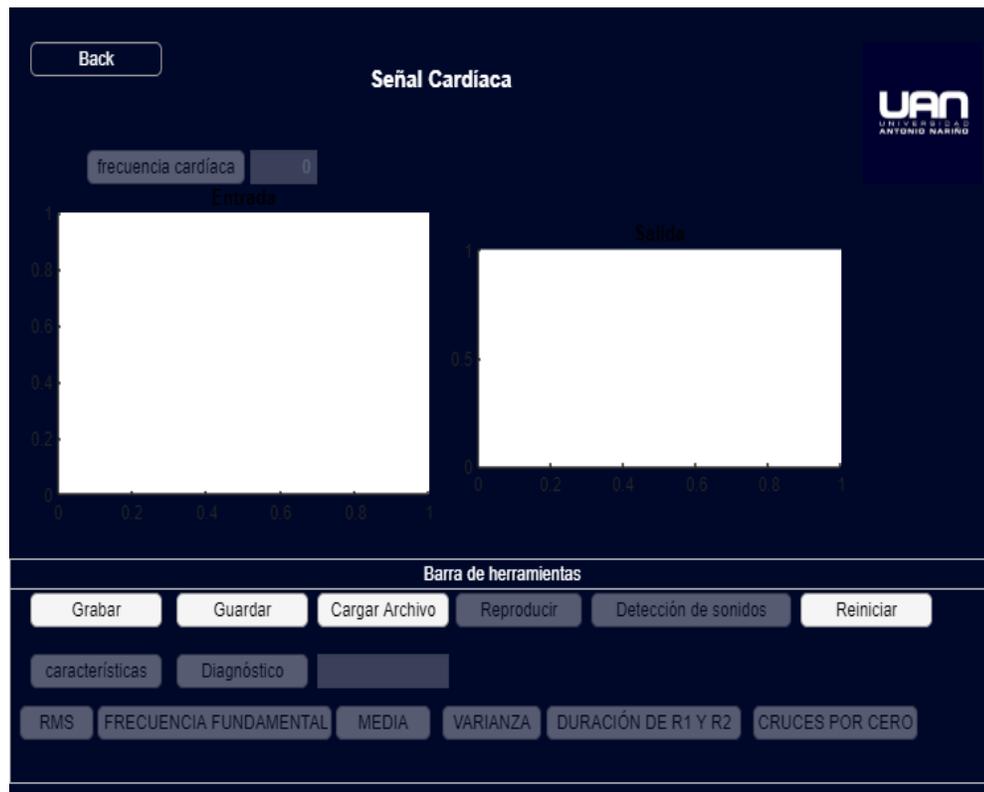
Figura 5-21: Interfaz de presentación



Nota: Elaboración a través de app designer de Matlab

En la figura 5-22, se muestra la interfaz realizada en app designer, la cual interactúa con el usuario permitiendo grabar, guardar y hacer los diferentes procesamientos para encontrar las diferentes características de la señal sonora como su frecuencia, en este caso la frecuencia cardiaca. Es decir, semi automatización.

Figura 5-22: Interfaz de adquisición, análisis y diagnóstico.



Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

Conclusiones

Se logró diseñar un sistema funcional de adquisición con componentes asequibles económicamente, que permite la digitalización de señales cardíacas por medio de la tarjeta de audio.

La aplicación hecha en matlab para el análisis mediante algoritmo de inteligencia computacional, brinda el cálculo de descriptores como frecuencia fundamental, varianza y el RMS que permiten diferenciar entre una patología y normalidad cardíaca.

Se obtuvo una respuesta positiva por parte de los profesionales de la salud, quienes expresaron su opiniones sobre la aplicación y el sistema en general.

Anexo 1

Tabla 6-1: Porcentajes de exactitud en la clasificación de patologías cardíacas

COMBINACIÓN	MÉTODO	PORCENTAJE %
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, RMS R1 y R2	Diagrama de árbol	82
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, RMS R1 y R2	Discriminante lineal	76
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, RMS R1 y R2	Regresión logística	76
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, RMS R1 y R2	Lineal SMV	74
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, RMS R1 y R2	Gaussian naive bayes	74
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, HNR R1 y R2	Discriminante lineal	82
Frecuencia fundamental R1 y R2 y, HNR R1 y R2	Lineal SMV	88

Nota: Elaboración propia 2022

Anexo 2

Manual de usuario

La combinación del sistema del sistema Hardware y Software en búsqueda de resultados más precisos para el estudio de normalidad o patología cardíaca, se creó un prototipo de estetoscopio con diferentes etapas electrónicas, las cuales ayudan a acondicionar la señal para ser procesada digitalmente, logrando por medio de una interfaz el analisis y visualizacion de la señal sonará, mostrada a continuación.

