

ANÁLISIS TEMPORAL Y ESPECTRAL DE SEÑALES PROVENIENTES DE LA
ACTIVIDAD CARDIACA Y RESPIRATORIA CON CLASIFICACIÓN DE
PATRONES ANÓMALOS UTILIZANDO REDES NEURONALES.

MARIO FERNANDO JOJOA ACOSTA
JIMMY RICARDO VELÁSQUEZ CHAVES

UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PASTO
2009

ANÁLISIS TEMPORAL Y ESPECTRAL DE SEÑALES PROVENIENTES DE LA
ACTIVIDAD CARDIACA Y RESPIRATORIA CON CLASIFICACIÓN DE
PATRONES ANÓMALOS UTILIZANDO REDES NEURONALES.

MARIO FERNANDO JOJOA ACOSTA
JIMMY RICARDO VELÁSQUEZ CHAVES

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar por el título de
Ingeniero Electrónico

Director del proyecto:
DARÍO FERNANDO FAJARDO FAJARDO
Ingeniero electrónico, magíster en automatización y control

UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PASTO
2009

“Las ideas y conclusiones aportadas en la tesis de grado, son responsabilidad exclusiva de los autores.”

Artículo 1°. Acuerdo No. 324 de Octubre 11 de 1966, emanado del Honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño

Nota de aceptación:

Firma del Presidente del Jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Pasto, Septiembre de 2009.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo expresan sus agradecimientos a:

Ing. Darío Fernando Fajardo, director del trabajo de grado, por su permanente disposición y amable colaboración en el desarrollo de este proyecto.

Ing. José Dolores Rodríguez quien con su experiencia resolvió las dudas que se presentaban.

Dr. Jaime Alberto Gavilanes Caicedo quien con su espíritu de colaboración y ayuda sirvió de guía en temas desconocidos.

A todos los docentes del departamento de electrónica.

RESUMEN

Se busca dar una mayor explotación a la información que puede proveer el sonido producido por movimientos cardíacos y respiratorios mediante elementos electrónicos y de cómputo que permitan realizar un seguimiento mucho más fácil, procurando suprimir la necesidad de un permanente monitoreo por parte de una persona adherida al paciente objeto de observación.

Se parte de la señal acústica captada por un fonendoscopio corriente, la cual pasa por una etapa de acondicionamiento para poder ser adquirida por un computador. La información es procesada según corresponda, de manera que pueda ser entregada a una red neuronal capaz de analizarla y proveer una respuesta acorde a la interpretación de la señal.

Palabras claves: amplificador, autocorrelación, decimado, envolvente, filtro, interfaz gráfica de usuario, red neuronal, transformada de Hilbert.

ABSTRACT

It's required to give a further exploitation of the information that can provide the sound produced by cardiac and respiratory movements, by electronic and computing items to allow a lot easier tracking, trying to eliminate the need for a permanent monitoring by a person attached to the patient under observation.

It starts from the acoustic signal received by an ordinary stethoscope, which passes through a conditioning stage in order to be acquired by a computer. The information is processed, so it can be given to a neural network capable of analyze it and give an answer accord to the signal interpretation.

Key words: amplifier, auto-correlation, decimate, envelope, filter, graphical user interface, Hilbert transform, neural network.

CONTENIDO

	Pág.
1. MARCO CONCEPTUAL	26
1.1. SONIDO	26
1.1.1. Medición del sonido	27
1.1.2. Propagación del sonido	28
1.1.3. Reflexión, transmisión, absorción y difracción	29
1.1.3.1. Reflexión y transmisión	29
1.1.3.2. Absorción	29
1.1.3.3. Difracción	30
1.2. EL ESTETOSCOPIO Y LA AUSCULTACIÓN	31
1.3. USO DE LAS PROPIEDADES DEL SONIDO EN MEDICINA	32
1.4. EL CORAZÓN	33
1.4.1. Anatomía	33
1.4.1.1. Aurículas	33
1.4.1.2. Ventrículos	33
1.4.1.3. Válvulas semilunares	33
1.4.1.4. Válvulas atrio-ventriculares	34
1.4.2. Arritmias cardíacas	34
1.4.2.1. Ciclo Cardíaco	34

	Pág.
1.4.2.2. Arritmias cardíacas, definición	35
1.4.3. Soplos cardíacos	35
1.4.3.1. Clasificación de los soplos	37
1.4.3.2. Soplos Asociados a Enfermedades Cardíacas	37
1.5. RESPIRACION	38
1.5.1. Inspiración o inhalación	38
1.5.2. Expiración o exhalación	39
1.6. SIBILANCIA	39
1.6.1. Asma	39
1.6.2. Bronquiectasia	40
1.6.3. Bronquitis	40
1.6.4. Enfermedad de reflujo gastroesofágico	41
1.7. TRANSDUCTORES	41
1.7.1. Definición	41
1.7.2. Micrófonos	41
1.7.2.1. Micrófonos de inducción magnética	42
1.7.2.2. Micrófonos de capacidad variable	42
1.8. FILTROS ACTIVOS	43
1.9. TRANSFORMADA DE HILBERT	44
1.9.1. Señal Analítica	45

	Pág.
1.10.AUTOCORRELACIÓN	45
1.10.1. Correlación	45
1.10.2. Secuencias de correlación cruzada y autocorrelación	47
1.10.3. Correlación de secuencias periódicas	48
1.11.REDES NEURONALES	49
1.11.1. Modelo artificial de una red neuronal	50
1.11.2. Redes monocapa	52
1.11.3. Redes multicapa	52
1.11.4. Entrenamiento de las redes neuronales	53
1.11.4.1. Aprendizaje supervisado	53
1.11.4.2. Aprendizaje no supervisado	53
1.11.5. Perceptrón	54
1.11.6. Perceptrón multicapa	54
1.11.6.1. Capa de entrada	54
1.11.6.2. Capa oculta	54
1.11.6.3. Capa de salida	54
1.11.6.4. Bias	54
1.11.7. Algoritmo de retropropagación (backpropagation)	54
2. DESARROLLO	57
2.1. DESCRIPCIÓN GENERAL	57
2.1.1. Entrada	57
2.1.2. Acondicionamiento de la señal	57

	Pág.
2.1.3. Selección del tipo de señal	58
2.1.4. Análisis	58
2.1.5. Presentación	58
2.1.6. Salida	58
2.2. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL	58
2.2.1. Señal Acústica	58
2.2.2. Transducción y amplificación	59
2.2.3. Filtrado pasa-bajos y antialias	62
2.3. IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS	67
2.3.1. Identificación del período de la señal	67
2.3.2. Extracción de una muestra representativa	72
2.3.3. Adecuación de la muestra extraída	73
2.3.4. Análisis de la muestra	74
2.4. IDENTIFICACIÓN DE ARRITMIAS	75
2.4.1. Detección de la envolvente de la señal	75
2.4.2. Asignación de niveles	75
2.4.3. Medición de intervalos	76
2.4.4. Análisis del vector de intervalos	77
2.5. IDENTIFICACIÓN DE SONIDOS PULMONARES ADVENTICIOS	78
2.5.1. Identificación del espectro de la señal	78
2.5.2. Adecuación de la señal (abstracción)	81
2.5.2.1. Recorte de la señal	81

	Pág.
2.5.2.2. Obtención de envolvente de la señal	82
2.5.2.3. Decimación de la señal	82
2.5.3. Análisis del vector resultante	82
2.6. INTERFAZ GRÁFICA	84
3. RESULTADOS	88
3.1. DETECCIÓN DE ARRITMIAS	88
3.2. DETECCIÓN DE SOPLOS	90
3.2.1 Corazón normal	90
3.2.2 Estenosis aórtica	92
3.2.3 Galope diastólico	93
3.2.4 Regurgitación pulmonar diastólica	95
3.2.5 Soplo protosistólico	96
3.2.6 Soplo pansistólico	98
3.2.7 Anomálía no identificada	99
3.3. DETECCIÓN DE SONIDOS ADVENTICIOS	102
3.3.1. Respiración normal	103
3.3.2. Respiración tipo roncus, sibilancia, respiración crepitante seca y crepitante húmeda	104
4. CONCLUSIONES	108
5. RECOMENDACIONES	109
6. BIBLIOGRAFIA	110

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Niveles de referencia de presión sonora en diferentes ambientes	27
Tabla 2. Absorción del sonido en el aire a diferentes frecuencias	29
Tabla 3. Valores del coeficiente de absorción acústica en el hueso para diferentes frecuencias	32
Tabla 4. Especificaciones del amplificador de audio LM386	61
Tabla 5. Especificaciones del amplificador operacional LM324	66
Tabla 6. Correspondencia entre diferentes frecuencias cardiacas y números de muestra	77
Tabla 7. Comparación de resultados	102

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Fonendoscopio clásico	31
Figura 2. Anatomía del corazón	34
Figura 3. Corte transversal del corazón	36
Figura 4. Génesis de los soplos	37
Figura 5. Síntesis de las sibilancias	40
Figura 6. Ejemplo de filtro pasivo de segundo orden (a) y de filtro activo de segundo orden (b)	44
Figura 7. Sistema de radar	46
Figura 8. Modelo de Neurona Biológica	49
Figura 9. Neurona artificial – Modelo básico	50
Figura 10. Función de activación binaria	51
Figura 11. Función de activación sigmoideal	51
Figura 12. Red monocapa	52
Figura 13. Red multicapa	53
Figura 14. Retropropagación del error en una red de dos capas	55
Figura 15. (a) Propagación hacia adelante (fases de entrenamiento y rellamado). (b) Propagación hacia atrás (fase de entrenamiento)	56
Figura 16. Diagrama de bloques del sistema de detección/identificación de arritmias cardíacas o sonidos pulmonares adventicios	57

	Pág.
Figura 17. Diagrama de bloques del proceso de acondicionamiento de la señal	59
Figura 18. Componentes de una campanilla de un estetoscopio clásico.	59
Figura 19. Micrófono piezoeléctrico	60
Figura 20. Encapsulado LM386	61
Figura 21. Circuito esquemático LM386, aplicación típica.	62
Figura 22. Modelado de un sistema de amplificación	62
Figura 23. Circuito RC básico	63
Figura 24. Modelado del sistema filtro RC	63
Figura 25. Diagrama de Bode Circuito RC	64
Figura 26. Modelado del sistema filtro RC de segundo orden	64
Figura 27. Filtro de segundo orden	64
Figura 28. Respuesta en Frecuencia del circuito de segundo orden con frecuencia de corte 1000 Hz	65
Figura 29. Diagrama de bloques del proceso de identificación de soplos	67
Figura 30. Corazón normal	67
Figura 31. Autocorrelación de la señal de la figura 30	68
Figura 32. Soplo de eyección	68
Figura 33. Autocorrelación de la señal de la figura 32	69
Figura 34. Envolvente de la señal de la figura 32	69
Figura 35. Autocorrelación de la señal de la figura 34	69
Figura 36. Regurgitación aórtica diastólica severa	70

	Pág.
Figura 37. Envoltente de la señal de la figura 36	70
Figura 38. Autocorrelación de la señal de la figura 37	70
Figura 39. Autocorrelación de la señal de la figura 36	71
Figura 40. Señal de la figura 30 recortada	72
Figura 41. Muestra extraída de la señal de la figura 30	73
Figura 42. Decimación ajustada a 100 muestras de la envoltente de la señal de la figura 41	73
Figura 43. Diagrama de bloques del proceso de identificación de arritmias	75
Figura 44. Envoltente de la señal de la figura 30	76
Figura 45. Asignación de niveles altos y bajos a la señal mostrada en la figura 44 decimada diez veces.	76
Figura 46. Diagrama de bloques del proceso de identificación de sonidos pulmonares adventicios.	79
Figura 47. Espectro de frecuencia de señales de sonidos respiratorios: respiración normal (a), respiración crepitante seca (b), respiración crepitante húmeda (c), respiración tipo roncus (d) y sibilancia (e).	79
Figura 48. Primeras 10 mil muestras del espectro en frecuencia de una muestra correspondiente a una respiración normal	81
Figura 49. Decimación a 100 muestras de la envoltente de la señal mostrada en la figura 48.	82
Figura 50. Señal de muestra correspondiente a una respiración crepitante seca (a), respiración crepitante húmeda (b), respiración tipo roncus (c) y sibilancia (d).	82

	Pág.
Figura 51. Estructura de la red neuronal empleada para diferenciar sonidos pulmonares	84
Figura 52. Asistente de guide	85
Figura 53. Interfaz gráfica	86
Figura 54. Señal de entrada, corazón normal (señal adquirida)	88
Figura 55. Interfaz gráfica análisis de arritmias	89
Figura 56. Grafica de decisión de la red neuronal entrenada para la detección de arritmias	89
Figura 57. Corazón normal – Señal base de datos	90
Figura 58. Proceso para obtener las entradas, corazón normal	91
Figura 59. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón normal	91
Figura 60. Estenosis aórtica	92
Figura 61. Proceso para obtener las entradas, estenosis aórtica	92
Figura 62. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con estenosis aórtica	93
Figura 63. Galope diastólico	93
Figura 64. Proceso para obtener las entradas, galope diastólico	94
Figura 65. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con galope diastólico	94
Figura 66. Regurgitación pulmonar diastólica	95
Figura 67. Proceso para obtener las entradas regurgitación pulmonar diastólica	95

	Pág.
Figura 68. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con regurgitación pulmonar diastólica	96
Figura 69. Soplo protosistólico	96
Figura 70. Proceso para obtener las entradas, soplo protosistólico	97
Figura 71. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo protosistólico	97
Figura 72. Soplo pansistólico	98
Figura 73. Proceso para obtener las entradas, soplo pansistólico	98
Figura 74. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo pansistólico	99
Figura 75. Soplo de eyección	99
Figura 76. Proceso para obtener las entradas, soplo de eyección	100
Figura 77. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo de eyección (anomalía no identificada)	100
Figura 78. Estenosis mitral diastólica	101
Figura 79. Proceso para obtener las entradas, estenosis mitral diastólica	101
Figura 80. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con estenosis mitral diastólica (anomalía no identificada)	102
Figura 81. Respiración normal	103
Figura 82. Resultados del análisis de la señal proveniente de una respiración normal	103
Figura 83. Respiración tipo roncus	104
Figura 84. Identificación de una respiración tipo roncus	104

	Pág.
Figura 85. Sibilancia	105
Figura 86. Identificación de una sibilancia	105
Figura 87. Respiración crepitante seca	106
Figura 88. Identificación de respiración crepitante seca	106
Figura 89. Respiración crepitante húmeda	107
Figura 90. Identificación respiración crepitante húmeda	107

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Diagrama de flujo del proceso de detección del periodo de una señal cardiaca.	112
ANEXO B. Diagrama de flujo del proceso de extracción de una muestra correspondiente a un ciclo cardíaco completo.	113
ANEXO C. Diagrama de flujo del proceso de adecuación de la muestra extraída correspondiente a un ciclo cardiaco (ajuste de dimensiones).	114
ANEXO D. Diagrama de flujo del proceso de análisis de la muestra abstraída de la señal cardiaca.	115
ANEXO E. Diagrama de flujo del proceso de abstracción de información de frecuencia cardiaca para la identificación de arritmias.	116

GLOSARIO

ADVENTICIO: que sucede de manera accidental, extraña o poco natural o de forma inesperada.

AMPLIFICACIÓN: Incremento de la amplitud de cierta magnitud.

ARRITMIA: hace referencia a una falta de ritmo regular. En el ámbito de la medicina, la arritmia es una irregularidad y desigualdad en las contracciones del corazón.

AXÓN: proyección larga y delgada de una neurona a través de la cual viaja el impulso nervioso de forma unidireccional, desde el cuerpo neuronal hacia otras células.

CONDENSADOR: dispositivo de dos terminales que consiste en dos cuerpos conductores separados por un material no conductor. Un condensador es un componente capaz de almacenar energía eléctrica.

CONGÉNITO: Se define así a cualquier rasgo o elemento presente en un ser desde el nacimiento, debido a un factor genético, físico (radiación), químico (fármacos, tóxicos) o infeccioso (rubéola congénita entre otras).

CORRIENTE: movimiento de electricidad (flujo de electrones) a través de un conductor. Su unidad de medida es el Amperio.

DECIMACIÓN: proceso mediante el cual sólo se toma valores de una muestra en intervalos determinados cuya longitud dependerá del grado de decimación que se desee.

DENDRITA: prolongación ramificada de una célula nerviosa mediante la cual esta última recibe estímulos externos.

DISCRETO: En matemáticas y física, una función, variable o sistema es considerado discreto, si es divisible un número finito de veces.

DIVERGENCIA ESFÉRICA: Efecto por el cual el nivel de presión sonora disminuye conforme el sonido se propaga en un campo abierto.

ESPECTRO: resultado de la dispersión de un conjunto de radiaciones, de sonidos y, en general, de fenómenos ondulatorios, de tal manera que resulten separados de los de distinta frecuencia.

FLUJO LAMINAR: Movimiento de partículas caracterizado por seguir trayectorias bastante regulares, separadas y muy bien definidas dando la impresión de que se tratara de laminas o capas paralelas entre si, que se deslizan suavemente unas sobre otras.

FLUJO TURBULENTO: Movimiento de partículas siguiendo trayectorias erráticas, o muy irregulares sin definir un orden establecido, ocasionando transferencia de cantidad de movimiento de una porción de fluido a otra,

FONENDOSCOPIO: instrumento médico que sirve para auscultar y que está formado por dos tubos, con un auricular en cada extremo, que están unidas en otro tubo terminado en una placa metálica que se aplica al cuerpo.

FUNCION DE TRANSFERENCIA: modelo matemático que a través de un cociente relaciona la respuesta de un sistema (modelada) a una señal de entrada o excitación (también modelada).

HIPERTROFIA: En fisiología se define así al aumento excesivo en el volumen de un órgano.

IMPEDANCIA: se describe con esta palabra a la suma algebraica entre resistencia y reactancia en un circuito eléctrico, la cual se opone al flujo de la corriente alterna. Su unidad de medida es el ohm y normalmente se representa con la letra Z .

MONOLITICO: circuito integrado construido completamente en una única pastilla semiconductor. Se le llama usualmente "chip".

MUESTREO: proceso mediante el cual se representa una señal continua por medio de valores discretos de la misma (es decir en intervalos de tiempo), llamados muestras.

PIEZOELECTRICIDAD: fenómeno presentado por determinados cristales que, al ser sometidos a tensiones mecánicas, adquieren una polarización eléctrica en su masa, dando lugar a una diferencia de potencial y cargas eléctricas en su superficie.

RED NEURONAL ARTIFICIAL: dispositivo computacional compuesto de unidades que se asemejan a las neuronas. Dichas redes son frecuentemente utilizadas para simular la actividad cerebral.

REFLUJO: Trastorno que hace referencia al desplazamiento equivocado de un fluido o de lo que transporta en él.

RESISTENCIA: en electrónica es la oposición que los cuerpos conductores presentan al paso del calor o de la electricidad. Los materiales aislantes están caracterizados por tener valores altos de resistencia.

SEÑAL: algún tipo de dato que informa sobre algo sustituyendo la palabra escrita o lenguaje hablado. Las señales pueden ser utilizadas para transmitir información. Tanto el emisor como el receptor deben encontrar un lenguaje común para entenderse.

TRANSDUCCION: transformación de un tipo de señal o energía en otra de distinta naturaleza que debe de guardar algún tipo de proporción con la primera.

VECTOR: En física hace referencia a una representación geométrica de una magnitud (velocidad, aceleración, fuerza, etcétera) que necesita orientación espacial, punto de aplicación, dirección y sentido para quedar definida. En programación un vector es un conjunto o agrupación de variables del mismo tipo cuyo acceso se realiza por medio de índices.