La aplicación se implementó en la app designer de Matlab, ofrece las opciones de inicio donde se encuentra la adquisición, análisis y diagnóstico. Adicionalmente, cuenta con un botón para obtener mayor información sobre el proyecto.

Figura 7-1: Interfaz Inicio



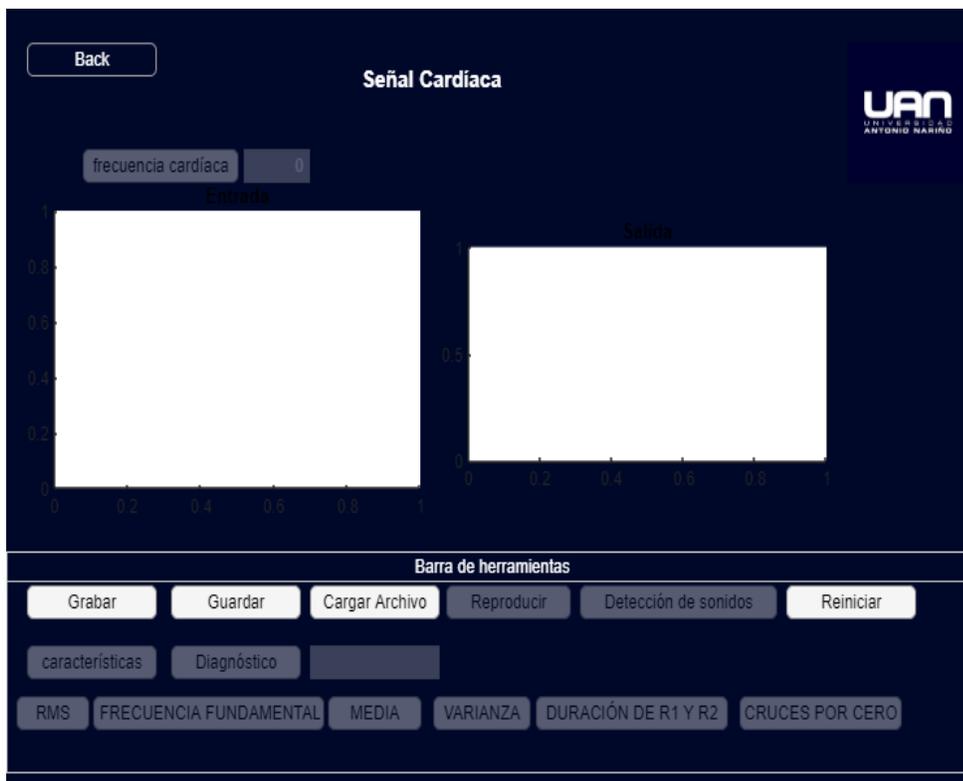
Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

Inicio: Muestra en pantalla los diferentes botones para ir a la interfaz de señal cardiaca e información del proyecto.

Grabar y guardar:

Selecciona el botón grabar comienza a capturar la señal y reproducir en tiempo real el sonido cardiaco.