VOLTAJE: diferencia que existe entre dos puntos en el potencial eléctrico, refiriéndose a potencial eléctrico como el trabajo que se realiza para trasladar una carga positiva de un punto a otro.

INTRODUCCIÓN

En la ejecución de los procesos de la medicina moderna existe una gran cantidad de obstáculos, especialmente de orden tecnológico y de disponibilidad de elementos, que limitan la acción del usuario. Este trabajo busca, mediante la implementación de elementos y mejoras electrónicas, permitir una labor más sencilla, precisa y eficiente por parte del usuario. Con este proyecto se propone un elemento que pueda proporcionar una lectura más apropiada, y que facilite al usuario una identificación de variables que no serían distinguibles con un fonendoscopio corriente.

Las señales obtenidas no siguen un patrón preestablecido, o sea son de tipo aleatorio y dependen de cada persona, por tal razón sería imposible obtener un modelo matemático que describa el funcionamiento normal o anormal de los objetos de examinación. Esto lleva a usar técnicas bioinspiradas que intentan emular el funcionamiento de un cerebro humano para lograr este objetivo, tal es el caso de las redes neuronales que basan su funcionamiento en algoritmos adaptativos capaces de distinguir entre patrones previamente “aprendidos”.

En la actualidad existen en el mundo muchas técnicas emergentes que permiten la clasificación de patrones de señales estocásticas provenientes de diversas fuentes.

Hay una gran cantidad de motivos por los cuales debe implementarse mejoras electrónicas a diversos elementos de uso cotidiano, una de las más evidentes, es facilitar los procesos de utilización; sin embargo, un motivo sobresaliente para procurar dichas implementaciones es realizarlas con elementos, ideas y materia prima regional, pues, a pesar de que muchas de las mejoras que en nuestra sociedad se desea tener y/o aplicar ya han sido realizadas previamente en algún otro lugar (en un país tecnológicamente superior). Muy pocos de los elementos de tecnología avanzada llegan hasta nosotros, llegan cuando ya son obsoletos, o si llegan, son prácticamente imposibles de adquirir para la gran mayoría debido a sus elevados costos. En Colombia pocas empresas están dedicadas al sector tecnológico, por tanto una razón más, y no menos importante es la posible incursión en un mercado poco explorado al ofrecer elementos de instrumentación electrónica para medicina a un costo relativamente bajo. El hecho de que las señales provenientes de los sonidos analizados hayan sido convertidas a unas de tipo digital abre campo a muchas posibilidades para su tratamiento y análisis, entre tantas, se podría presentar la información de manera visual para, de esta manera, facilitar el estudio o la identificación de un patrón determinado en la señal objeto de análisis, realizar un reconocimiento automático de determinadas anormalidades (incremento o decremento de frecuencia, amplitudes

extraordinarias, ruidos fuera del rango normal, etcétera), transmitir la señal hacia diferentes terminales, por medios guiados o no guiados, permitiendo a más de una persona escuchar un mismo sonido de manera simultánea (aplicable principalmente en la enseñanza) e incluso almacenar la información para un estudio posterior o para tener una muestra y/o referencia. Estas son algunas de las tantas posibilidades de procesamiento y/o tratamiento que permitiría una señal de tipo electrónico.

Este proyecto consigue mediante un análisis realizado con redes neuronales interpretar algunas señales provenientes de un fonendoscopio, abriendo paso a la posibilidad de realizar un monitoreo continuo de pacientes con elementos de costos reducidos.

1. MARCO CONCEPTUAL

El *fonendoscopio* es un elemento que capta señales acústicas, debido a esto, se hace fundamental comprender de alguna manera y en cierta medida la naturaleza del *sonido*. La arquitectura de un *fonendoscopio* pretende proporcionar de la manera más clara posible sonidos referentes al objeto de estudio, que generalmente son el corazón, los pulmones y los intestinos. En este proyecto se hace un enfoque hacia el *corazón* y en segunda instancia a los pulmones (*respiración*). La señal acústica original es acondicionada de manera que se logre una cierta mejora que permita una identificación de variables más eficiente, dicho acondicionamiento es llevado a cabo mediante *filtros* y *amplificaciones electrónicas*. Posteriormente, las señales acondicionadas son procesadas de manera que se extraiga la información relevante según sea el caso. Este procesamiento es obtenido mediante el uso de diversas herramientas matemáticas como lo son la *transformada de Hilbert* y la *autocorrelación* entre otras. De esta forma se consigue hacer a un lado elementos innecesarios que sólo llevarían a tiempos de cómputo elevados y dificultarían la etapa de análisis. Esta última etapa, es decir la del análisis, será llevada a cabo mediante *redes neuronales artificiales*, diseñadas y entrenadas para un propósito en específico, tanto de zona bajo observación como de anomalía en dicha zona.

1.1 SONIDO¹

El *sonido* es una *vibración mecánica* de partículas en un medio que, en contacto con el tímpano, es transmitida al oído. A través del oído interno y el nervio auditivo, el cerebro interpreta esta vibración.

La *vibración* de una partícula hace referencia al movimiento de ésta en las proximidades de su posición original que, luego de sucedida, le permitirá volver a dicha posición. Una *vibración* es, por ejemplo, lo que ocurre en la superficie del agua en reposo: si se arroja una piedra, ésta crea una vibración que avanza y hace que las partículas de la superficie suban y bajen, pero pasada la onda, las partículas siguen donde estaban inicialmente.

La diferencia del ejemplo del agua con el sonido radica en que en el aire los movimientos de las partículas son de tipo longitudinal, es decir van en el sentido en el que se aplicó la fuerza originadora del "*sonido*"; en otras palabras, si se tiene una superficie que vibra (por ejemplo el cono de un altavoz), la energía se transmitirá a las partículas de aire que se encuentran en contacto con la superficie, "empujándolas" hacia adelante; éstas a su vez transmitirán su energía a las

¹ NOCIONES DE SONIDO. Documentación HTML [Online]. 2009. Disponible en Internet <<http://www.estudioveracruz.com/nocionesdesonido.html>>

siguientes y así, sucesivamente. Cuando las primeras partículas han terminado de ceder energía, se tendrá un *nivel bajo* de onda, y se repetirá el ciclo en el momento en el que la superficie vuelva a vibrar. De esta forma se propaga la energía por el aire hasta llegar al “receptor” en donde adquirirá su calidad de sonido (al ser interpretado como tal).

Tomando el concepto de *sonido* como vibraciones que el oído humano es capaz de percibir, es necesario limitarlo (idealmente) a aquellas con frecuencias comprendidas entre los 20 y los 20.000 Hz (de acuerdo a las investigaciones realizadas documentadas en la literatura consultada). De este modo se denomina infrasonidos a las vibraciones cuya frecuencia es menor de 20 Hz y ultrasonidos a aquellas que oscilen por encima de los 20 KHz.

1.1.1. Medición del sonido.² Las vibraciones causadas por perturbaciones sobre el estado de reposo inicial de las partículas de un medio determinado son traducidas en variaciones muy pequeñas de presión. Las partículas de dicho medio se acercan y alejan de acuerdo a las vibraciones (un cierto tipo de compresión y descompresión). La variación de presión que este cambio de “compresión” produce es el fenómeno medido. La unidad de medida de la presión es el Pascal (Pa) y se define como la aplicación de una fuerza de 1 newton aplicada sobre una superficie de 1 metro cuadrado en sentido perpendicular a la misma. Sin embargo esto conduce a tratar con unidades muy pequeñas, razón por la cual se usa otra medida relativa: el *Nivel de Presión Sonora (NPS)* el cual está definido en *decibelios* (se trabaja con esta unidad derivada del Belio debido a que esta última resulta un tanto grande). El NPS en decibelios es el resultado de la siguiente función matemática:

$$NPS = 20 \log_{10} \left(\frac{presión}{p_{ref}} \right) \quad (1)$$

Siendo " P_{ref} " una constante con un valor de 20×10^{-6} Pa (0,000002 Pa) y representa un acercamiento a la mínima presión que puede detectar el oído humano medio. Se dice entonces, si $NPS = 0$ dB, hay “silencio”. En términos de habla inglesa, las referencias NPS son encontradas como SPL (Sound Pressure Level) y por influencia, también en documentación de habla hispana se suele encontrar datos en dB SPL. Algunos valores medios en dB son mostrados en la tabla 01.

Tabla 01. Niveles de referencia de presión sonora en diferentes ambientes.

25 dB	Presión promedio en un dormitorio urbano
57 dB	Presión producida por una conversación normal

² Ibíd., p.2.

64 dB	Presión producida por una conversación de tono elevado
85 dB	Presión producida por un grito
115 dB	Presión producida en una discoteca
130 dB	Umbral de dolor

1.1.2. Propagación del sonido.³ El sonido es una vibración que, como tal, se puede dar en cualquier medio material, sólido, líquido o gaseoso. En cada medio, se propaga a una velocidad diferente, principalmente en función de la densidad de dicho medio. Cuanto más denso sea éste, mayor será la velocidad de propagación del sonido. En el vacío, el sonido no se propaga, pues no existen partículas que puedan vibrar y transmitir la energía.

En el aire, en condiciones normales, el sonido se propaga a una velocidad aproximada de 343 metros por segundo. Esta velocidad varía con la densidad del aire, y ésta a su vez depende de factores tales como la temperatura y la humedad relativa. En cualquier caso, para distancias de decenas de metros, las variaciones son mínimas.

En el agua, un valor aproximado de la velocidad del sonido es de 1500 m/s (debido a que es más densa que el aire). En este medio la densidad varía mucho en función de factores como profundidad, temperatura o salinidad. La propagación del sonido en el agua es el fundamento de los sistemas de sonar utilizados en barcos y submarinos para detectar obstáculos u objetivos y para enviar datos codificados. Para aplicaciones de sonar, las frecuencias que se utiliza corresponden a la escala del ultrasonido.

En materiales metálicos, el sonido se propaga a velocidades superiores a las anteriores, por ejemplo, en el acero el sonido se propaga a una velocidad de alrededor de 5000 m/s. En materiales sólidos se utiliza el sonido y las propiedades de reflexión para detectar fallas estructurales y grietas, sin tener la necesidad de acceder a toda la estructura. Por ejemplo, en una viga, bastará con acceder a una de sus terminaciones para poder conocer su estado, empleando ultrasonidos y ecogramas. Esta característica es muy empleada en medicina; por ejemplo, durante el embarazo se puede realizar ecogramas con ultrasonido para obtener una imagen aproximada del interior del vientre de la madre.

El nivel de presión disminuye conforme el sonido se propaga. A dicha disminución se le denomina *divergencia esférica*. Cuando el frente de onda es esférico, en la mayoría de los casos, el nivel de presión cae 6 dB por cada vez que se duplica la distancia. Estas son llamadas pérdidas por divergencia esférica. Por ejemplo, si se mide el NPS que produce una excavadora a cinco metros y éste es de 100 dB, se

³ *Ibíd.*, p.3.

podrá decir que a 20 m el NPS será de 88 dB, y a 40 m será de 82 dB. Cuando el frente de onda es plano, no hay tales pérdidas por divergencia. Un ejemplo de este tipo de propagación puede ser observado en la propagación del sonido por el interior de una tubería.

1.1.3. Reflexión, transmisión, absorción y difracción.⁴ Una onda acústica sufre ciertas transformaciones cuando pasa de un medio a otro dependiendo de factores como la densidad de los medios en cuestión y el ángulo en el que incide sobre el segundo medio entre otros.

1.1.3.1. Reflexión y transmisión. Cuando una onda acústica incide sobre una superficie plana que separa dos medios, dos ondas son producidas: una de *reflexión* y otra de *transmisión*. Si la inclinación de la onda incidente es superior a un ángulo determinado (denominado *ángulo crítico*), sólo se producirá una de las dos ondas. La cantidad de energía que pasa a formar parte de la onda reflejada y la que pasa a ser parte de la onda transmitida, depende de la relación de *impedancias* acústicas entre el primer y el segundo medio. La *impedancia*, para este caso, es la oposición que presenta un medio al avance de una onda, algo así como la "dureza" del medio. Cuando se pasa del medio aéreo al acuático, casi toda la energía se refleja, debido a que las impedancias son muy dispares. En cambio, entre una capa de aire frío y otra de aire caliente, casi toda la energía de la onda acústica pasa a formar parte de la onda transmitida, debido a que la impedancia acústica es muy similar.

1.1.3.2. Absorción. Para aclarar el concepto de *absorción* es necesario tener presente que una onda acústica hace referencia a una vibración de partículas que se encuentran en contacto unas con otras y, por tanto, hay rozamiento. Este roce consume parte de la energía, transformándola en calor, produciendo una reducción en la energía acústica total. La pérdida de energía, o *absorción*, depende de la frecuencia del movimiento, siendo generalmente mayor a altas frecuencias.

En medios fluidos como el aire o el agua se puede dar los datos de absorción en función del trayecto recorrido por la onda acústica. La tabla 02 muestra la absorción que se da en aire a 20 °C y con una humedad del 70% para distintas frecuencias, en dB por kilómetro.

Tabla 02. Absorción del sonido en el aire a diferentes frecuencias

Frecuencia (Hz)	31	63	125	259	500	1k	2k	4k	8k	16k
Absorción (dB/km)	0.2	0.3	0.7	1.3	2.6	5.3	11.0	22.0	53.0	160

⁴ Ibíd., p.4.

Como se observa en la tabla 02, la absorción es mucho mayor a altas frecuencias. Por ejemplo, una onda acústica con frecuencia de 500 Hz que recorre dos kilómetros sufrirá una pérdida por absorción del aire de 5.2 dB. Para calcular el nivel real, es necesario tener en cuenta otros factores tales como las pérdidas por divergencia esférica.

También existe otro parámetro en la absorción, y es aquel que se usa en las especificaciones de materiales acústicos; se le suele llamar "coeficiente de absorción a ". El coeficiente a es adimensional y sus valores van de 0 a 1, siendo cero el equivalente a la mínima absorción y uno a la máxima. Este valor se usa principalmente para calcular los tiempos de reforzamiento y persistencia de un sonido en espacios como auditorios. El coeficiente a de un panel acústico depende principalmente del espesor, porosidad y de la forma que tenga.

1.1.3.3. Difracción. La *difracción* se define como cualquier variación en la propagación en línea recta de una onda, debida a la presencia de algún obstáculo en el medio homogéneo. Las ondas acústicas actúan de forma parecida a como lo hace la luz cuando se encuentra con un obstáculo. También se puede hablar de *sombra acústica* creada por un obstáculo. La *sombra* creada dependerá de la frecuencia del sonido cuya propagación esté interrumpiendo. Los sonidos a altas frecuencias son afectados de una manera mucho más significativa por un obstáculo que los de bajas frecuencias; es decir: si entre un receptor y una fuente sonora en campo abierto se sitúa un obstáculo (por ejemplo una pared de dos metros), el receptor percibirá una reducción de la intensidad del sonido total.

Sin embargo, esta reducción será poca si el sonido se produce a frecuencias próximas a los 20 Hz (bajas frecuencias) y mucha, si se trata de sonidos a frecuencias próximas a los 20 KHz. (altas frecuencias). En este caso se puede decir que las bajas frecuencias sufren más difracción que las altas; en otras palabras: su trayectoria se ha curvado más, ha rodeado el obstáculo.

Los efectos de difracción tienen gran importancia en el diseño de micrófonos y altavoces, en la audición humana (difracción sobre la cabeza, la cual hace las veces de obstáculo), para el diseño acústico de recintos, etcétera. Las *sombras acústicas* creadas por obstáculos representan una herramienta muy útil en la lucha contra el ruido, como por ejemplo, los paneles usados en autopistas o autovías (en algunos lugares) para evitar que el sonido de los vehículos que circulan por ellas alcance las casas que están en las proximidades.

Como se observa, el sonido es una vibración que se propaga a través de un medio, y por tanto, para que un sonido en particular sea identificado, se hace necesario enfocarse a su fuente. Un elemento que permite dicho enfoque es el estetoscopio.

1.2 EL ESTETOSCOPIO Y LA AUSCULTACIÓN⁵

El *estetoscopio*, conocido también como *fonendoscopio*, es un elemento empleado principalmente en medicina humana, medicina veterinaria y enfermería para oír los sonidos internos del cuerpo humano. Generalmente se usa en la *auscultación* de los latidos cardíacos o los ruidos respiratorios y, en algunas ocasiones, para enfocarse en ruidos intestinales o soplos por flujos anómalos sanguíneos en arterias.

El estetoscopio, en esencia, fue inventado en Francia por el médico René Théophile Hyacinthe Laënnec en el año de 1816, quien, para evitar la vergüenza que sentía al acercar su oído al pecho de las pacientes, creó un cilindro de madera de 30 cm. de largo, dando origen al instrumento. El diseño del estetoscopio moderno se le atribuye al médico estadounidense George Philip Cammann.

El fonendoscopio reciente (clásico) está constituido por un tubo de goma que se conecta en un extremo a una campana y a un diafragma y por el otro, se divide en dos tubos, los cuales encajan en dos olivas que se adaptan a los oídos. El primer tubo es el encargado de conducir los sonidos de auscultación captados por la campana y el diafragma, hacia los dos tubos terminales, los cuales a su vez deben producir un cierto tipo de amplificación para finalmente permitir que los sonidos sean escuchados por el usuario. Figura 1.

Figura 1. Fonendoscopio clásico



Usualmente se cree que la fabricación de un estetoscopio es elemental; sin embargo, uno de buena calidad requiere la aplicación de técnicas especializadas y de precisión. La campana debe estar hecha de un material que permita oír nítidamente los sonidos captados. La longitud de los tubos es importante ya que su actividad dependerá de la frecuencia del sonido. El diámetro del tubo también

⁵ EL ESTETOSCOPIO, Enciclopedia Microsoft® Encarta® 2009. Todos los derechos reservados. Microsoft Corporation

es importante: sus medidas generalmente son de 25 cm. de longitud y 3 mm. de diámetro. Las piezas que son introducidas en los oídos deben encajar de la mejor manera posible, ya que de otra manera penetraría aire en el oído del usuario, provocando mucho ruido de fondo. Por último, la membrana del diafragma debe estar fabricada de un material especial que amplifique los sonidos provenientes del cuerpo.

La *auscultación* es un proceso que consiste en escuchar los sonidos provenientes de algún fenómeno; dicho proceso generalmente se lleva a cabo por medio de un estetoscopio. Los profesionales de la salud auscultan rutinariamente los pulmones, el corazón y los intestinos de un paciente para evaluar la frecuencia, intensidad, duración, número y/o calidad de los sonidos, dependiendo de cuál sea el objetivo de observación. De esta forma se observa que el sonido producido por algún fenómeno permite obtener una idea sobre este aun si existe alguna separación debida a un medio determinado. Debido a esto se ha encontrado un gran número de métodos aplicables en el campo de la medicina tanto no invasivos como medianamente invasivos.

1.3. USO DE LAS PROPIEDADES DEL SONIDO EN MEDICINA.⁶

Cuando una onda sonora pasa a través de la piel, hay una pérdida de energía debida a los efectos de fricción. La absorción de la energía en la piel causa una reducción en la amplitud de la onda sonora. La amplitud A decrece a medida que la onda se adentra en el medio con respecto a la amplitud inicial A_0 (en $x=0$) y está dada por la ecuación 2.

$$A = A_0 e^{-ax} \quad (2)$$

Donde a es el coeficiente de absorción del medio, sus unidades son cm^{-1} y es una variable dependiente de la frecuencia. Para el caso de hueso, en particular del cráneo, se tiene los siguientes valores.

Debido a que la intensidad es proporcional a la amplitud elevada al cuadrado, se tiene:

$$I = I_0 e^{-2ax} \quad (3)$$

Tabla 03. Valores del coeficiente de absorción acústica a en el hueso para diferentes frecuencias.