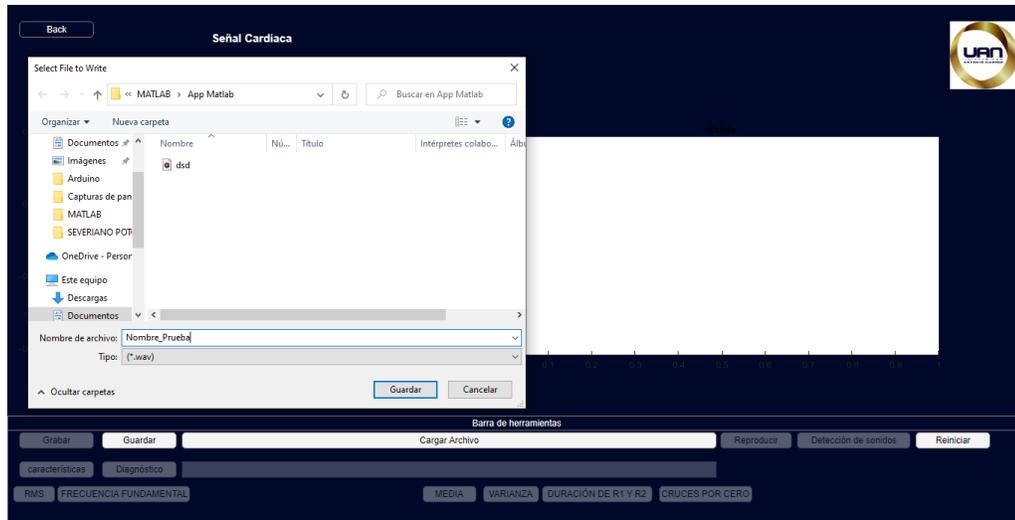
Figura 7-2: Interfaz de señal cardiaca-grabar



Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

La pantalla de visualización está adecuado cada 5 segundo, cuando se selecciona el botón guardar, se almacenará la información en el computador en formato .wav

Figura 7-3: Interfaz de señal cardíaca- guardar.

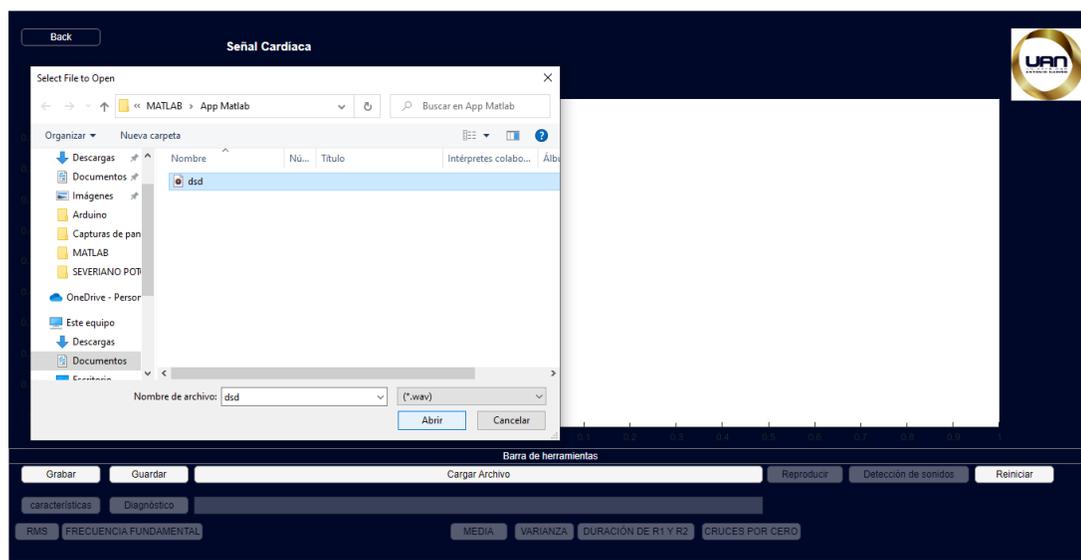


Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

Cargar archivo y reiniciar

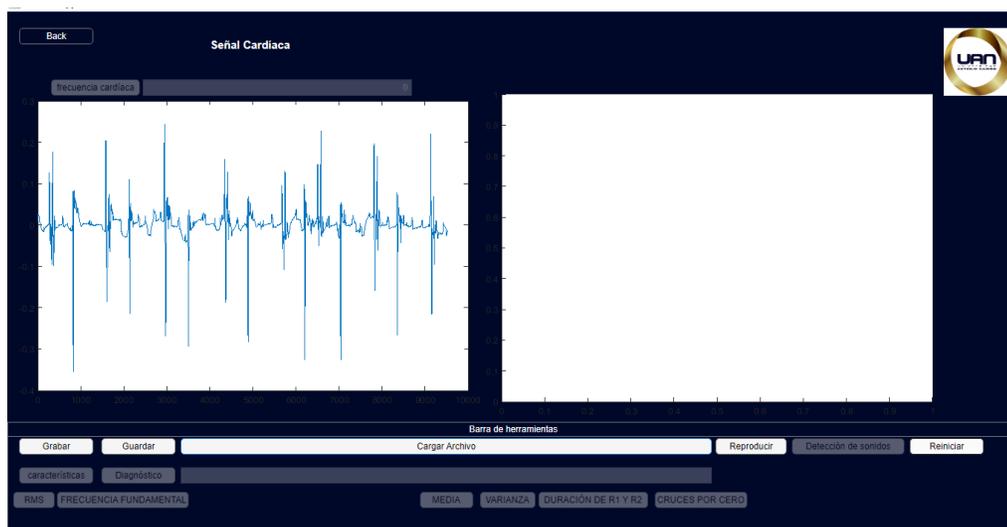
Las señales guardadas con anterioridad se pueden volver a cargar seleccionando el botón cargar archivo.