Frecuencia (MHz)	a (cm^{-1})
0.6	0.4
0.8	0.9
1.2	1.7

⁶ SONIDO EN MEDICINA. Documentación HTML [Online]. 2009. Disponible en Internet <http://www.jovenclub.cu/libros/Libros_1/ciencia2/37/htm/sec_9.htm>

Frecuencia (MHz)	λ (cm ⁻¹)
1.6	3.2
1.8	4.2
2.25	5.3
3.5	7.8

Los diferentes movimientos (funcionamiento) de los órganos del cuerpo producen sonidos característicos, de manera que si el funcionamiento normal se ve alterado por alguna causa, el sonido que produce también se verá alterado. El profesional de la salud se encuentra entrenado, mediante el uso del estetoscopio, para detectar estas variaciones. Uno de los órganos con mayor interés para ser observado mediante el uso del estetoscopio es el corazón, debido a que su movimiento (latidos) produce un sonido bien caracterizado. También se dirige la atención con frecuencia a los pulmones, ya que en el proceso de la respiración se escucha ruidos que los profesionales de la salud identifican con cierta facilidad.

1.4. EL CORAZÓN⁷

El corazón es el órgano más relevante del sistema cardiovascular, se encarga de bombear sangre por todo el cuerpo a través de los vasos sanguíneos, está compuesto por cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos.

1.4.1 Anatomía.⁸ En la figura 2 son mostradas algunas de las principales partes del corazón, las cuales serán explicadas en términos generales a continuación.

1.4.1.1 Aurículas. Son las dos cavidades superiores: la aurícula izquierda recibe sangre oxigenada (sangre con oxígeno fresco) de los pulmones por medio de las venas pulmonares. La aurícula derecha recibe sangre desoxigenada del resto del cuerpo a través de las venas cavas superior e inferior. Esta sangre contiene el oxígeno que ha sido utilizado por las células y sustituido por bióxido de carbono.

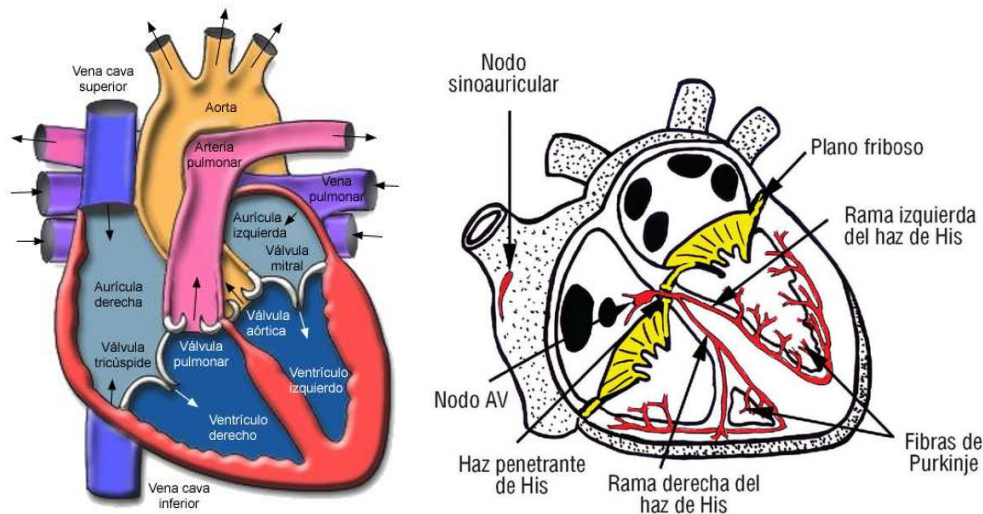
1.4.1.2. Ventrículos. Son las dos cavidades inferiores. El ventrículo izquierdo recibe la sangre de la aurícula izquierda y la bombea hacia la aorta. El ventrículo derecho recibe la sangre de la aurícula derecha y la bombea hacia los pulmones a través del tronco pulmonar.

1.4.1.3. Válvulas semilunares. Denominadas de esta forma debido a la disposición en media luna de sus lengüetas. Una de ellas, la válvula aórtica, está situada entre el ventrículo izquierdo y la aorta; y la otra, la válvula pulmonar, está ubicada entre el ventrículo derecho y el tronco pulmonar.

⁷ STOCKLEY, Corine. Diccionario de Biología. Colombia: Grupo Editorial Norma, 1996, p.62.

⁸ *Ibíd.*, p.62.

Figura 2. Anatomía del corazón



1.4.1.4. Válvulas atrio-ventriculares. Están situadas entre la aurícula y el correspondiente ventrículo. La válvula izquierda o válvula mitral es una válvula bicúspide; es decir, tiene dos lengüetas móviles o cúspides y su función es impedir que la sangre retorne del ventrículo izquierdo al atrio izquierdo. La válvula derecha es tricúspide, es decir tiene tres cúspides Impide que la sangre retorne del ventrículo derecho al atrio derecho.

1.4.2. Arritmias cardiacas.^{9,10} El ritmo cardíaco es comandado por una estructura especializada llamada nódulo sinusal. Desde allí parte un impulso eléctrico que estimula la contracción de las aurículas. Este impulso eléctrico alcanza luego a otro nodo, llamado nódulo aurículo-ventricular (ver figura 2) y se propaga por las ramas derecha e izquierda del sistema de His-Purkinje, para provocar la contracción ventricular. El hecho de que la circulación de este impulso eléctrico siga la secuencia correcta, es fundamental para que la contracción cardiaca se produzca cuando el corazón está lleno de sangre y, por lo tanto, el bombeo de la misma al resto del organismo sea el adecuado.

1.4.2.1. Ciclo Cardíaco. El ciclo cardíaco consiste en una serie de acontecimientos que componen una actividad de bombeo completa del corazón y que pueden ser escuchados. Al conjunto de dichos sonidos se les conoce como latido cardíaco. Primero se contraen ambas aurículas bombeando la sangre hacia los respectivos ventrículos, que a su vez se relajan para recibirla. Entonces se relajan las aurículas recogiendo sangre y los ventrículos se contraen para

⁹ ARRITMIAS, ENCICLOPEDIA MÉDICA EN ESPAÑOL. Documentación HTML [Online]. 2009. Disponible en Internet <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001101.htm#Definici%C3%B3n>>

¹⁰ STOCKLEY, Corine. Diccionario de Biología. Colombia: Grupo Editorial Norma, 1996, p.62.

bombearla hacia el exterior. La fase de relajación de una cavidad se llama fase diastólica y la fase de contracción se llama fase sistólica. Existe una breve pausa después de la fase sistólica de los ventrículos, mediante la cual todas las cavidades están en fase diastólica (de relajación). Todo el proceso se cumple cuando se cierran y abren las válvulas cardiovasculares.

1.4.2.2. Arritmias cardiacas, definición. Una arritmia es una anormalidad en la frecuencia, regularidad o sitio de origen del impulso cardíaco o un trastorno de la conducción que causa una secuencia anormal de activación y que puede repercutir negativamente en la función vital del bombeo de sangre proveniente del corazón.

Estas anormalidades pueden ser súbitamente letales, sintomáticas (cuando generan cuadros de desmayos, mareos o palpitaciones) o asintomáticas; las mismas pueden ser del tipo taquicardia (ritmo rápido), bradicardia (ritmo lento), extrasístoles y bloqueos (fuera de ritmo).

Las arritmias son diagnosticadas cuando manifiestan síntomas o cuando son detectadas durante un chequeo médico. Las arritmias sintomáticas y las que ponen al paciente en riesgo de muerte súbita deben ser tratadas. Existe controversia en cuanto al tratamiento de las arritmias que cursan sin síntomas, pero que pudieran evolucionar negativamente. Esta incertidumbre se debe a dos aspectos fundamentales:

- Dificultad para establecer qué pacientes asintomáticos tienen bajo riesgo y cuáles, alto riesgo de complicaciones.
- Ausencia de tratamientos farmacológicos convencionales que sean a la vez efectivos y seguros (paradójicamente el efecto secundario más común de los fármacos antiarrítmicos, es la generación de arritmias).

Los procedimientos diagnósticos para precisar el tipo de arritmia son el electrocardiograma y el Holter. Este último es un método por el cual se puede registrar y monitorear la actividad cardíaca durante al menos 24 horas y así diagnosticar con precisión el tipo de arritmia.

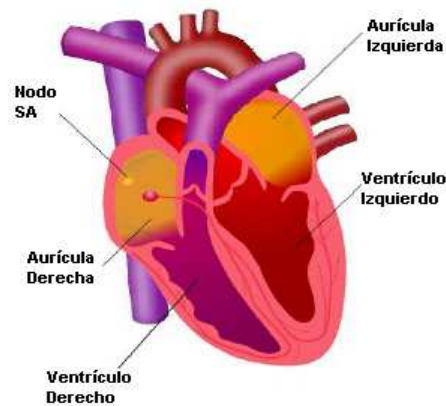
1.4.3. Soplos cardiacos.^{11,12} Se denomina soplo a la percepción de las vibraciones causadas cuando la corriente sanguínea pierde su carácter de flujo laminar.

¹¹ SOPLOS CARDIACOS, Descripción General PDF [Online]. 2009. Disponible en Internet <<http://www.scielo.edu.uy/pdf/adp/v73n1/expertos-soplos.pdf>>

¹² SOPLOS CARDIACOS. Documentación PDF [Online]. 2002. Disponible en Internet <http://www.sup.org.uy/Archivos/pediatria73_1/expertos/expertos.pdf>

La percepción auditiva del flujo sanguíneo no laminar no siempre tiene un carácter soplante; en habla inglesa se denomina a esto "*murmur*" que significa murmullo; este término resulta más exacto para definir lo que se denomina por costumbre *soplo*. El flujo sanguíneo normal es laminar y por lo tanto es silencioso. Cuando el flujo normal laminar se hace turbulento, se vuelve ruidoso o perceptible y aparece el soplo. Las turbulencias en el flujo de un líquido que circula a través de tubos de radio constante ocurren cuando se altera el factor conocido como número de Reynolds, el cual es adimensional y corresponde a la relación entre la fuerza de inercia y la fuerza de rozamiento interna de un líquido. Su valor viene dado por $R=(v.D)/\eta$ donde, v es la velocidad del líquido con índice de viscosidad η que fluye en el interior de un conducto de diámetro D . Si el valor de R es menor de 2100 el flujo es denominado laminar, caso contrario se trata de un flujo denominado turbulento.

Figura 3. Corte transversal del corazón



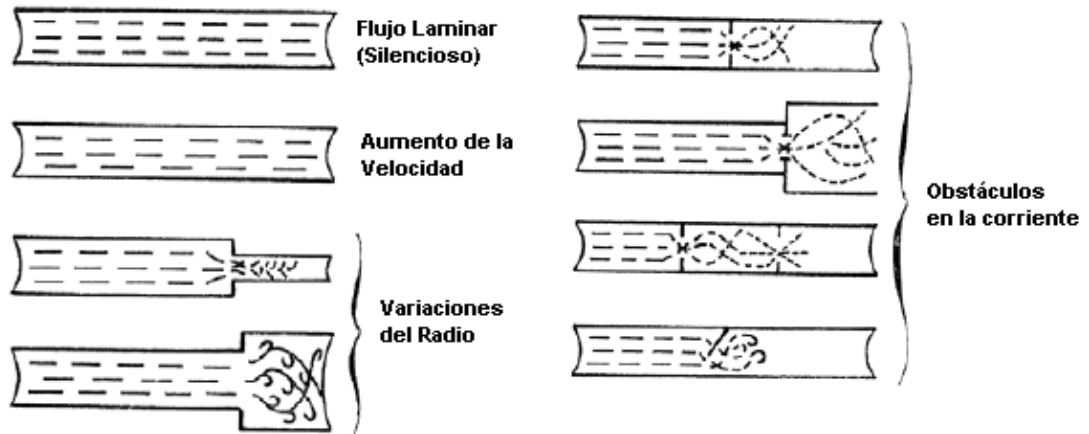
En el flujo sanguíneo normal, la variable densidad/viscosidad generalmente permanece constante, salvo en circunstancias de síndromes de hiperviscosidad o síndromes anémicos.

El radio de los sucesivos compartimientos (anillos valvulares, calibre de los vasos arteriales, etcétera) por donde circula el flujo sanguíneo no es uniforme, pudiendo de igual manera variar la velocidad media del flujo de acuerdo con diversos estímulos (por ejemplo: el ejercicio, o bien el mismo crecimiento y desarrollo de los niños). Hay otras teorías que tratan de explicar la formación de soplos, las cuales complementan lo descrito anteriormente:

- *Teoría de los vórtices*: señala que cuando un fluido encuentra un obstáculo, se forman oscilaciones periódicas llamadas vórtices o bien remolinos.
- *Teoría de la cavitación*: se basa en la formación de burbujas por la presión que fuerza a un líquido a pasar por un sitio más estrecho.
- *Teoría del impacto del chorro*: trata de explicar el impacto de la corriente sanguínea en las estructuras cardiacas o arteriales.

- *Teoría del aleteo*: se basa en el hecho que cuando en los vasos sanguíneos (tubos elásticos) aumenta la velocidad del flujo por caída de la presión lateral, se colapsa la pared del tubo que, al retomar su diámetro origina vibraciones audibles.

Figura 4. Génesis de los soplos



1.4.3.1. Clasificación de los soplos. Las características de los soplos deben ser precisadas teniendo en cuenta su intensidad, frecuencia sonora, área de localización en el tórax y localización en el ciclo cardíaco (sístole, diástole).

La clasificación de los soplos más usada es aquella que atiende al valor de su intensidad:

- *Grado 1*: Soplo muy suave, difícil de oír, requiere auscultación de varios ciclos cardíacos para su detección.
- *Grado 2*: Soplo suave, fácil de auscultar rápidamente.
- *Grado 3*: Soplo de moderada intensidad, no acompañado de bramidos.
- *Grado 4*: Soplo intenso acompañado de un bramido.
- *Grado 5*: Soplo muy intenso que puede ser auscultado por el solo contacto del borde del estetoscopio sobre el tórax.
- *Grado 6*: Soplo tan intenso que puede oírse sin apoyar el estetoscopio sobre la pared torácica.

1.4.3.2. Soplos Asociados a Enfermedades Cardíacas. No siempre la presencia de un soplo se traduce en una patología; cuando es este el caso se trata de soplos *normales* o *inocentes*, pero en contraste existen muchos soplos que están relacionados a enfermedades o consecuencias de enfermedades graves.

1.4.3.2.1 Estenosis aórtica. Afección valvular caracterizada por la estrechez anormal del orificio de la válvula aórtica del corazón. Esta reducción puede ser congénita o adquirida (desarrollarse a lo largo de la vida), generalmente como consecuencia de una fiebre reumática. La válvula aórtica controla la dirección del flujo sanguíneo desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta. En condiciones normales la válvula no restringe el flujo en esta dirección, pero en condiciones patológicas la válvula se vuelve más estrecha de lo normal impidiendo el paso de la sangre. El mecanismo de adaptación del cuerpo humano hace que el corazón se hipertrofie, con el fin de aumentar la presión y mantener el gasto cardíaco.

1.4.3.2.2. Regurgitación mitral crónica. Trastorno progresivo o de largo plazo, en el cual la válvula mitral que separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo, no cierra de manera apropiada. Esto hace que la sangre se filtre (contra flujo o regurgitación) desde el ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda durante el movimiento sistólico (contracción cardíaca).

La regurgitación de la válvula mitral es el tipo de insuficiencia de una válvula cardíaca más común. Cualquier trastorno que debilite o dañe esta válvula puede impedir su cierre apropiado, ocasionando este tipo de filtración. Al igual que casi todas las cardiopatías, puede ser de tipo congénito, aunque este caso es muy poco común. Entre las causas del tipo adquirido está la enfermedad cardíaca reumática (una complicación de una infección en la garganta no tratada) que puede llevar a que se presente engrosamiento, rigidez y retracción de los pliegues de la válvula mitral y representa casi una tercera parte de todos los casos de regurgitación mitral.

La regurgitación mitral crónica también puede ser ocasionada por trastornos tales como la aterosclerosis, la hipertensión (presión sanguínea alta), el ensanchamiento del ventrículo izquierdo, trastornos del tejido conectivo, como el síndrome de Marfan, otros defectos congénitos, endocarditis (infección de la válvula del corazón), tumores cardíacos, sífilis que no ha sido tratada (rara), entre otros.

1.5. RESPIRACION¹³

La respiración es un proceso que está compuesto por dos etapas: la inspiración (inhalación) y la expiración (exhalación). Normalmente ambas acciones son automáticas, controladas por los nervios del centro respiratorio ubicado en el bulbo cerebral. Este centro se pone en marcha cuando detecta niveles excesivos de bióxido de carbono en la sangre.

1.5.1. Inspiración o inhalación.¹⁴ Dentro del proceso de la respiración hace referencia a la etapa de ingreso de aire a los pulmones. El diafragma se contrae

¹³ STOCKLEY, Corine. Diccionario de Biología. Colombia: Grupo Editorial Norma, 1996, p.71.

aplanándose y aumentando el tamaño de la cavidad torácica. Los músculos situados entre las costillas (músculos intercostales) también se contraen tirando de las costillas hacia arriba y hacia fuera, ampliando la cavidad. La expansión completa disminuye la presión de aire en el interior de los pulmones y el aire entra para compensar el vacío producido.

1.5.2. Expiración o exhalación.¹⁵ Parte del proceso de respiración en la que se expulsa el aire. El diafragma y los músculos intercostales se relajan y el aire es forzado a salir de los pulmones a medida que disminuye el tamaño de la cavidad torácica.

Debido a ciertas patologías, los sonidos de la respiración pueden variar, cuando esto sucede dichos sonidos son denominados adventicios. Entre los sonidos respiratorios adventicios se tiene las crepitancias secas, las crepitancias húmedas, la respiración ronca (tipo roncus) y las *sibilancias*.

1.6. SIBILANCIA¹⁶

Se trata de una anomalía caracterizada por un silbido agudo producido por el paso del aire a través de conductos respiratorios obstruidos, especialmente los más pequeños, en lo profundo del pulmón. Es común encontrar sibilancias en casos de asma y enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC).

La importancia clínica de la sibilancia radica en que ésta es un indicativo de restricción de las vías aéreas y puede sugerir dificultad respiratoria.

La sibilancia es más evidente cuando en la exhalación, pero puede presentarse tanto al inhalar como al exhalar.

Se origina en los pequeños tubos bronquiales (conductos respiratorios ubicados en el fondo del tórax), pero también puede surgir si las vías aéreas más grandes están obstruidas o en ciertos casos de anomalías de las cuerdas vocales.

A continuación se describe las causas más comunes por las cuales son producidos ruidos sibilantes en los seres humanos.

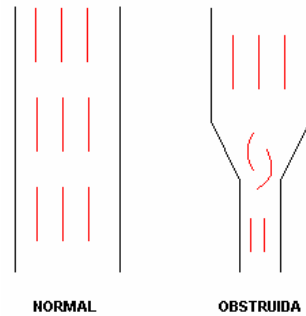
1.6.1 Asma. El asma es una enfermedad en la cual se presenta una restricción del flujo de aire que entra y que sale hacia y desde los pulmones causada por la inflamación de las vías respiratorias. Cuando se presenta un ataque de asma, los

^{14,17} *Ibíd.*, p.70.

¹⁸ SIBILANCIAS, Documentación HTML [Online]. 2008. Disponible en Internet <http://www.mercksource.com/pp/us/cns/cns_hl_adam.jspzQzpgzEzzSzppdocszSzuszSzcznszSzco ntentzSzadamfullzSzadam_ency_espzSz5zSz003070zPzhtm>

músculos del árbol bronquial se tensionan y el revestimiento de las vías aéreas se inflama, reduciendo el flujo de aire y produciendo el sonido sibilante característico.

Figura 5. Síntesis de las sibilancias.



La mayoría de las personas con asma tienen ataques periódicos de sibilancias, con intervalos de periodos asintomáticos. Algunos asmáticos tienen dificultad para respirar, con episodios en los cuales este problema empeora, mientras que otros pueden presentar tos como síntoma predominante. Los ataques de asma pueden durar de minutos a días y pueden volverse peligrosos si se restringe el flujo de aire de manera severa.

En las personas sensibles, los síntomas de asma pueden ser desencadenados por alérgenos inhalados (desencadenantes de alergias), como la caspa de una mascota, los ácaros del polvo, las cucarachas, el moho o el polen. Los síntomas de asma también pueden ser desencadenados por infecciones respiratorias, ejercicio, aire frío, tabaco y otros contaminantes, estrés, alimentos o alergias a los mismos. Asimismo, la aspirina y otros medicamentos pueden provocar asma en algunos pacientes.

El asma se presenta en 3 a 5% de los adultos y 7 a 10% de los niños. La mitad de las personas con asma desarrollan esta enfermedad antes de los 10 años de edad y la mayoría antes de los 30. Los síntomas de asma pueden disminuir con el tiempo, especialmente en los niños.

1.6.2 Bronquiectasia. Es un ensanchamiento irreversible de las vías respiratorias mayores. Suele producirse por la inflamación recurrente o la infección de las vías respiratorias. Con mayor frecuencia, comienza en la infancia como complicación de una infección o la inhalación de un cuerpo extraño.

1.6.3 Bronquitis. Es una inflamación de las principales vías aéreas hacia los pulmones. La bronquitis puede ser de corta duración o crónica, es decir, que dura un tiempo prolongado y posteriormente reaparece.

La bronquitis crónica también se conoce como enfermedad pulmonar obstructiva crónica o como EPOC, para abreviar.

El humo de cigarrillo, incluida la exposición pasiva prolongada al humo de cigarrillo, es la principal causa de bronquitis crónica. La gravedad de la enfermedad muchas veces depende de cuánto se haya fumado o por cuánto tiempo se haya estado expuesto al humo.

1.6.4 Enfermedad de reflujo gastroesofágico. Es una afección en la cual el alimento o el líquido retorna desde el estómago hacia el esófago (conducto que va desde la boca hasta el estómago). Esta acción puede irritar el esófago, causando acidez y otros síntomas.

El reflujo gastroesofágico es una afección común que a menudo se presenta sin síntomas después de las comidas. En algunas personas el reflujo se relaciona con problemas del esfínter esofágico inferior, una banda de fibras musculares que generalmente se cierran y separan el esófago del estómago. Si el esfínter no se cierra de manera adecuada, los alimentos y líquidos pueden devolverse hacia el esófago y ocasionar los síntomas.

1.7. TRANSDUCTORES¹⁷

1.7.1. Definición. Un *transductor* es un dispositivo capaz de convertir un tipo de energía en otro. Por ejemplo, un *micrófono* es un transductor que convierte una señal de tipo acústico (energía mecánica/acústica) en una de tipo electrónico (energía eléctrica). Si se transforma el tipo de señal en sentido inverso se tiene un elemento conocido como *altavoz*. Para el caso del fonendoscopio electrónico es conveniente clarificar los conceptos de transductores de tipo acústico-eléctrico (*micrófonos*).

1.7.2. Micrófonos.¹⁸ Como se dijo anteriormente, un *micrófono* es un dispositivo capaz de convertir la energía acústica en energía eléctrica. El valor de la tensión de la energía eléctrica o de sus variaciones debe ser proporcional a la presión ejercida en el micrófono en forma de energía acústica. Es decir, se mantiene una relación entre las magnitudes de las energías, la que actúa (acústica) y la que resulta (eléctrica).

Los micrófonos son clasificados de acuerdo a diversos factores. La primera clasificación y más importante que se hace es según el tipo de transductor en el que estén basados. Existen dos principios fundamentales de transducción sobre los cuales son fabricados los micrófonos: la inducción magnética y la variación de capacitancia.

¹⁷ PALLAS, Ramón. Sensores y Acondicionadores de Señal. 3 ed. México: editorial alfaomega, 2001, p.2.

¹⁸ *Ibíd.* p.338.

1.7.2.1. Micrófonos de inducción magnética. Son más conocidos como *micrófonos dinámicos* o de *bobina móvil*. Principalmente están compuestos por una pieza magnética que crea un campo magnético permanente y un diafragma pequeño y ligero en el que se encuentra acoplada una bobina de cable. La energía acústica, manifestada como presión cambiante, mueve el diafragma y, de esta forma, en los extremos de la bobina adosada (que se encuentra inmersa en un campo magnético) se crea una diferencia de potencial eléctrico (voltaje). El movimiento de la bobina, en el interior del campo magnético hace que en los extremos de la misma se produzca una variación de tensión proporcional a la aceleración; si el diafragma se desplaza lentamente, la tensión generada será pequeña; si por el contrario se desplaza rápidamente, la tensión correspondiente será mayor.

Otros tipos de micrófonos basados en la inducción magnética son los micrófonos de cinta. En este caso no se trata de una bobina sino de una cinta o membrana metálica, sujeta en el interior de un campo magnético. Los movimientos de la membrana producidos por la presión acústica, hacen que se genere tensión en los extremos del conductor.

1.7.3.2. Micrófonos de capacidad variable. Conocidos comúnmente como *micrófonos de condensador*. Consisten en dos placas metálicas paralelas separadas por un pequeño espacio. La placa frontal suele ser de plástico metalizado y hace las veces de diafragma, es ligera para poder ser movida por la presión acústica con facilidad. La placa trasera está fijada. Estas dos placas juntas forman un *condensador*. Cuando la placa frontal es movida por acción de la presión acústica, la capacidad del condensador varía, produciendo una variación de la tensión en función de la señal acústica. La amplitud de la señal de salida es muy pequeña y la salida del condensador es de muy alta impedancia por lo que se hace necesario usar un elemento conocido como *preamplificador*.

Un *preamplificador* es un circuito electrónico que aumenta los valores de amplitud de la señal eléctrica que produce el condensador y que adapta la impedancia de salida del condensador, a valores más manejables. Debido a que los condensadores de estos micrófonos necesitan una tensión de polarización y que los preamplificadores necesitan una tensión de alimentación, los micrófonos de condensador tienen incorporada una fuente de alimentación llamada fantasma o "*phantom*". En otros casos, el cuerpo del micrófono tiene baterías incorporadas o se obtiene la tensión necesaria del elemento al que está conectado. La tensión de alimentación es una tensión continua que es conducida a través del mismo cable por el cual el micrófono transmite la señal de audio. La señal de audio no es continua mientras que la de alimentación sí lo es, por lo que no interfieren entre sí y pueden ser "aisladas" mediante el uso de un transformador.

Algunos micrófonos de condensador tienen un diafragma *electret* (un electrodo hecho de fluorocarbonato o policarbonato de flúor) cuyo material le permite

mantener constante la tensión de polarización, lo que elimina la necesidad de una tensión de polarización externa. De este modo una pequeña batería que alimente el preamplificador es todo lo que se necesita, haciendo de estos micrófonos elementos más compactos y pequeños.

1.8. FILTROS ACTIVOS¹⁹

Puede definirse como *filtro* a cualquier dispositivo que modifica, de un modo determinado, una señal que pasa a través de él. Los filtros son clasificados de acuerdo a diferentes factores; de acuerdo al tipo de señal tratada se tiene filtros de tipo eléctrico, mecánico, acústico, óptico, entre otros; de acuerdo a si su comportamiento puede o no ser modelado matemáticamente con ecuaciones lineales se tiene filtros lineales y filtros no lineales.

Los filtros también son clasificados dentro de dos categorías: *analógicos* y *digitales*. Los *filtros analógicos* son aquellos en los cuales la señal puede tomar cualquier valor dentro de un intervalo; los *filtros digitales* corresponden a aquellos en los cuales la señal toma sólo valores discretos. También puede clasificarse los filtros como *continuos* o como *discretos* o *muestreados*, dependiendo de si la señal es considerada en todo instante de tiempo o en instantes discretos. Dado que los filtros digitales en la práctica son siempre muestreados, el nombre “filtro digital” se refiere habitualmente a filtros discretos digitales. Sin embargo, existen filtros discretos no digitales, como los filtros de capacidades conmutadas.

Finalmente, los filtros también pueden clasificarse como *activos* o *pasivos* según empleen o no, fuentes controladas (elementos activos, tales como amplificadores y sus derivados). Los filtros eléctricos pasivos son implementados en sentido general con inductores y capacitores. Debido a que los inductores son elementos voluminosos, pesados y costosos, el empleo de filtros pasivos es poco conveniente, excepto en frecuencias bastante altas. Los inductores pueden eliminarse mediante el uso de amplificadores y técnicas de realimentación.

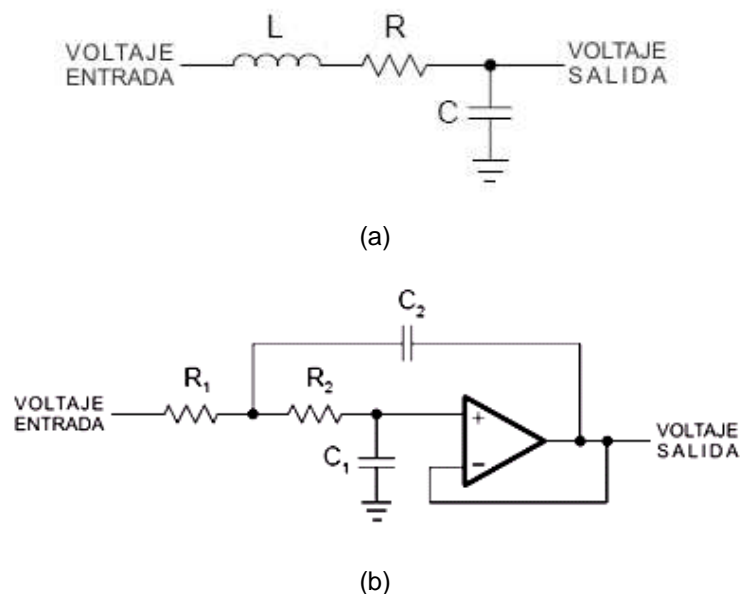
Los filtros activos son circuitos que, de alguna forma, amplifican la energía y usan, por lo general, amplificadores operacionales como dispositivos activos junto con algunos resistores y capacitores para proporcionar el rendimiento de un filtro tipo RLC a bajas frecuencias de trabajo (aunque también corresponden a filtros activos aquellos que están compuestos por transistores o tubos de vacío, entre otros elementos).

Los filtros activos presentan dos ventajas principales sobre los de tipo pasivo. La primera es que el suministro de energía que el amplificador provee al filtro puede ser usado para ajustar la respuesta del filtro, por ejemplo, la rapidez con que éste

¹⁹ MIYARA, Federico. Filtros Activos PDF [Online]. 2 ed. Argentina: Universidad Nacional de Rosario, 2004, p.3.

cambia de su banda de paso a su banda de rechazo. Para realizar algo similar pero con un filtro pasivo sería necesario el uso de inductores, los cuales tienden a verse afectados por las señales electromagnéticas cercanas y son, por lo general, de gran tamaño. La segunda ventaja es que el poder del amplificador al filtro puede ser usado para aislar al filtro de los componentes electrónicos que éste maneja. Esto es útil frecuentemente para que éstos últimos no afecten el comportamiento del filtro.

Figura 5. Ejemplo de filtro pasivo de segundo orden (a) y de filtro activo de segundo orden (b).



Luego de una transducción y adecuación de la señal acústica, se procesa la señal mediante el uso de herramientas matemáticas tales como la *transformada de Hilbert* y la *autocorrelación*.

1.9. TRANSFORMADA DE HILBERT²⁰

La *transformada de Hilbert* definida en el dominio del tiempo es la convolución entre el *transformador de Hilbert*: $(\pi t)^{-1}$ y una función $f(t)$.

Una función $f(t)$ y su transformada de Hilbert $\hat{f}(t)$ están relacionadas de manera que juntas forman una señal denominada analítica fuerte. La señal analítica fuerte puede ser escrita con una amplitud y una fase donde la derivada de la fase puede ser identificada como la frecuencia instantánea.

²⁰ SISTEMAS LINEALES. Documentación PDF [Online]. 2004. p.1. Disponible en Internet <http://www.lpi.tel.uva.es/~santi/slweb/hilbert.pdf>

Entre las principales aplicaciones de la transformada de Hilbert están el diseño de filtros pasa banda y el cálculo de la señal analítica y esta a su vez permite calcular la envolvente.

1.9.1. Señal Analítica. Sea una señal real $g(t)$. Se define la señal analítica positiva $g_+(t)$ de la señal $g(t)$, como la función compleja dada por la ecuación (4), donde $\hat{g}(t)$ es la transformada de Hilbert de $g(t)$. Como puede verse, la parte real de la señal analítica positiva es la señal dada y la parte imaginaria su transformada de Hilbert.

$$g_+(t) = g(t) + j\hat{g}(t) \quad (4)$$

Considerando que el espectro de la señal analítica mostrada en la ecuación (4) se encuentra centrado en f , la representación exponencial es la siguiente:

$$g_+(t) = \tilde{g}(t) \exp(j2\pi ft) \quad (5)$$

Donde $\tilde{g}(t)$ se denomina envolvente compleja. La ecuación (5) puede ser expresada en términos de $g_+(t)$, por lo que se obtiene

$$\tilde{g}(t) = g_+(t) \exp(-j2\pi ft) \quad (6)$$

A la magnitud de $g_+(t)$ se le denomina *envolvente natural* y corresponde a la envolvente de la señal original.

1.10. AUTOCORRELACIÓN²¹

La *autocorrelación* es una herramienta matemática muy útil que permite medir el grado de similitud entre determinados valores de una señal, con valores pasados de ella misma.

1.10.1. Correlación.²² La *correlación* es una operación matemática que se parece y guarda gran relación con la convolución. Al igual que ésta, dos secuencias de señales están involucradas. Sin embargo, a diferencia de la convolución, la correlación mide el grado de similitud de dos señales y puede permitir una determinada extracción de información dependiendo de la aplicación. La correlación de señales es a menudo encontrada en sistemas de radar, sonar, comunicaciones digitales, aplicaciones de geología, y otras áreas de la ciencia y la ingeniería.

²¹ MANOLAKIS, Dimitris. Digital Signal Processing. 3 ed. United States of America: Prentice Hall International, 1996, p.120.

²² Ibíd., p.118.

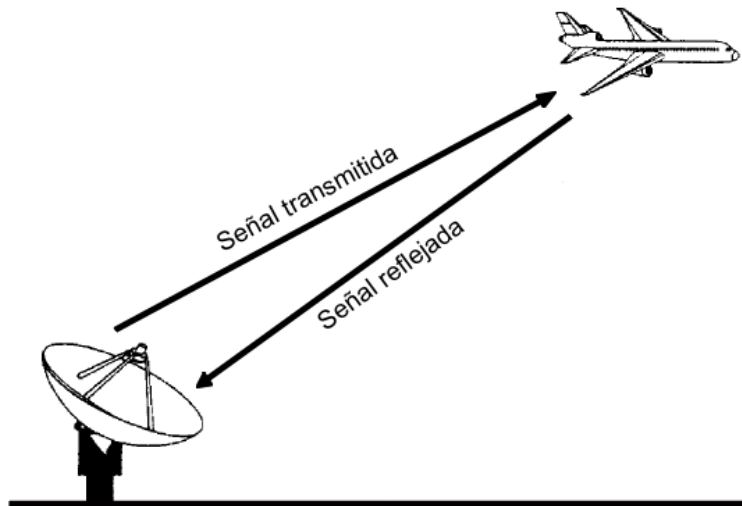
Para dar claridad al concepto de *correlación* se asignará dos secuencias de señales $x(n)$ y $y(n)$ que se desea comparar. En aplicaciones de radar y sonar, $x(n)$ representaría la versión muestreada de la señal transmitida y $y(n)$ correspondería a la versión muestreada de la señal recibida a la salida de un conversor análogo-digital. Si un objetivo presente en el espacio está siendo buscado por un radar o un sonar, la señal recibida $y(n)$ consistirá en una versión retrasada de la señal transmitida. Se puede representar la secuencia de la señal recibida como:

$$y(n) = \alpha x(n - D) + w(n) \quad (7)$$

Donde α representa un factor de atenuación que determina la pérdida de señal sufrida en la transmisión y el retorno de la señal de transmisión $x(n)$, D es el retraso, el cual se asume como un múltiplo entero del periodo de muestreo, y $w(n)$ representa el ruido aditivo que es recogido por la antena y el ruido generado por los componentes electrónicos y amplificadores contenidos en el receptor. Por otra parte si no hay objetivo en el espacio monitoreado por el radar y el sonar, la señal recibida $y(n)$ será únicamente ruido.

Teniendo las dos secuencias de señales: $x(n)$, denominada señal de referencia o transmitida, y $y(n)$ la señal recibida, el problema en la detección del radar y el sonar consiste en comparar $y(n)$ y $x(n)$ para determinar si el objetivo está presente y también el tiempo de retraso D para calcular la distancia a la que se encuentra el objetivo.

Figura 7. Sistema de radar



1.10.2.²³ Secuencias de correlación cruzada y autocorrelación. Se tiene dos secuencias de señales $x(n)$ y $y(n)$ cada una de las cuales tiene energía finita. La *correlación cruzada* de $x(n)$ y $y(n)$ es una secuencia definida como:

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)y(n-l) \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (8)$$

O su equivalente,

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+l)y(n) \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (9)$$

El índice l es el parámetro de desplazamiento (tiempo) y el subíndice xy indica la secuencias que están siendo correlacionadas. El orden de los subíndices, con x precediendo y , indica la dirección en la cual una secuencia es desplazada, relativa la una a la otra. Desplazar $x(n)$ a la izquierda por l unidades relativas a $y(n)$ es equivalente a desplazar $y(n)$ a la derecha l unidades relativas a $x(n)$. Por lo tanto las dos representaciones anteriores son idénticas.

Si se invierte las posiciones, cambiando el orden xy se obtiene las secuencias:

$$r_{yx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n)x(n-l) \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (10)$$

O su equivalente,

$$r_{yx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n+l)y(n) \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (11)$$

Comparando (8) con (11) y (9) con (10) se evidencia que:

$$r_{xy}(l) = r_{yx}(-l) \quad (12)$$

Por lo tanto, $r_{yx}(l)$ es simplemente la versión invertida de $r_{xy}(l)$, donde el giro se lo realiza en $l=0$, entonces $r_{yx}(l)$ provee exactamente la misma información que $r_{xy}(l)$ con respecto a la similitud de $x(n)$ con $y(n)$.

El caso especial donde $y(n)=x(n)$ es el denominado *autocorrelación* de $x(n)$ y está definido con la secuencia:

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)x(n-l) \quad (13)$$

O su equivalente:

²³ *Ibíd.*, P.120.

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+l)x(n) \quad (14)$$

En secuencias finitas de N duración, la *correlación cruzada* y la *autocorrelación* son expresadas como se muestra en (15) y (16).

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=i}^{N-|k|-1} x(n)y(n-l) \quad (15)$$

y

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=i}^{N-|k|-1} x(n)x(n-l) \quad (16)$$

Donde $i=l$, $k=0$ para $l \geq 0$, y $i=0$, $k=l$ para $l < 0$.