Figura 7-4: Interfaz de señal cardíaca- cargar archivo



Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

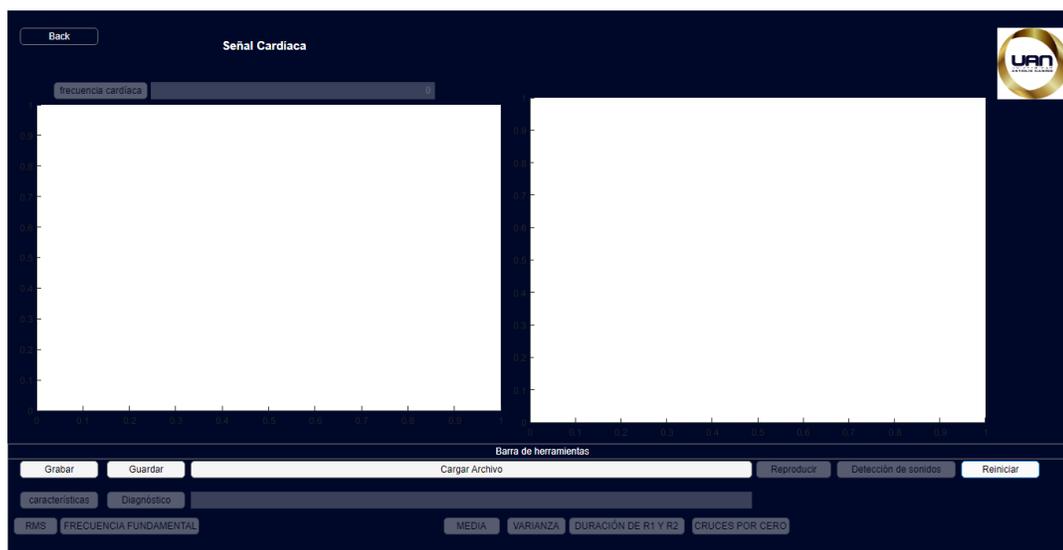
Figura 7-5: Interfaz de señal cardiaca - señal cargada.



Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

El botón reiniciar se tiene que seleccionar al momento que se quiera grabar de nuevo una señal o cargar un archivo.

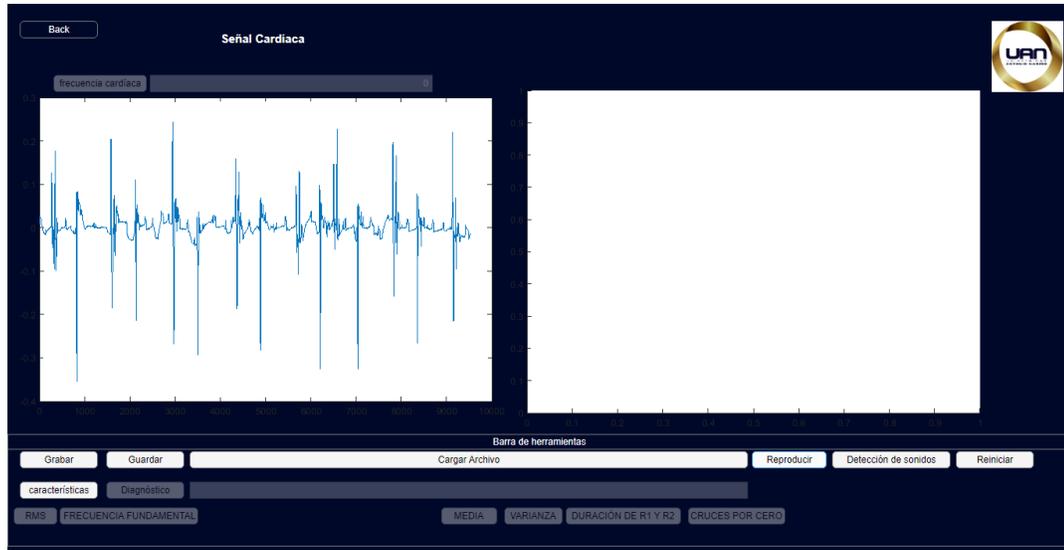
Figura 7-6: Interfaz de señal cardiaca- reiniciar.



Nota: elaboración propia por medio de app designer de Matlab, 2022

Reproducir

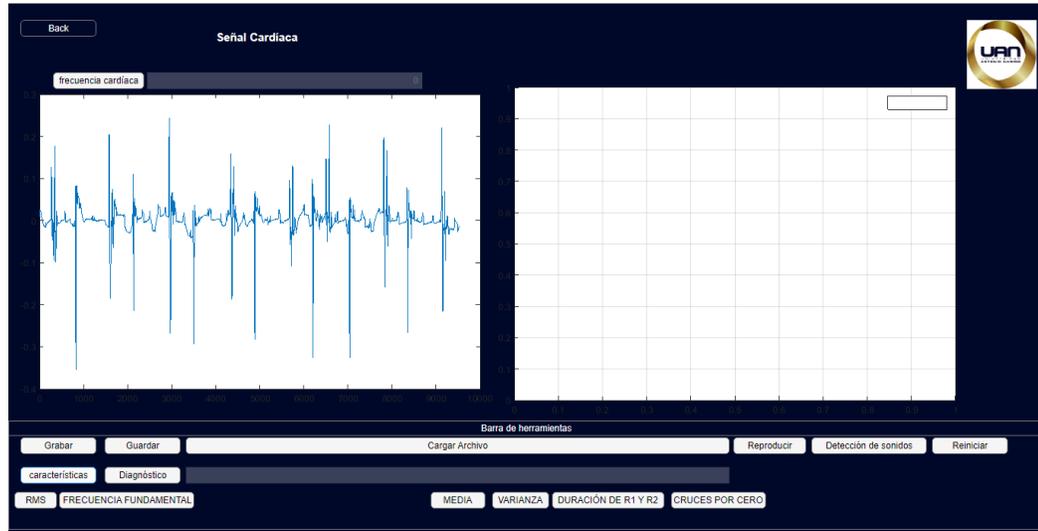
Figura 7-7: Interfaz de señal cardiaca- detección de sonidos.



Características

Al ejecutar este botón se activa los botones RMS, frecuencia fundamental, media, varianza, duración de R1 y R2 y cruces por ceros al momento que seleccionar cualquiera de ellos se visualizará en pantalla la información correspondiente a cada botón, los botones diagnóstico y frecuencia genera una información en cada casillas correspondiente.

Figura 7-8: Interfaz de señal cardiaca- características.