1.10.3. Correlación de secuencias periódicas.²⁴ Ahora se considera señales de potencia, en particular señales periódicas. Sea $x(n)$ y $y(n)$ señales de potencia, la secuencia de correlación cruzada está dada por:

$$r_{xy}(l) = \lim_{M \rightarrow \infty} \frac{1}{2M+1} \sum_{n=-M}^M x(n)y(n-l) \quad (17)$$

Si $x(n)=y(n)$, entonces se trata de una secuencia de autocorrelación de una señal de potencia y está definida por:

$$r_{xx}(l) = \lim_{M \rightarrow \infty} \frac{1}{2M+1} \sum_{n=-M}^M x(n)x(n-l) \quad (18)$$

En particular, si $x(n)$ y $y(n)$ son dos secuencias periódicas, cada una con periodo N , los promedios indicados en las expresiones (17) y (18) sobre el intervalo infinito, son idénticos a los promedios sobre un solo periodo, por lo tanto (17) y (18) se ven reducidas a:

$$r_{xy}(l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)y(n-l) \quad (19)$$

y

$$r_{xx}(l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n-l) \quad (20)$$

Es claro que $r_{xy}(l)$ y $r_{xx}(l)$ son secuencias de correlaciones periódicas con periodo N . el factor $1/N$ puede ser visto como un *factor de normalización de escala*. En

²⁴ *Ibíd.*, P.124.

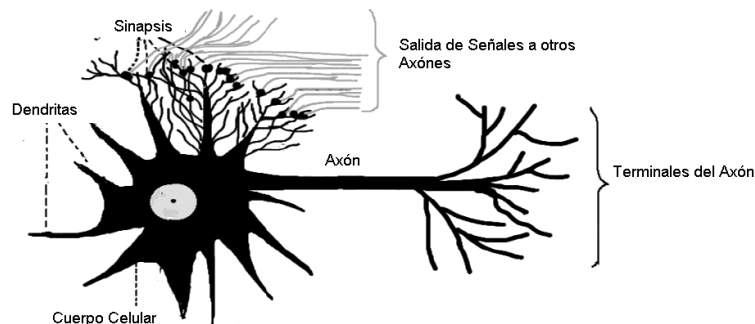
muchas aplicaciones la correlación es usada para identificar periodicidad de una señal.

Las señales, debidamente procesadas, son entregadas a *redes neuronales* de manera que estas últimas, luego del entrenamiento correspondiente, puedan realizar análisis y/o clasificación según sea el caso.

1.11. REDES NEURONALES²⁵

“Nuestra historia está llena de intentos –estúpidos, fastidiosos, cómicos, honestos, legendarios y reales– para obtener inteligencias artificiales, para reproducir aquello que nosotros somos en esencia” Pamela McCorduck, 1979.

Figura 8. Modelo de Neurona Biológica



Las *redes neuronales* hacen una pequeña parte del gran conjunto de sistemas bioinspirados; en este caso, claramente están basadas en un modelo tomado del cerebro. Esto significa que se intenta plasmar las características esenciales de una neurona real a la hora de diseñar una neurona “artificial”. Sin embargo, la manera en que estas neuronas están organizadas es desconocida casi en su totalidad, con lo que los modelos artificiales presentan una distribución (llamada arquitectura de la red) totalmente diseñada para este fin, sin ninguna pretensión de semejanza biológica.

La mayoría de las neuronas constan de un cuerpo celular, un axón y una gran cantidad de dendritas. El modelo biológico que se muestra en la figura 4 sirve de modelo para la neurona artificial. Las dendritas reciben señales de otras neuronas. El axón puede ser considerado como un tubo largo, el cual se divide en dos ramas, terminando en unos pequeños bulbos; las interconexiones entre estos y las dendritas son denominadas *sinapsis*. El axón de una sola célula nerviosa forma conexiones sinápticas con muchas otras neuronas. Dependiendo del tipo de

²⁵ MORENO, Antonio. Aprendizaje Automático. España: Ediciones de la Universidad Politécnica de Cataluña UPC, 1998, p.155.

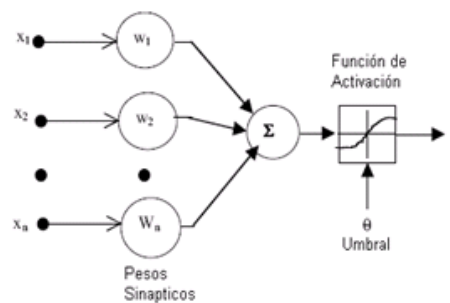
neurona, el número de conexiones sinápticas puede estar entre unos pocos cientos hasta cantidades del orden de 10^4 .

El cuerpo celular de una neurona combina las señales provenientes de las dendritas de la misma célula. Si en un cierto periodo de tiempo el resultado de esta combinación excede un cierto valor límite, la célula se activa, lo que se traduce en un impulso de salida que recorre el axón y se propaga por las sinapsis correspondientes.

De esta manera, cada neurona recibe, por medio de sus dendritas, impulsos de cientos de otras neuronas y envía su propio pulso a cientos de otras más. Es esta complejidad de conexión, más que el trabajo realizado por cada neurona, la que posibilita la realización de tareas como las que habitualmente son adscritas a los seres inteligentes.

1.11.1. Modelo artificial de una red neuronal.²⁶ Una neurona artificial como la mostrada en la figura 9, es el elemento básico de una red neuronal artificial. Esta consiste en tres elementos básicos, pesos, umbrales y una función de activación.

Figura 9. Neurona artificial – Modelo básico



A continuación se examina una neurona artificial más de cerca. En esencia, el modelo más simple es aquel en el que se proporciona un vector de valores a través de sus conexiones de entrada (equivalentes a las dendritas), disponiendo éstas de un peso asociado (equivalente a la conexión sináptica) y de una función de transferencia; la suma ponderada de las entradas, seguida de un corte mediante la comparación con un cierto valor límite, correspondiente a la combinación realizada en el cuerpo celular y a la decisión sobre si la neurona enviará un pulso o no, respectivamente. Esta última función, que suele ser más general, se denomina *función de activación*.

Sea n el número de conexiones de entrada, $\underline{x} = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ el vector de entrada y $\underline{w} = (w_1, w_2, \dots, w_n)$ el vector de pesos de una neurona en particular. Entonces,

²⁶ ZILOUCHIAN, Ali. Intelligent Control Systems Using Soft Computing Methodologies. United States of America: CRC Press, 2001, p.43.

$$y' = \sum_{i=1}^n x_i w_i \quad (21)$$

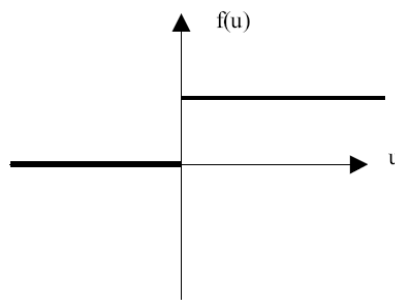
Resultado al que se aplica la función de activación para producir la salida y de la neurona. La forma más sencilla de esta función es una lineal del estilo $y = \alpha y' + \beta$ donde α y β son constantes. Así, cada w_i representa la fuerza de la conexión sináptica correspondiente, y' la combinación del cuerpo celular y y el recorrido por el axón.

Otras funciones de activación usadas son las siguientes:

- *Función umbral.* La función de activación umbral puede ser de dos tipos: binaria o bipolar; la salida de una función binaria es como se muestra a continuación:

$$y = f(u) = \begin{cases} 0 & \text{si } u < 0 \\ 1 & \text{si } u \geq 0 \end{cases} \quad (22)$$

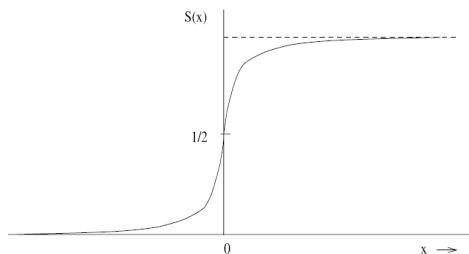
Figura 10. Función de activación binaria



- *Función sigmoideal.* Esta función de activación no lineal es la más usada en la construcción de redes neuronales; función de salida de este tipo es la mostrada en (23).

$$f(x) = \frac{1}{1+e^{-\alpha x}}, 0 \leq f(x) \leq 1 \quad (23)$$

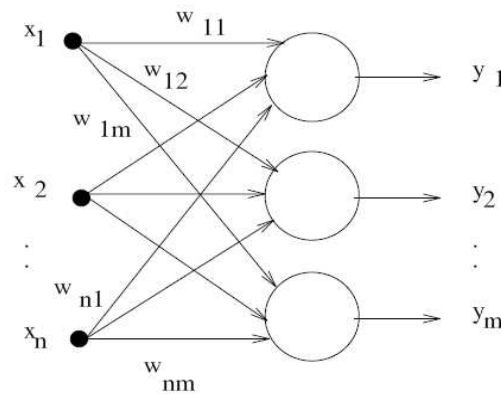
Figura 11. Función de activación sigmoideal



1.11.2. Redes monocapa.²⁷ La capacidad de computación de las neuronas viene dada por su uso masivo. La arquitectura más simple es aquella formada por una sola capa, conjunto usualmente alineado de neuronas con algún rasgo arquitectónico distintivo y uniforme para todas ellas.

Las entradas a la red no constituyen capa alguna ni realizan ningún tipo de computación, sino que son tomadas como simples distribuidoras del vector de entrada, mostradas por conveniencia. La salida de la capa es un vector que, a su vez, constituye la salida final de la red. En este caso se tiene una matriz de pesos W de m filas por n columnas, donde n es el rango del vector de entrada y m el número de neuronas de la capa. Así $w_{1,2}$, corresponderá al peso dado a la primera entrada de la segunda neurona. La salida será ahora $y = F(W\vec{x})$, donde F es la función de activación que se utilice y \vec{y}, \vec{x} son vectores columna.

Figura 12. Red monocapa



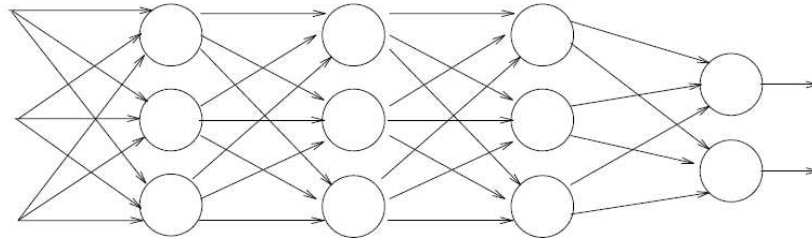
1.11.3. Redes multicapa.²⁸ Una estructura con dos capas consecutivas incrementa notablemente el poder de las redes neuronales. A este tipo de configuración se le denomina en *cascada* y, a las capas para las cuales no tenemos acceso directo a su salida, se les llama *ocultas* (es decir: todas, menos la última) y se obtiene simplemente conectando la salida (vectorial) de una capa a la entrada (vectorial) de la siguiente. Es útil notar que la conectividad no tiene por qué ser total. Las redes multicapa no añaden capacidad computacional, a menos que la función de activación de alguna de las capas sea no lineal. La demostración intuitiva es sencilla: una capa viene representada por su matriz de pesos asociada. Así, siendo \vec{x} el vector de entrada y W_1, W_2, W_3, \dots las diferentes matrices, la salida de la primera capa será $w_1\vec{x}$. Si no hay función de activación no lineal, la salida de la segunda será $w_2(w_1\vec{x})$, y así sucesivamente. Como el producto de matrices es asociativo, la expresión anterior es equivalente a $(w_1w_2)\vec{x}$, lo cual

²⁷ *Ibíd.*, P.51.

²⁸ *Ibíd.*, P.56.

indica que una red bicapa será equivalente a una monocapa con matriz de pesos $w_1 w_2$.

Figura 13. Red multicapa.



1.11.4. Entrenamiento de las redes neuronales.²⁹ Hasta ahora, las redes no tendrían gran interés de no ser por su posibilidad de “aprender”. Esto es, la capacidad de modificar sus matrices de pesos, de manera que la aplicación de una entrada dé como resultado una cierta salida deseada, para un conjunto infinito de entradas y salidas. El aprendizaje en sí se lleva a cabo presentando vectores de entrada de forma secuencial a la red y ajustando los pesos según una cierta regla de aprendizaje. Se busca que el conjunto de pesos converja hacia unos valores estables que minimicen el error.

1.11.4.1. Aprendizaje supervisado. Junto con cada vector de entrada se suministra a la red el vector compuesto por las salidas deseadas, de manera que pueda corregir los pesos en base a su diferencia. A cada par formado por un vector de entrada y su salida esperada se le denomina *par de entrenamiento*. El proceso se repite hasta que el error para cada uno de los pares de entrenamiento sea aceptable de acuerdo a algún criterio determinado.

1.11.4.2. Aprendizaje no supervisado. Por diversas razones, no siempre se tiene a mano el resultado deseado; por lo tanto, el aprendizaje supervisado no es el único utilizado. El método no supervisado es bastante más plausible psicológica y biológicamente. Este tipo de aprendizaje no necesita de la respuesta correcta para realizar las correcciones en los pesos. En vez de eso, se busca la consistencia entre entradas y salidas, esto es, entradas similares deben tener salidas iguales o similares. Por tanto, el método agrupa las entradas en clases según criterios estadísticos. Lo que no se sabe, a diferencia del método supervisado, es el aspecto que tendrá cada salida mientras que ésta no sea calculada por la red, lo que provoca las necesarias interpretaciones a posteriori hacia un formato más comprensible. A este método se le denomina también *auto organización*.

²⁹ MORENO, Antonio. Aprendizaje Automático. España: Ediciones de la Universidad Politécnica de Cataluña UPC, 1998, p.163.

1.11.5. Perceptrón.³⁰ Es una red monocapa donde la neurona responde al modelo básico, cuya función de activación es un limitador fuerte (función umbral). En un comienzo el Perceptrón significó un gran avance, pero al conocer sus limitaciones, tales como la incapacidad de clasificar patrones no linealmente separables y el desconocimiento de algoritmos de entrenamiento para redes multicapa, su uso se vio abandonado.

1.11.6. Perceptrón multicapa. Los perceptrones multicapa representan una generalización de un perceptrón monocapa, el cual forma un semiplano en la región de decisión. Por otra parte el perceptrón multicapa puede formar arbitrariamente regiones de decisión complejas y también, separar varios patrones de entrada. La capacidad del perceptrón multicapa radica en el hecho de la no linealidad en sus nodos. Si sus nodos fueran elementos, una red monocapa con los pesos apropiados podría ser usada en vez de usar dos o tres perceptrones.

1.11.6.1. Capa de entrada. Capa de neuronas que recibe información de fuentes externas y pasa la información a la red para su procesamiento. Ellas pueden ser entradas sensoriales o señales provenientes de otros sistemas distintos al que está siendo modelado.

1.11.6.2. Capa oculta. Capa de neuronas que recibe la información de la capa de entrada y la procesa en forma oculta. Ésta no tiene conexiones directas con el mundo exterior; todas las conexiones de la capa oculta van hacia otras capas dentro del sistema.

1.11.6.3. Capa de salida. Capa de neuronas que recibe la información procesada y envía señales fuera del sistema.

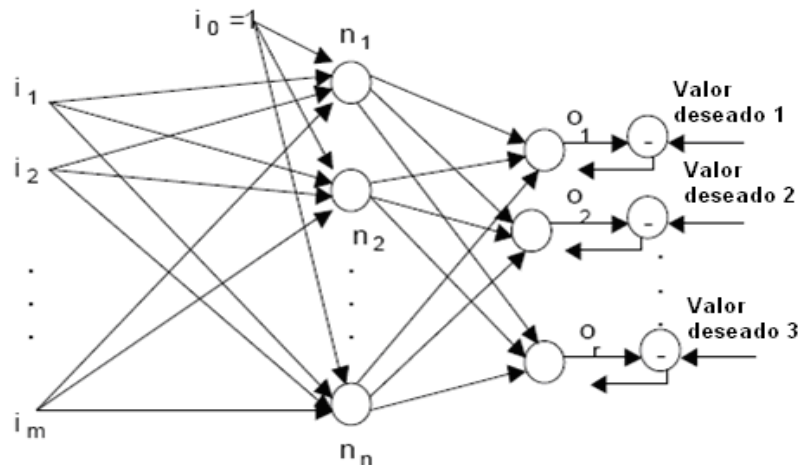
1.11.6.4. Bias. Actúa sobre la neurona como un *offset*. La función del *bias* es proveer un umbral para la activación de las neuronas.

1.11.7.³¹ Algoritmo de entrenamiento, retropropagación (Backpropagation). Este algoritmo es uno de los más populares algoritmos usados para el entrenamiento de una red debido a que su éxito proviene de la simplicidad y aplicabilidad. El algoritmo consiste en dos fases: *fase de entrenamiento* y *fase de rellamado*. En la fase de entrenamiento, los pesos de la red son iniciados de forma aleatoria. Entonces, la salida de la red es calculada y comparada con el valor deseado. En consecuencia, el error sobre la red es calculado y usado para ajustar los pesos de la capa de salida. De una manera similar, el error en la red también puede ser propagado hacia atrás y usado para actualizar los pesos de las capas anteriores. La figura 14 muestra cómo los valores de error son generados y propagados para los ajustes de pesos de la red.

³⁰ ZILOUCHIAN, Ali. Intelligent Control Systems Using Soft Computing Methodologies. United States of America: CRC Press, 2001, p.51.

³¹ *Ibid.*, p.66.

Figura 14. Retropropagación del error en una red de dos capas



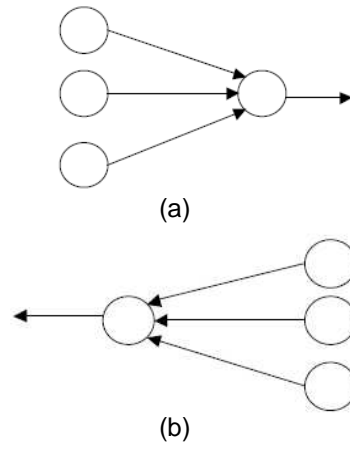
En la fase de rellamado, sólo toman lugar las computaciones *feedforward* usando los pesos asignados desde la fase de entrenamiento y patrones de entrada. La figura 15 muestra los patrones tanto de *feedforward* como de retropropagación. El proceso de *feedforward* es usado tanto en la fase de rellamado como en la de entrenamiento. Por otro lado como se muestra en la figura 15b, la retropropagación del error es usada sólo en la fase de entrenamiento.

En la fase de entrenamiento, los pesos de la matriz son inicializados de forma aleatoria. Posteriormente, la salida de cada capa es calculada comenzando a partir de la capa de entrada y avanzando hacia adelante hasta la capa de salida. Luego, el error en la capa de salida es calculado realizando una comparación de la salida actual con el valor deseado para actualizar los pesos de las capas de salida y ocultas.

Hay dos métodos diferentes para actualizar los pesos. En el primer método, los pesos son actualizados para cada uno de los patrones de entrada usando métodos iterativos. En el segundo método, se calcula un error general para todos los patrones de entrada salida de los conjuntos de entrenamiento. En otras palabras, o bien cada uno de los patrones de entrada, o todos los patrones juntos, pueden ser usados para la actualización de los pesos. La fase de entrenamiento estará concluida cuando el valor del error sea menor que el mínimo valor establecido por el diseñador. Una de las desventajas del algoritmo de retropropagación radica en que la fase de entrenamiento requiere de mucho tiempo.