Información adicional

CELL: 3148385044 - 3137012517

Correo: cpotosi40@uan.edu.co - luguerrero08@uan.edu.co

Referencias Bibliográficas

- Arévalo, Meneses, A., & Toloza, Cano, D. (2005). Fonocardiografía (FCG), dalcame,. De: <http://www.dalcame.com/fono.html#.YJkQzcAzBIU>
- Quiroz, Rico, C., Ortiz, Ravell, C., Parra, Acevedo, G., Velázquez, Solano, F.(2019). Diseño y construcción de un estetoscopio electrónico de bajo costo para la auscultación cardíaca y pulmonar, Universidad la Salle, Vol.5, n.2. de: <http://revistasinvestigacion.lasalle.mx/index.php/mclidi/article/view/165959/1905>
- J. Um. (2008). Sistema de auscultación inalámbrico que utiliza estetoscopio digital multifunción, google patents, Corea del Sur, de: <https://patents.google.com/patent/KR100789705B1/en?q=digital+stethoscope&oq=digital+stethoscope>
- Lozano, Hoyos, M., Bustos Vivas M., & López, López, J.(2019). Algoritmo de detección de soplos cardíacos a partir del examen de fonocardiografía, Encuentro Internacional de Educación en Ingeniería ACOFI de [:https://acofipapers.org/index.php/eiei/article/view/167/161](https://acofipapers.org/index.php/eiei/article/view/167/161)
- Cruz Ortega, H., Calderón, Monter, F. (2016). El corazón y sus ruidos cardíacos normales y agregados. Una somera revisión del tema. Rev. Fac. Med. (Méx.), vol.59, n.2, pp.49-55. ISSN 2448-4865 de: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422016000200049.
- Auscultación cardíaca, 3M™ Littmann® (s,f) de: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1573194O/es-cardiac-auscultation-exam.pdf>.
- López Farré, A., Macaya, Miguel, C. (2009). Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. Bilbao: Fundación BBVA, de: https://www.fbbva.es/wp-content/uploads/2017/05/dat/DE_2009_salud_cardiovascular.pdf
- Anatomía y función de las válvulas del corazón, Stanford Children's Health. (s,f) de: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomy-and-function-of-the-heart-valves-90-P06152>
- Sístole y diástole: las fases del ciclo cardíaco, núcleo visual. (s.f). de: <https://nucleovisual.com/sistole-y-diastole-las-fases-del-ciclo-cardiaco/>
- Mayo clinic, 2021. Estenosis de la válvula aórtica de: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/aortic-stenosis/symptoms-causes/syc-20353139#:~:text=Estos%20son%20algunos%20de%20los,desmayo%20al%20hacer%20esfuerzo%20%C3%ADsico>

M. Shea y J. Gupta. (2019). Auscultación cardíaca, manual MSD versión para profesionales, de: <https://www.msmanuals.com/es/professional/trastornos-cardiovasculares/abordaje-del-paciente-card%C3%ADaco/auscultaci%C3%B3n-card%C3%ADaca>

Pujol, R., Morell, M., & Gil-Loyzaga, P. (2018). Campo auditivo humano, cochlea, de: <http://www.cochlea.org/es/sonidos/campo-auditivo-humano>

Auscultación, semiología. (s,f). de: <http://semiologiaeisonmontero.weebly.com/auscultacioacuten.html>

Tamariz-Martel, Moreno, A. (2016). Auscultación cardíaca, *Pediatría integral*, vol.20, N.8, de: <https://www.pediatriaintegral.es/publicacion-2016-10/auscultacion-cardiaca/>

Soplos cardíacos. Mayo clinic, 2020, de: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/heart-murmurs/symptoms-causes/syn-20373171#:~:text=Los%20soplos%20card%C3%ADacos%20son%20sonidos,v%C3%A1lvulas%20card%C3%ADacas%20se%20est%C3%A1n%20cerrando>

C. Baudino. (2016). Ruidos cardíacos, Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Córdoba, de: <http://webs.fcm.unc.edu.ar/wp-content/blogs.dir/70/files/2016/08/RUIDOS-CARDIACOS.pdf>.

Jamie. (2021). Estetoscopio desventajas, Amhasefer, de: <https://www.amhasefer.com/am/estetoscopio-desventajas/>

Dispositivos Médicos. 2020. Inteligencia artificial en estetoscopios, de: <https://dispositivosmedicos.org.mx/inteligencia-artificial-en-estetoscopios/#:~:text=Sin%20embargo%2C%20la%20tecnolog%C3%ADa%20contin%C3%BAa,auricular%20y%20los%20soplos%20card%C3%ADacos>

Álvarez, Vega, M., Quirós, Mora, L., & Cortés, Badilla, M. (2020). Inteligencia artificial y aprendizaje automático en medicina, *Médica Sinergia*, vol.5, n.8, de: <https://doi.org/10.31434/rms.v5i8.557>

El hospital. (2017). Presentan estetoscopio digital que mejora la auscultación, de: <https://www.elhospital.com/temas/Presentan-estetoscopio-digital-que-mejora-la-auscultacion+117468#:~:text=%E2%80%9CHasta%20el%2080%20%25%20de%20los,CEO%20y%20cofundador%20de%20Eko>

Roche+, (2020). Un estetoscopio tuneado con inteligencia artificial detectará los problemas cardíacos, de: <https://www.rocheplus.es/innovacion/inteligencia-artificial/un-estetoscopio-tuneado-con-i>

nteligencia-artificial-detectara-los-problemas-cardiacos.html

S. Khoja, S. Abdullah, S. Khan y H. Ahmed. (2016). Digital stethoscope for real-time electronic transfer of acoustic medical data, google patents, Canada, de: <https://patents.google.com/patent/WO2016071884A1/en?q=digital+stethoscope&oq=digital+stethoscope>

L. Zizhi y C. Kunxi. (2019). Estetoscopio digital, google patents, Taiwán, de: <https://patents.google.com/patent/TWM579012U/en?q=digital+stethoscope&oq=digital+stethoscope>

L. Dong-taek y P. Park Gang-seo. (2007). Estetoscopio digital inalámbrico mediante puerto usb, google patents, Corea del Sur, de: <https://patents.google.com/patent/KR100669531B1/en?q=digital+stethoscope&oq=digital+stethoscope&page=1>

Baldasso, M. Valk, M y Kist, A. (2017). Classificação de doenças cardíacas através de eletrocardiogramas e fonocardiogramas, UFRGS Universidade Federal do Rio Grande do Sul. <https://core.ac.uk/download/pdf/293615947.pdf>.

Jiménez, J. (2016). Algoritmos de Enjambre para la Optimización de HMM en la Detección de Soplos Cardíacos en Señales Fonocardiográficas Usando Representaciones Derivadas del Análisis de Vibraciones, de: <http://hdl.handle.net/20.500.12622/60>

Peralta, J., Carrión, L., Tenesaca, J., Vázquez-Rodas, A. (dic, 2017). Clasificación de los sonidos cardíacos usando ondículas y redes neuronales, MSKN, vol.8, n.1, pp. 397–402, dic. de: <https://publicaciones.ucuenca.edu.ec/ojs/index.php/maskana/article/view/2000>

Castellanos, César G; Marin, Diana M; Cerquera, Edwin A y Delgado T. (2006). Edilson. Análisis computarizado de registros fonocardiográficos para la detección de soplos cardíacos. Rev. Col. Cardiol. vol.13, n.3, pp.171-179. ISSN 0120-5633. <http://www.scielo.org.co/pdf/rcca/v13n3/v13n3a6.pdf>

Lozano Hoyos, M. ., Bustos Vivas, M. C. ., & López López, J. M. . (2019). Detección automática de soplos cardíacos a partir de la señal de fonocardiografía. Encuentro Internacional De Educación En Ingeniería. Recuperado a partir de <https://acofipapers.org/index.php/eiei/article/view/167>

Pérez, Guzmán, D. (2020). Software para la clasificación automática de señales de sonido cardíaco con técnicas de inteligencia artificial en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, Repositorio institucional de la Universidad de Las Tunas, de: <http://roa.ult.edu.cu/jspui/handle/123456789/4325>

Fonendoscopio 3M Littmann CORE Digital. Central Médicos (s,f). <https://centralmedicos.com/fonendoscopios/592-Fonendoscopio-3M-Littmann-Core-digital.html>

Welch Allyn - Estetoscopio profesional para adultos, borgoña; 5079–139; pecho de doble

cabeza (diafragma y campana de baja frecuencia), tubo de un solo lum, 28 pulgadas : Industrial y Científico. Amazon (s,f).
<https://www.amazon.com/-/es/Welch-Allyn-Estetoscopio-profesional-adultos/dp/B07H9KZSBM>

Heinemann, L. (2017). *Sistema Cardiovascular*. insst. Recuperado 10 de marzo de 2022, de:
<https://www.insst.es/documents/94886/161958/Cap%C3%ADtulo+3.+Sistema+cardiovascular>

D.F.F.M.U.N.A.M. (2018). *El corazón como bomba: fases del ciclo cardíaco*. fisiología unam. Recuperado 10 de marzo de 2022, de
<https://fisiologia.facmed.unam.mx/wp-content/uploads/2019/10/El-coraz%C3%B3n-como-bomba.pdf>

DR. JORGE CARO LETELIER DR. JOSÉ SAN MARTÍN. (2019). *Anatomía y Fisiología del oído*. OTORRINOLARINGOLOGÍA. Recuperado 10 de marzo de 2022, de
<https://medicina.uc.cl/wp-content/uploads/2020/03/6.-Anatomia-y-fisiologia-del-oido-Patologi%C3%A1a-oido-externo-Evaluacion-auditiva.pdf>