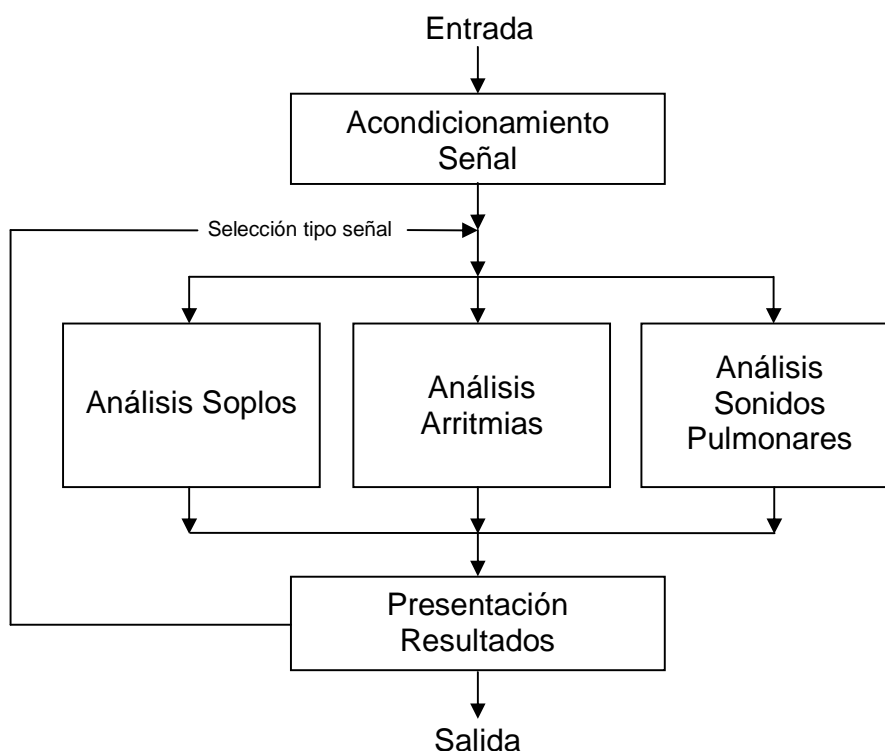
Durante la fase de rellamado, es empleada la red con los pesos finales resultantes de la fase de entrenamiento. Entonces, por cada patrón de entrada en esta fase, la salida será calculada usando tanto cálculos lineales, como funciones de activación no lineales. El proceso provee una ejecución muy ágil por parte de la red en la fase de rellamado, lo cual representa una de las ventajas más importantes.

Figura 15. (a) Propagación hacia adelante (fases de entrenamiento y rellamado). (b) Propagación hacia atrás (fase de entrenamiento)



2. DESARROLLO

Figura 16. Diagrama de bloques del sistema de detección/identificación de arritmias cardíacas o sonidos pulmonares adventicios



2.1. DESCRIPCIÓN GENERAL

El proceso de detección/identificación de arritmias cardíacas o sonidos pulmonares adventicios se lleva a cabo como se indica en el diagrama de bloques de la figura 16.

2.1.1. Entrada. Es la señal acústica proveniente de la campanilla de un fonendoscopio corriente; la cual ha sido ubicada justo en el corazón del paciente para el análisis cardíaco, o en la parte inferior del omoplato izquierdo para el análisis respiratorio, esto con el fin de obtener información precisa de tipo acústico sobre el funcionamiento del sistema orgánico en cuestión.

2.1.2. Acondicionamiento de la señal. La señal adquirida debe ser transducida y adecuada para poder ser analizada. La transducción implica al paso al dominio eléctrico, y la adecuación hace referencia a una amplificación suficiente y un filtrado que permita aislar la información útil, de aquello que no se desea como parte de la señal.

2.1.3. Selección del tipo de señal. Se realiza desde la interfaz gráfica realizada. Aquí se indica al software qué tipo de análisis debe realizar, de acuerdo al lugar de “auscultación” y al tipo de anomalía que se busca.

2.1.4. Análisis. Esta etapa se encuentra dividida en 3 partes: análisis de soplos, análisis de arritmias y análisis de sonidos pulmonares. Se procederá tan sólo por una de ellas, según la información introducida por el usuario en la interfaz.

2.1.5. Presentación. En esta sección se muestra los resultados en una interfaz gráfica de usuario realizada por medio de la herramienta *guide* de MatLab[®]. Todo el proceso es vinculado, permitiendo al usuario un manejo mucho más ágil e intuitivo, en comparación a un manejo mediante ingreso de código en el *software* en cuestión. Al finalizar el proceso se mostrará la información de manera textual, es decir se presenta el nombre de la anomalía identificada (de ser este el caso) y se señala cual fue la frecuencia cardíaca y/o la duración de la muestra tomada según sea el caso.

2.1.6. Salida. Es la información final de interés del objeto de análisis.

2.2. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Un esquema general que señala las partes del proceso de acondicionamiento de la señal es mostrado en el diagrama de bloques de la figura 17

2.2.1. Señal Acústica. La actividad cardíaca y pulmonar produce vibraciones mecánicas que se ven traducidas en sonidos propios de la actividad normal o anormal de dichos sistemas. Esta señal, proveniente en este caso del cuerpo humano, es del tipo bio-acústico y contiene información importante que puede proveer una idea sobre el comportamiento y estado de los órganos en cuestión. Para poder extraer de la mejor manera dicha información, la señal debe ser lo más pura posible; es decir, tener la menor contaminación; esta contaminación puede deberse a otros ruidos corporales (que no son objeto de estudio) y a perturbaciones sonoras producidas por el ambiente en el que se encuentra el paciente.

Para iniciar este proceso se empleó la campanilla de un fonendoscopio común, usado por muchos estudiantes de medicina para el entrenamiento y aprendizaje de la auscultación. Ésta está construida de tal forma que se produce resonancia en las frecuencias de actividad cardíaca y pulmonar y se genera una interferencia destructiva en las señales fuera de este rango; se podría decir entonces que se trata de un filtro de tipo mecánico (además, es capaz de aislar, en cierta medida, los sonidos provenientes del exterior).

Figura 17. Diagrama de bloques del proceso de acondicionamiento de la señal

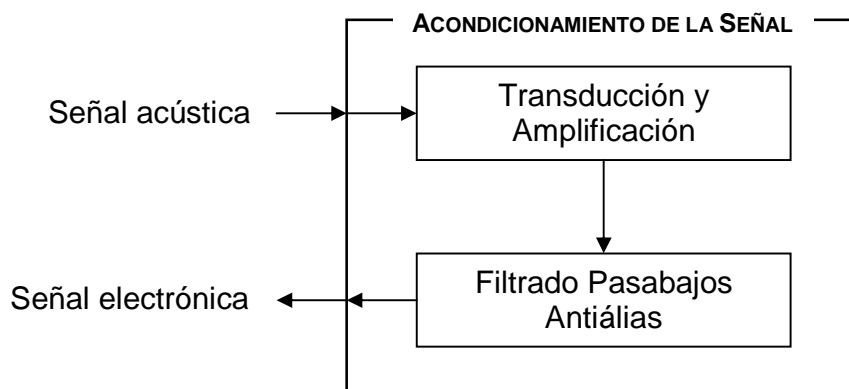


Figura 18. Componentes de una campanilla de un estetoscopio clásico.



La sección denotada con la letra A es la membrana de la campanilla, encargada de “amplificar” los sonidos que capta como pequeñas vibraciones; la sección B es el anillo donde se ubica la membrana y que a su vez sirve para fijarla a la parte marcada con la letra C. Esta última es la parte de mayor volumen, encargada de dirigir las vibraciones mecánicas captadas y amplificadas por la membrana a través del pequeño cilindro que se ve al final de éste, hacia la manguera, para luego, en este caso en particular, ser transducidas por el micrófono.

Para conducir estos sonidos, se usó las mangueras de un fonendoscopio, las cuales permiten llevar la señal hasta el dispositivo transductor. Cabe resaltar que estas mangueras no deben ser golpeadas ni ser rozadas en el momento en el que se intenta “escuchar”, debido a que esto podría producir sonidos que contaminarían la señal objetivo.

2.2.2. Transducción y amplificación. Debido a que la señal se procesará usando elementos electrónicos, ésta debe ser transformada desde su naturaleza mecánica a energía eléctrica; para ello se usa un dispositivo conocido como transductor, el cual permite convertir el tipo de energía proporcionando al nuevo tipo características proporcionales a las del primero.

El tipo de transductor que se usó fue un micrófono piezoeléctrico, el cual se fundamenta en el efecto que lleva el mismo nombre (efecto piezoeléctrico) para, de esta manera, convertir vibraciones mecánicas a variaciones de voltaje proporcionales a la perturbación generada por las ondas sonoras. Este se protegió con una manguera de hule para aislarlo de la estática del paciente y del operario.

La señal eléctrica generada por un dispositivo de esta categoría es sumamente pequeña, por lo cual se hace necesario usar algún tipo de amplificación con el fin de ganar potencia y poder así procesar la señal.

Figura 19. Micrófono piezoeléctrico



Muchos sistemas de amplificación conocidos podrían dar solución al problema anteriormente descrito, pero es entonces cuando determinados parámetros permitirán seleccionar de la mejor manera el amplificador a usar. Los parámetros son nombrados a continuación:

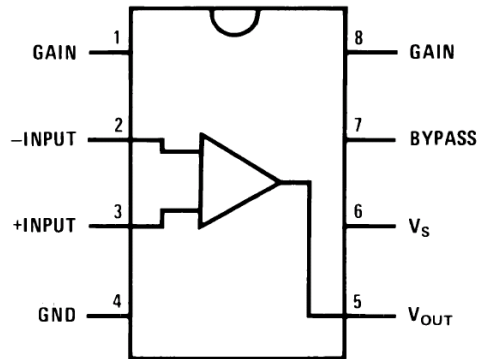
- ✓ *Alta impedancia de entrada*
- ✓ *Alta ganancia de audio*
- ✓ *Fácil manipulación*
- ✓ *Bajo consumo de potencia*
- ✓ *Bajo costo*

Después de indagar y buscar varios tipos de amplificadores se decidió usar un amplificador operacional de propósito específico, en este caso uno de audio, pues se observó que se conseguía muchas más prestaciones que uno de uso general. El amplificador que se usó es el LM386. Este último es un circuito integrado elaborado y desarrollado por National Semiconductors®, una multinacional dedicada por décadas al desarrollo y elaboración de este tipo de semiconductores de propósito general y específico con muy buenas características y de excelente calidad.

El LM386 es un dispositivo de potencia diseñado para uso en aplicaciones de bajo consumo de voltaje. La ganancia es internamente configurada por defecto a 20

V/V, pero se puede aumentar con un resistor o un condensador externo entre los pines 1 y 8, incrementándola hasta un máximo de 200.

Figura 20. Encapsulado LM386



Este encapsulado es utilizado en muchas aplicaciones, desde dispositivos básicos de consumo hasta dispositivos más especializados, entre los cuales se encuentra sistemas de sonidos de televisión, controladores para sistemas de ultrasonido y convertidores de potencia.

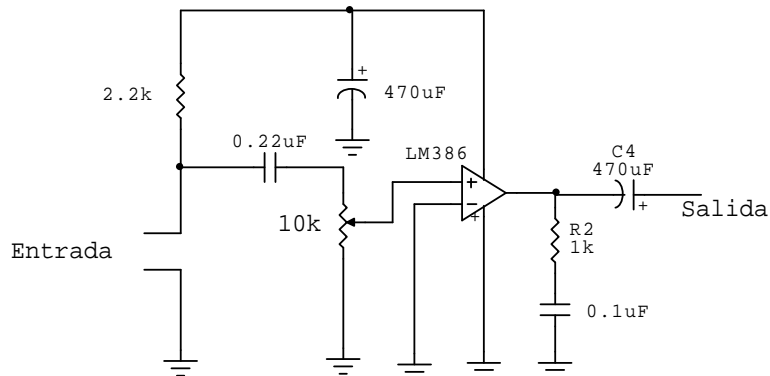
Entre las configuraciones típicas, se encontró que la siguiente es la que muestra un mejor comportamiento para la aplicación en cuestión.

Como se muestra en la figura 21, la entrada, proveniente del transductor está referenciada a tierra, por lo que no se trata de un amplificador de tipo diferencial. La resistencia de 2.2 kΩ brinda un flujo de corriente continua hacia el micrófono, con el fin de que se maneje una mayor potencia en la señal que brinda el transductor. El condensador de 0.22 μF proporciona un acoplamiento de la señal de corriente continua proveniente del micrófono eliminando todo corrimiento que se pueda presentar. Los condensadores de 470 μF brindan una estabilidad del circuito y más inmunidad al ruido generado por la fuente de poder. En este caso se usa una batería con el fin de eliminar el ruido generado por la red eléctrica que está en el rango de los 50 Hz a 60 Hz. La batería usada es de 9 voltios.

Tabla 04. Especificaciones del amplificador de audio LM386

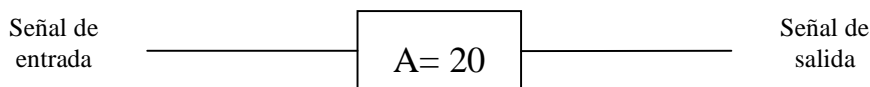
Características	Detalles
Operación a batería	-----
Amplio rango de voltajes	4v - 12v o 5v – 18v
Baja corriente (desactivación)	4mA
Ganancia de Voltaje	20 a 200
Baja distorsión	-----
Tamaño pequeño	Encapsulado de 8 pines de doble línea

Figura 21. Circuito esquemático LM386, aplicación típica.



La ganancia total del circuito no inversor es de 20 V/V, suficiente para obtener una buena potencia de la señal bio-acústica que está siendo adquirida.

Figura 22. Modelado de un sistema de amplificación



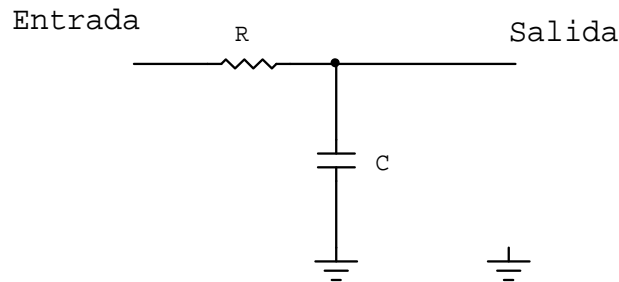
2.2.3. Filtrado pasa-bajos y anti alias. Las señales provenientes de la actividad cardiaca y pulmonar tienen frecuencias que no superan (en su mayoría) los 1000 Hz; por tanto todas las frecuencias que superen este margen no contienen información relevante para el análisis.

Un filtro pasabajos es un circuito capaz de seleccionar un rango de frecuencias en un intervalo desde cero hasta una frecuencia de corte y rechazar el resto. Se conoce como frecuencia de corte a la frecuencia donde la señal de entrada al sistema posee la mitad de la energía de la señal original. En otras palabras se dice que es el punto donde la amplitud de la señal decae 3dB.

Un circuito RC básico, como el mostrado en la figura 23, funciona como un filtro pasabajos.

Para poder obtener los valores de la resistencia R y del capacitor C que cumplan con los criterios de diseño previamente establecidos, se debe modelar el sistema con el fin de observar si la respuesta es la deseada; para ello se necesita tener clara la ecuación que describe el funcionamiento del circuito.

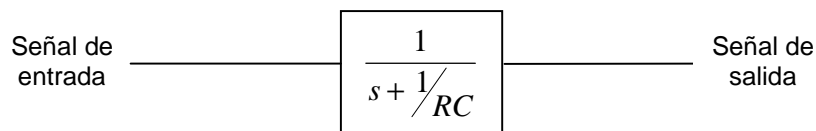
Figura 23. Circuito RC básico



$$\frac{V(s)}{V_{en}(s)} = \frac{1}{s + \frac{1}{RC}} \quad (24)$$

La ecuación 24 es la función de transferencia del sistema. El esquema del modelo del circuito es el siguiente:

Figura 24. Modelado del sistema filtro RC



Ahora, se debe encontrar los valores de R y C ; por tanto se usa la siguiente fórmula:

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (25)$$

Asumiendo que C tiene un valor constante de $0.1 \mu\text{F}$ y que f es 1000 Hz , se obtiene que el valor de R es de 1591Ω , el cual se aproxima al valor comercial de 1500Ω . La respuesta en frecuencia del circuito filtro pasabajos es la mostrada en la figura 25.

Se observa, en la gráfica, que hay una notoria caída de amplitud aún en las frecuencias en la banda de paso; por lo tanto se decide usar un circuito o filtro de segundo orden. El esquema del sistema se muestra en la figura 26.

Para poder multiplicar de esta manera las funciones de transferencia de cada circuito RC conectado en serie, se los debe acoplar en impedancia, para lo cual se usa un amplificador operacional de uso general. El esquema del circuito es mostrado en la figura 27.