DUHAGÓN, P. (2002). Soplos cardíacos. Archivos de Pediatría del Uruguay, 73(1), 22-25. Recuperado en 21 de marzo de 2022, de
http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-12492002000100005&lng=es&tlng=es

Rubio Tardio, J. (2020). Diseño de una aplicación en Matlab para el procesamiento de señales de fonocardiograma. Universidad Politécnica de Madrid. <https://oa.upm.es/67519/>

Jiménez, B. C., Rivero, J. C., & Castellanos, L. R. (2015). Caracterización de los sonidos implicados en el ciclo cardíaco mediante un fonocardiograma. Pistas educativas, 36(112).
<http://itcelaya.edu.mx/ojs/index.php/pistas/article/view/435/422>.

Addison, P. S. (2002). *The Illustrated Wavelet Transform Handbook* (1.a ed.). Taylor & Francis.
<https://pdfroom.com/books/the-illustrated-wavelet-transform-handbook-introductory-theory-and-applications/bLvgBOEO2Dw>.

Ezennaya Gomez, S. (2012). Segmentación de Sonidos Cardíacos mediante Procesado Digital de Señal. Universidad Rey Juan Carlos. <http://hdl.handle.net/10115/5889>.

Mayorga-Ortiz, P., Valdez-González, JA, Druzgalski, C., & Zeljkovic, V. (2018). Detección Automática y Clasificación de Eventos en Sonidos Cardiopulmonares de Sujetos Saludables. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 39 (1), 65-80. <https://doi.org/10.17488/RMIB.39.1.6>

Ríos-Prado, R., Anzueto-Ríos, L., & Tovar-Corona, B. (2019). Metodología para discernir entre sonido cardiaco no patológico de regurgitación y estenosis aórtica, empleando DTW. *Revista de la Facultad de Ciencias*, 8(1), 138–155. <https://doi.org/10.15446/rev.fac.cienc.v8n1.74802>

Ergen, B., & Tatar, Y. (2005). Characterization of phonocardiogram signals using bispectral estimation. *Proceedings of the Eighth International Symposium on Signal Processing and Its Applications*, 2005., 39, 203–206. <https://doi.org/10.1109/isspa.2005.1580231>

Chorro, F. J., Guerrero, J., Cánoves, J., Trapero, I., Mainar, L., Pelechano, F., Blasco, E., Such-Miquel, L., Ferrero, N., Sanchis, J., Bodí, V., Cerdá, J. M., Alberola, A., & Such, L. (2008). Modificaciones de las características espectrales de la fibrilación ventricular en las lesiones producidas con radiofrecuencia. Estudio experimental. *Revista Española de Cardiología*, 61(4), 394–403. <https://doi.org/10.1157/13117731>

Martínez, J. G. F. (2010). estimación espectral. OCW de la Universitat de Valencia. Recuperado 22–03-20, de <http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/programa/>

Periodograma. (s.f.). PhysioNet. Recuperado 20 de marzo de 2022, de <http://physionet.cps.unizar.es/%7Eeduardo/docencia/tds/librohtml/per1.htm>

Vivar Meliveo, O. (2013). Codificador de voz MIDI. Universidad Politécnica de Madrid. https://oa.upm.es/22597/1/PFC_OLIVER_VIVAR_MELIVEO.pdf

Prometec. (2016). [Ilustracion]. Zero Crossing Detection.. <https://www.prometec.net/wp-content/uploads/2016/01/z3-440x350.png>

Papadaniil, C. D., & Hadjileontiadis, L. J. (2014). Efficient Heart Sound Segmentation and Extraction Using Ensemble Empirical Mode Decomposition and Kurtosis Features. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(4), 1138–1152. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2013.2294399>

García Cedeño, A. E. (2017). Análisis y procesamiento de la señal auscultada del corazón para el diagnóstico presuntivo de soplos cardíacos y arritmia cardíaca. Universidad Politécnica Salesiana. <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/14152>

da Silva, I. N., Spatti, D. H., & Flauzino, R. A. (2010). Redes Neurais Artificiais Para Engenharia E Ciências Aplicadas: (1.a ed.). ARTLIBER. <https://es.scribd.com/document/466011335/Redes-Neurais-Artificiais-para-engenharia-e-ciencias-aplicadas-IVAN-NUNES-DA-SILVA-pdf>