Figura 25. Diagrama de Bode Circuito RC

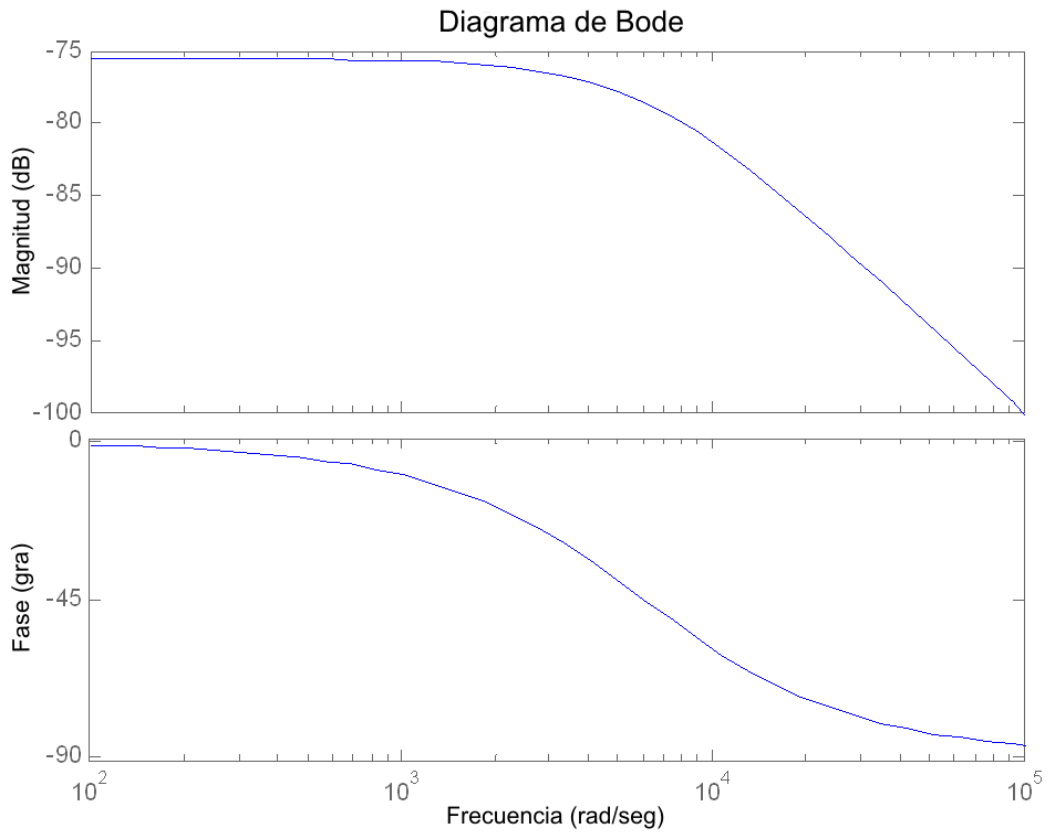


Figura 26. Modelado del sistema filtro RC de segundo orden

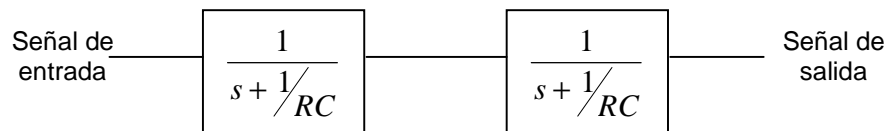


Figura 27. Filtro de segundo orden

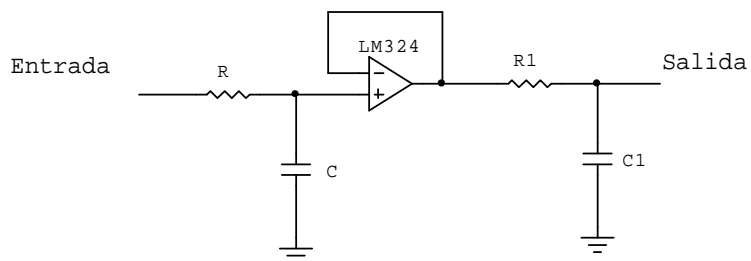
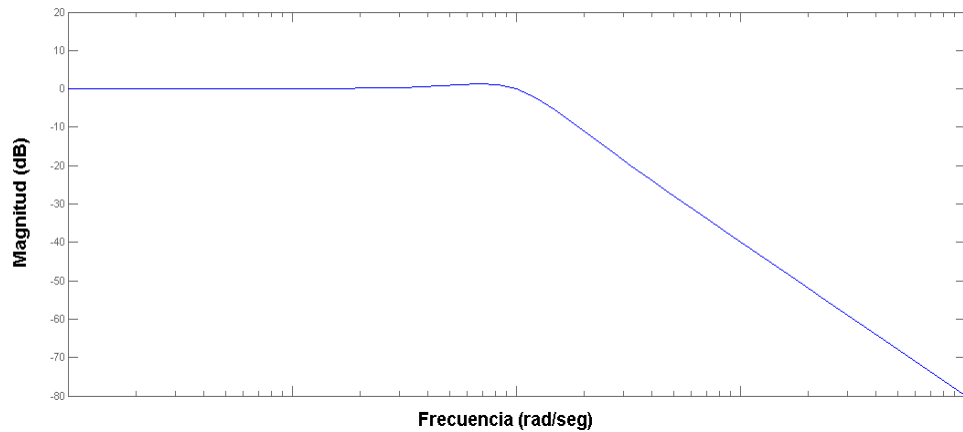
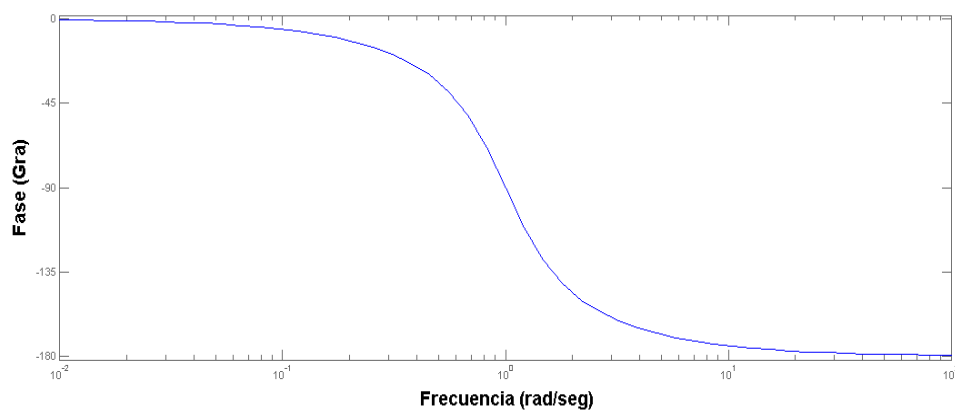


Figura 28. Respuesta en Frecuencia del circuito de segundo orden con frecuencia de corte 1000 Hz



a) Amplitud vs Frecuencia



b) Fase vs Frecuencia

El LM324 es un amplificador operacional de uso general usado en aplicaciones en las que se incluye amplificadores de transducción, para ganancia en corriente continua, y todos los convencionales circuitos con amplificadores operacionales, los cuales pueden ser fácilmente implementados con fuentes de voltaje sencillas. Este monolítico contiene cuatro amplificadores independientes, internamente compensados en frecuencia, los cuales fueron diseñados para funcionar con fuentes de bajo voltaje. Las características del integrado son las señaladas en la tabla 05.

El circuito de segundo orden maneja una respuesta más adecuada; la frecuencia de corte se configuró a 1000 Hz; entonces todas las frecuencias mayores tendrán como máximo la mitad de la energía, por lo cual serán filtradas. Con esta etapa

final se consigue eliminar el efecto alias, el cual se produce cuando se muestrea una señal sin cumplir el teorema de Nyquist. Este último dice que la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la frecuencia de la señal a muestrear; si se muestrea todas las señales a una frecuencia de 11025 Hz y se limita las señales de entrada a 1000 Hz, claramente se está cumpliendo el criterio, por lo cual no se tendrá el efecto antes mencionado. La adquisición de la señal, es decir, la conversión del mundo analógico al digital y su posterior almacenamiento en un archivo de computador fue realizada con la tarjeta de sonido de un computador portátil de modelo Hewlett Packard Dv6700t, por el puerto de entrada del micrófono, con una resolución de 12 bits y a una frecuencia de muestreo de 11025, como se mencionó anteriormente.

Tabla 05. Especificaciones del amplificador operacional LM324

Características	Detalles
Operación a batería	-----
Rango de voltajes	0-18V
Baja corriente (desactivación)	2mA
Ganancia de Voltaje	Hasta 1000
Baja distorsión	-----
Tamaño pequeño	Encapsulado de 14 pines de doble línea

El procesamiento de las señales adquiridas es realizado por medio de software. En este trabajo se usa el lenguaje de programación de alto nivel de *MatLab*[®]. Este es un software de ingeniería que contiene en su conjunto de herramientas muchas funciones útiles para el procesamiento matemático de señales, de diseño y de entrenamiento de redes neuronales artificiales, entre muchas otras, además del hecho de ser un lenguaje de programación que permite controlar el hardware del computador y sus respectivos puertos de entrada y salida.

La instrucción que se usó para adquirir por el puerto mencionado es $y = \text{wavrecord}(N, F_s, Ch)$; donde,

- N número de muestras que se desea adquirir
- F_s frecuencia de muestreo
- Ch número de canales de entrada (en este caso monofónico).

Toda esta etapa constituye lo que se ha denominado “acondicionamiento de la señal”, ya que se compone de una preamplificación y de un filtrado antialias; posteriormente se almacena la señal adquirida en un archivo digital .wav para luego ser procesada como es debido.

2.3. IDENTIFICACIÓN DE SOPLOS

El proceso de identificación de soplos puede ser llevado a cabo mediante la aplicación de 4 subprocesos fundamentales: *identificación del periodo*, *extracción de muestra*, *adecuación de muestra* y, por último, *análisis de la muestra*, tal y como se puede observar en la figura 29.

Figura 29. Diagrama de bloques del proceso de identificación de soplos

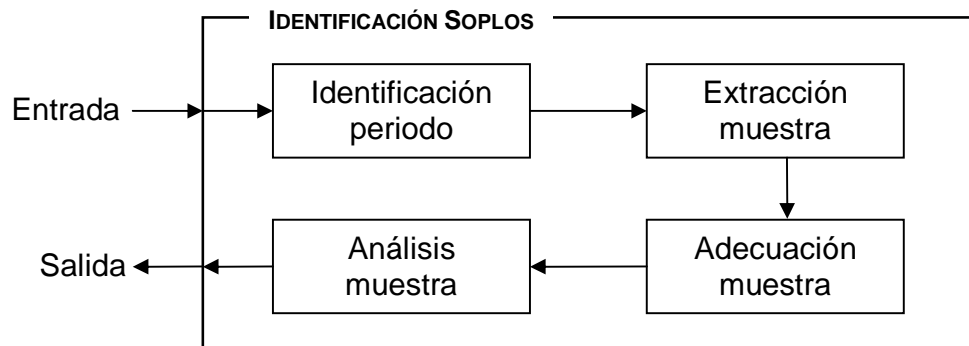
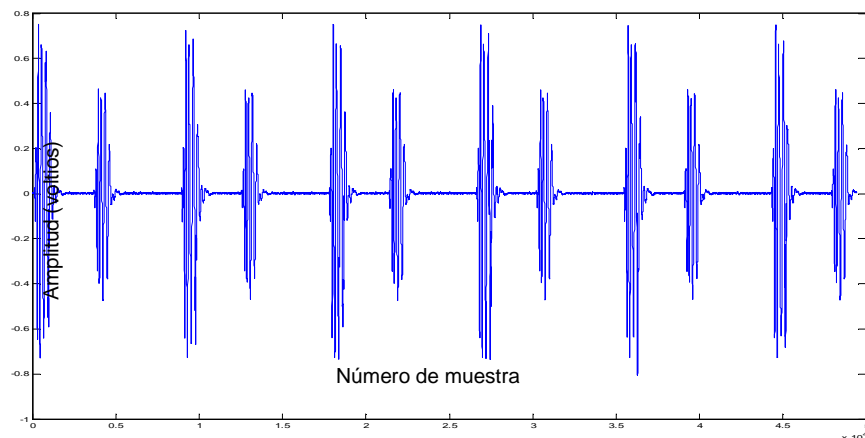


Figura 30. Corazón normal



2.3.1. Identificación del período de la señal. En esta parte del proceso se busca identificar el periodo general de la señal que se desea analizar, debido a la naturaleza cíclica de los movimientos del corazón. Para demostrar los resultados que se puede obtener, se utilizará como ejemplo la señal proveniente del sonido producido por un corazón normal, mostrada en la figura 30. Esta señal fue tomada de la base de datos de sonidos cardíacos y pulmonares encontrada en internet (el vínculo a esta base de datos es relacionado en la bibliografía).

Debido a que el objetivo es encontrar un parámetro de periodicidad en la señal, se opta por aplicar un proceso matemático llamado auto-correlación, el cual entrega

un valor que caracteriza la similitud de la señal respecto a si misma, haciendo notorios los valores periódicos que la componen.

Al aplicar a esta señal la autocorrelación en MatLab® (mediante la función *xcorr*) se obtiene la señal mostrada en la figura 31.

Debido a que se trata de una señal de buena calidad y con bajo ruido, se identifica con facilidad su periodo midiendo la distancia existente entre el pico mayor (marcado con 1) que corresponde al centro de la señal y el siguiente pico de mayor amplitud (marcado con el número 2). Es útil notar que la longitud de la autocorrelación de una señal es el doble de la longitud de la señal original. Sin embargo, al aplicar la autocorrelación a la señal (correspondiente a un soplo de eyección) mostrada en la figura 32, se obtuvo la señal mostrada en la figura 33.

Figura 31. Autocorrelación de la señal de la figura 30

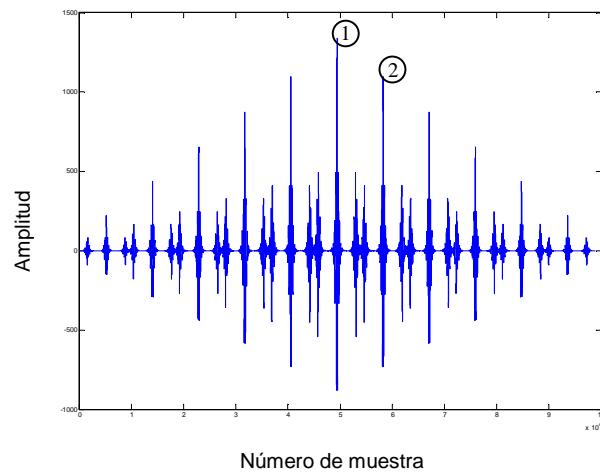


Figura 32. Soplo de eyección

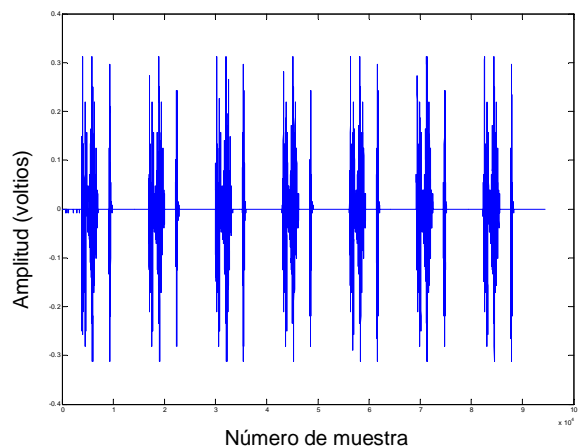


Figura 33. Autocorrelación de la señal de la figura 32

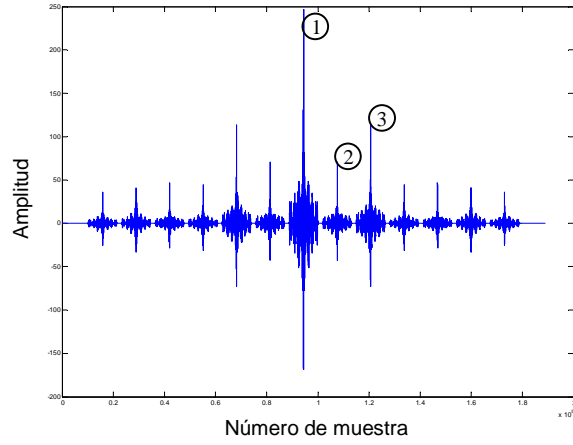


Figura 34. Envoltora de la señal de la figura 32

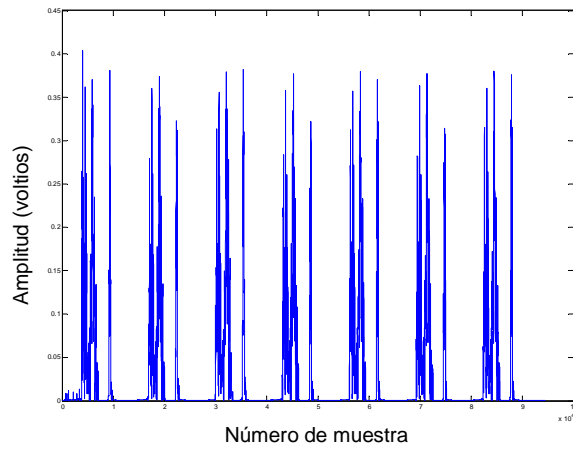


Figura 35. Autocorrelación de la señal de la figura 34

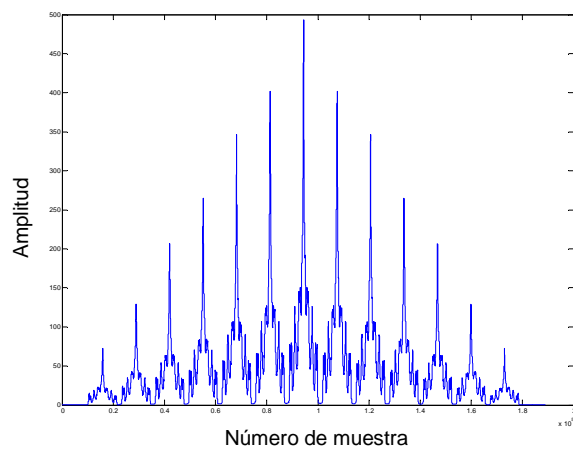


Figura 36. Regurgitación aórtica diastólica severa

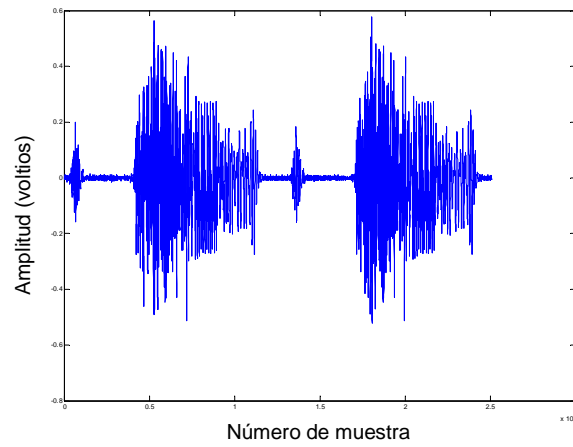


Figura 37. Envoltora de la señal de la figura 36

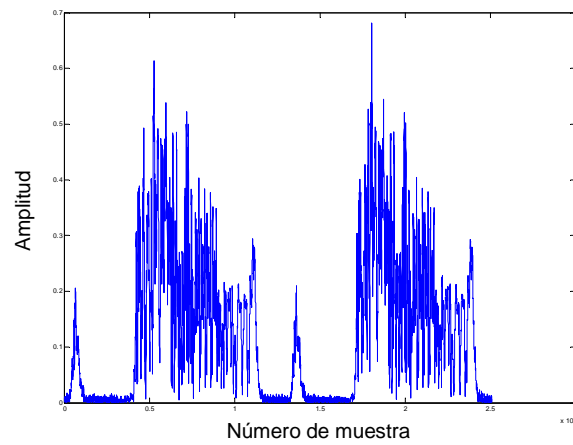
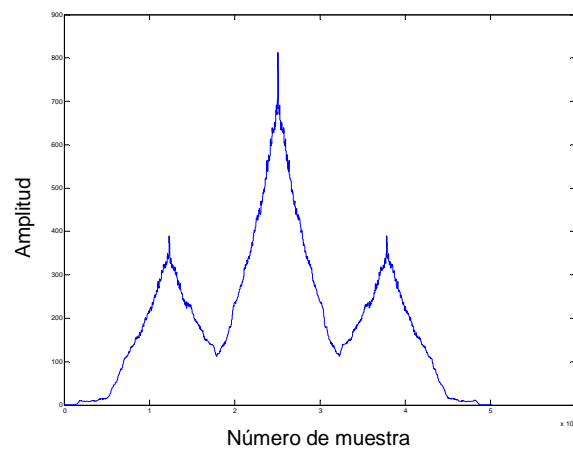


Figura 38. Autocorrelación de la señal de la figura 37



En este caso se observa una dificultad: el periodo correcto de la señal original correspondería a la longitud entre el pico número 1 y el 2; sin embargo, el pico más alto luego del central, sería el número 3; por tanto el periodo que se interpretaría sería incorrecto, dando como resultado para este ejemplo una frecuencia correspondiente a la mitad de la adecuada. Con el fin de evitar lo anterior, se encuentra primero la envolvente de la señal original (figura 34) y posteriormente se halla su autocorrelación (figura 35).

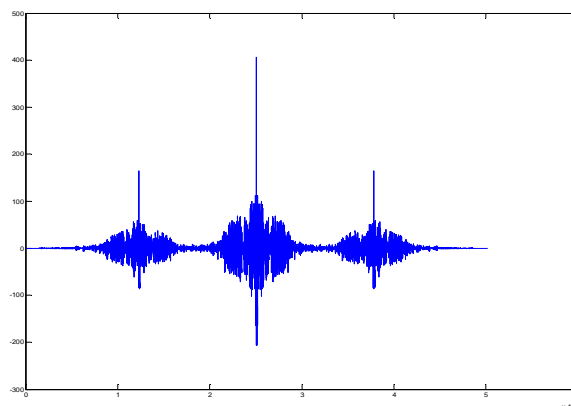
Ahora, la distancia entre el pico de mayor amplitud y el siguiente, si corresponde al periodo de la señal original (Figura 32).

A pesar de la efectividad del anterior procedimiento, existen otras señales para las cuales no resultó adecuado, debido a su alto contenido de “variaciones homogéneas”. Un ejemplo de una señal de este tipo es la mostrada en la figura 36 (regurgitación aórtica diastólica severa) cuya envolvente mostrada en la figura 37 tiene la autocorrelación mostrada en la figura 38.

Este caso presenta una dificultad en cuanto a la identificación del siguiente pico de mayor amplitud luego del central, debida a que un valor con amplitud mayor que el siguiente pico que se debería identificar, es encontrado casi inmediatamente después, lo que se vería interpretado como un periodo muy corto, obteniéndose una frecuencia de la señal original muy por encima de la correcta. Sin embargo, si a la señal original se le aplica la autocorrelación sin hacer uso de la envolvente, se obtiene la señal mostrada en la figura 39, cuya distancia entre picos 1 y 2, si corresponde al periodo de la señal original.

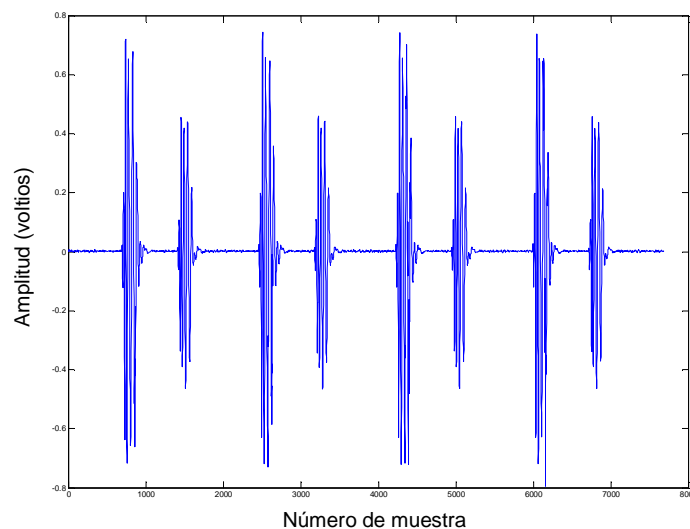
Debido a lo anterior, se hace necesario aplicar la autocorrelación luego de hallar la envolvente, en unos casos y, en otros, únicamente la autocorrelación. El funcionamiento del código que se desarrolló con el fin de detectar el período de una señal determinada, teniendo en cuenta las condiciones anteriores, puede ser comprendido mediante el diagrama de flujo mostrado en el anexo A.

Figura 39. Autocorrelación de la señal de la figura 36



2.3.2. Extracción de una muestra representativa. Conociendo la longitud (en número de muestras) de un ciclo de señal completo, se almacena este dato en una variable denominada 'xx' y se procede a extraer del vector original, un vector con una extensión igual al valor obtenido. Para esto se ubica uno de los mayores valores de amplitud de la muestra original, el cual, en caso de un corazón normal corresponde con mayor facilidad al primer sonido. Teniendo en cuenta la posición del punto que se encontró, se retrocede una cantidad determinada de muestras con el fin de procurar tomar un ciclo completo a partir de un espacio ubicado entre el primer sonido detectado y el segundo sonido, correspondiente al latido inmediatamente anterior. Debido a este retroceso y a la longitud del vector de la muestra, se hace necesario ubicar el punto más alto de la señal, omitiendo una cantidad de valores iniciales y finales. Para clarificar esto, se muestra la señal de la figura 40, la cual corresponde a la señal de la figura 30, pero sin una parte inicial y una final.

Figura 40. Señal de la figura 30 recortada

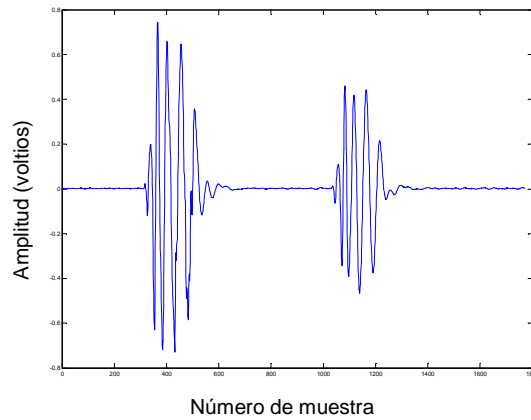


Al comparar la figura 40 con la figura 30 se observa que hay una sección suprimida, gracias a la cual se logra evitar que el punto marcado con 1 en la figura 30, sea tomado como referencia.

Ahora, utilizando el valor de xx y el desplazamiento correcto, se logra extraer un solo ciclo de la señal. Figura 41.

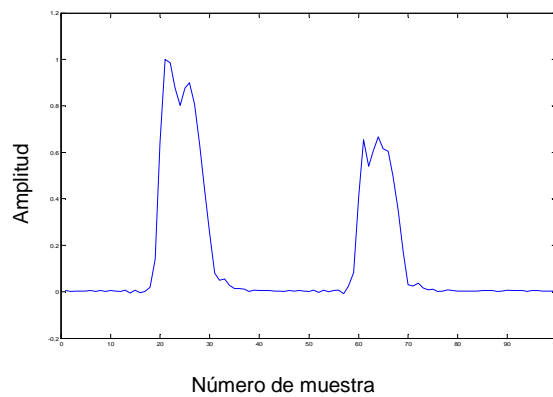
El diagrama de flujo mostrado en el anexo B facilita la comprensión del funcionamiento del código desarrollado que permite obtener la señal mostrada en la figura 41 a partir de la figura 30, siendo ejecutado luego del código correspondiente al diagrama de bloques del anexo A.

Figura 41. Muestra extraída de la señal de la figura 30



2.3.3. Adecuación de la muestra extraída. La señal de muestra de la figura 41 permite evaluar únicamente un trozo representativo de la señal; sin embargo, no se desea analizar el tono del sonido, sino más bien la presencia o ausencia de ruidos extras, lo cual se vería reflejado como ondulaciones de más, con determinadas amplitudes y duraciones. Teniendo en cuenta que estas variaciones se verían reflejadas en la forma de la señal, se decidió encontrar la envolvente de la señal y decimarla para que el vector de muestra no tenga una longitud exagerada que se vea reflejada en tiempos de cómputo excesivos. El vector resultante es el que será analizado en la siguiente parte del proceso y requiere que su longitud sea fija debido al tipo de análisis. Para conseguir esto se realiza un decimado con un valor proporcional, obtenido de la relación entre la longitud de la muestra tomada y el número 100, el cual será el valor de la longitud de todos los vectores que se podrá analizar. Para el caso que se está tomando como ejemplo, la señal resultante luego del proceso de detección de envolvente y decimación adecuada es la mostrada en la figura 42.

Figura 42. Decimación ajustada a 100 muestras de la envolvente de la señal de la figura 41



Como se observa en la figura, se trata de una muestra de 100 datos cuyo valor ha sido ajustado para encajar dentro un intervalo que va desde aproximadamente 0 hasta 1 con el fin de ver mejor las señales que pueden tener baja amplitud desde su inicio (atenuación), por ser tomadas de pacientes con diferentes características físicas. La obtención de esta muestra se logró mediante el proceso mostrado en el diagrama de bloques del anexo C.

2.3.4. Análisis de la muestra. El vector de 100 datos obtenido mediante los procesos anteriores representa una abstracción de información útil que se requiere para poder determinar la existencia de determinadas anomalías (soplos) en el funcionamiento del corazón. Estos datos deberán ser analizados para poder dar un “diagnóstico”. Dicho análisis será hecho por una red neuronal que deberá distinguir entre la muestra extraída de la señal obtenida de un corazón normal, algunos soplos determinados (los cuales fueron seleccionados de acuerdo a su importancia) y una anomalía extraña que señalará como no identificada, si este fuese el caso.

Inicialmente se probó aplicando 2 entradas a una red neuronal: la muestra de un corazón normal y la muestra de un soplo determinado con 3 salidas: una para el soplo en cuestión, otra para el corazón normal y una última en el caso de una anomalía no identificada. En otras palabras, se procuró realizar una red especializada en un solo tipo de soplo. Luego de diversos intentos, variando entradas (agregando y sustrayendo ruido), modificando número de neuronas y cambiando la cantidad de capas, no se obtuvo los resultados deseados, pues al introducir algún soplo de otro tipo, en la mayoría de los casos, lo clasificaba como no debía; es decir, no presentaba la salida correspondiente a *anomalía no identificada*.

Posteriormente se realizó una red que fue entrenada con todos los soplos que se deseaba identificar, es decir, se la entrenó con 6 diferentes entradas, correspondientes a los 5 soplos a tratar y una entrada de una muestra de un corazón normal. A la salida había, esta vez, 6 posibilidades: una para cada uno de los soplos y una más correspondiente a un corazón normal. Se hizo a un lado la salida que determinaba una anomalía no identificada, puesto que en el caso de que no se presente decisión por ninguna salida, se dirá que se encontró una *anomalía no identificada*.

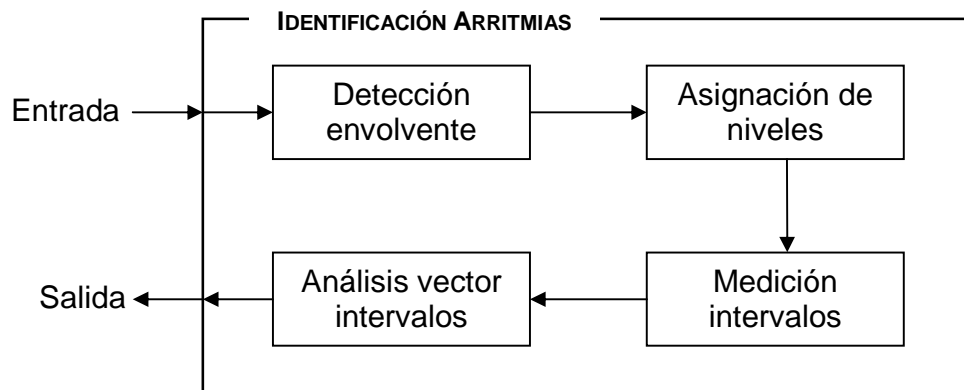
La red neuronal fue diseñada mediante el uso de la herramienta *nprtool* (herramienta de reconocimiento de patrones neuronales, Neural Pattern Recognition TOOL) de MatLab®, la cual despliega una guía que conduce a la creación de una red neuronal de dos capas con conexiones tipo *feed forward* (retroalimentación) con neuronas de salida con una función de transferencia tipo tangente sigmoideal.

Para este caso se configuró el número de neuronas de la capa oculta en 25 y se almacenó la red obtenida con el nombre RedSoplos. El código (incluido en el cd) que invoca a la red neuronal diseñada y le introduce la muestra extraída mediante los algoritmos indicados anteriormente es clarificado mediante el diagrama de bloques del anexo D.

2.4. IDENTIFICACIÓN DE ARRITMIAS

La identificación de variaciones en el ritmo “normal” de los movimientos cardíacos es realizada mediante el proceso mostrado en la figura 43.

Figura 43. Diagrama de bloques del proceso de identificación de arritmias



2.4.1 Detección de la envolvente de la señal. Para dar entendimiento al proceso que se realiza en el diagrama de bloques mostrado en la figura 43, se usará como ejemplo la señal mostrada en la figura 30.

Se desea, en primer lugar, identificar la duración de los latidos cardiacos, razón por la cual no es necesario conocer la frecuencia natural del sonido producido, es decir, las ondulaciones propias de cada latido no representarán información útil. Debido a esto se obtiene la envolvente de la señal original mediante la transformada de Hilbert, obteniendo una señal como la mostrada en la figura 44.

Sin embargo, esta señal tiene un número de muestras (resolución) mayor de lo que se necesita debido a que únicamente hace falta identificar dónde están los latidos, así que resulta muy útil aplicar una decimación. Para este caso se ha reducido la longitud de la señal a un vector cien veces más pequeño.

2.4.2. Asignación de niveles. Los diferentes valores de amplitud que puede tomar la señal mostrada en la figura 44 no representan información valiosa para el caso a tratar, así que es suficiente con identificar la existencia de un sonido (latido) con un nivel alto, y la ausencia del mismo como un nivel bajo. Para este fin se

hace necesario determinar un nivel de umbral, a partir del cual se asignará un nivel alto, o, en caso contrario un nivel bajo. El nivel alto ha sido tomado como 1 y el bajo como 0, obteniendo una señal como la mostrada en la figura 45. Es útil notar que la longitud de la señal mostrada en esta figura es 10 veces menor a la anterior debido al decimado del que se habló anteriormente.

Figura 44. Envoltente de la señal de la figura 30

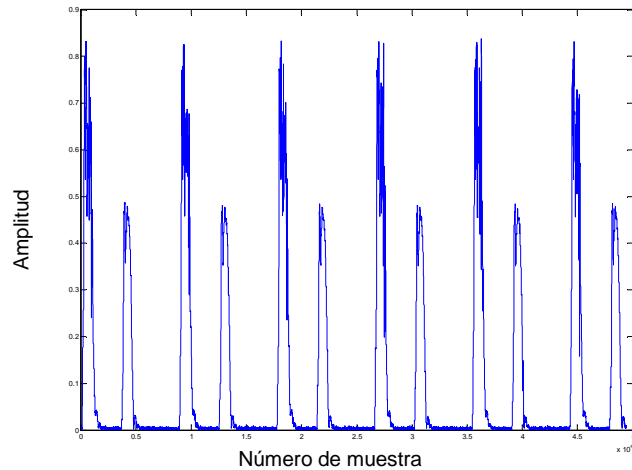
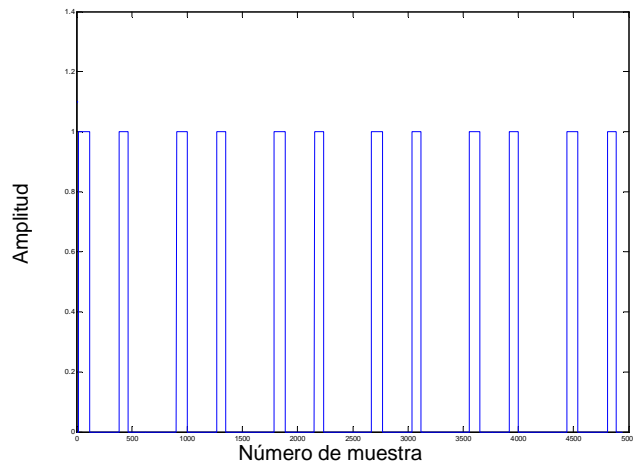


Figura 45. Asignación de niveles altos y bajos a la señal mostrada en la figura 44 decimada diez veces.



2.4.3. Medición de intervalos. Debido a que, para este caso, la importancia de la señal radica en la duración de los intervalos (tanto de nivel alto como de nivel bajo) mostrados en la figura anterior, basta con conocer la magnitud de estos. Esto se consigue por medio del código (incluido en el cd) cuyo funcionamiento es aclarado mediante el diagrama de flujo en el anexo E.

2.4.4. Análisis del vector de intervalos. Debido a lo anterior, se representa con un solo número a cada intervalo correspondiente a un sonido (nivel alto) o a la ausencia de éste (intervalo entre sonidos) correspondiente a su magnitud (en número de muestras). Se evidencia entonces que el ciclo cardíaco completo se verá representado por la suma de 4 valores, 2 de los cuales representarán sonidos y 2 silencios, sin importar su orden. En primera instancia se sumó el valor correspondiente a 4 números para tener la medida en número de muestras de la duración de un ciclo cardíaco completo correspondiente a la frecuencia cardíaca de referencia. Este valor fue modificado para encontrar los correspondientes a ritmos cardíacos comprendidos entre los 60 y los 80 latidos por minuto con intervalos de 2. Este rango fue tomado debido a que en éste se encontraría una persona normal pero, de presentarse ciertos cambios bruscos, se podría tratar de una arritmia a pesar de encontrarse dentro de los rangos normales. Por ejemplo, si una persona muestra un ritmo cardíaco constante de 60 lpms e intempestivamente se acelera a 80 lpms, una medición únicamente de frecuencia no indicaría que se ha salido de los límites, sin embargo un cambio de tal forma sin razón aparente no sería normal. Los valores encontrados en número de muestras que corresponden a los diferentes ritmos cardíacos con una frecuencia de muestreo de 11025 son mostrados en la siguiente tabla (cabe resaltar que anteriormente había realizado una decimación de 10 veces).

Tabla 06. Correspondencia entre diferentes frecuencias cardíacas y números de muestra

Frecuencia cardíaca (lpm)	Valor por intervalo (número de muestras)			
	Int. 1	Int. 2	Int. 3	Int. 4
60	123	334	100	546
62	119	323	97	528
64	115	313	94	512
66	112	303	91	496
68	108	294	89	481
70	105	286	86	468
72	102	278	84	455
74	100	271	81	442
76	97	263	79	431
78	95	257	77	420
80	92	250	75	409

Estos valores fueron organizados inicialmente en un vector de forma arbitraria, teniendo en cuenta en qué lugares se presentaba “normalidad” o “continuidad” en ritmo cardíaco y en qué partes se asignaba una “anormalidad” o cambio brusco. Conociendo las posiciones del vector donde se ubicaba anomalías, se conformó la matriz de objetivos con 1 salida, asignando un valor de 0 a la normalidad y un valor de 1 a un cambio de ritmo abrupto (anormalidad).

Para poder proceder con la fase de entrenamiento fue necesario reordenar el vector de entradas en forma de matriz. Se decidió configurar la red con 36 entradas, por tanto la matriz de entrada tendrá como medidas 36 por el número de muestras con las que se desee entrenar y el tamaño de la matriz de objetivos sería de 1 por el número de muestras que se puso en la matriz de entrada, en otras palabras los objetivos son un vector con longitud igual al número de entradas.

Debido a que la anomalía o normalidad en el ritmo es determinada de acuerdo a los valores pasados, la introducción de la muestra a la red deberá hacerse en forma de “barrido”; es decir, la primera entrada corresponderá a los primeros 36 valores de la muestra y la segunda entrada serán los valores comprendidos entre las ubicaciones 2 a 37, la siguiente de 3 a 38 y así sucesivamente. Debido a esto se tendrá como entrada una matriz con un número de filas igual a la longitud del vector de muestra menos 36 por 36 filas.

El diseño de la red, para este caso, no fue hecho por medio de la herramienta nprtool, pues se vio la necesidad de probar con diferentes tipos de funciones de activación, así como con otras arquitecturas de red posibilidad que no está permitida por la herramienta mencionada. Luego de algunos intentos, la arquitectura que mejores resultados presentó fue una con 12 neuronas a la entrada, 24 en la capa oculta y una a la salida, todas con función de activación tipo tangencial-sigmoidal. Se determinó el desempeño mínimo en 3×10^{-4} , siendo alcanzado en varias ocasiones (teniendo en cuenta que los pesos iniciales son prácticamente aleatorios) en cercanías de las 45 iteraciones. El algoritmo de entrenamiento usado fue el de propagación hacia atrás (backpropagation).

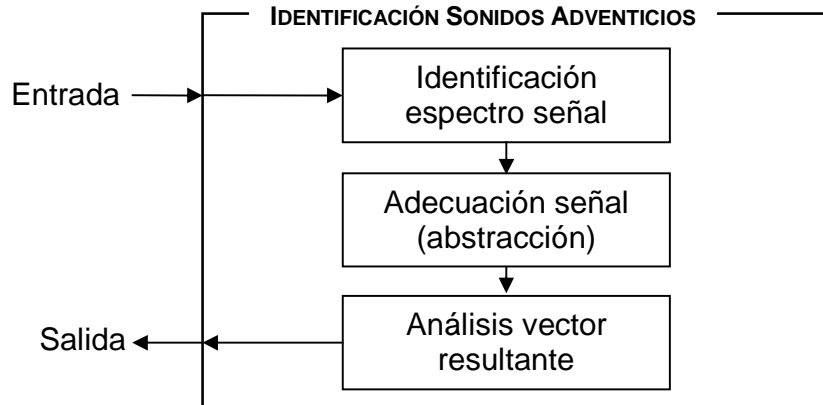
2.5. IDENTIFICACIÓN DE SONIDOS PULMONARES ADVENTICIOS

Para realizar esta identificación se procedió a analizar la señal correspondiente al sonido de respiración de la forma indicada en la figura 46.

2.5.1 Identificación del espectro de la señal. Debido a que los sonidos pulmonares adventicios pueden ser identificados principalmente mediante la distinción de su tono, el espectro aportará la información necesaria. El espectro de una señal es obtenido mediante la aplicación de la *transformada rápida de Fourier*. En la figura 47 se muestra los espectros de frecuencia correspondientes a una

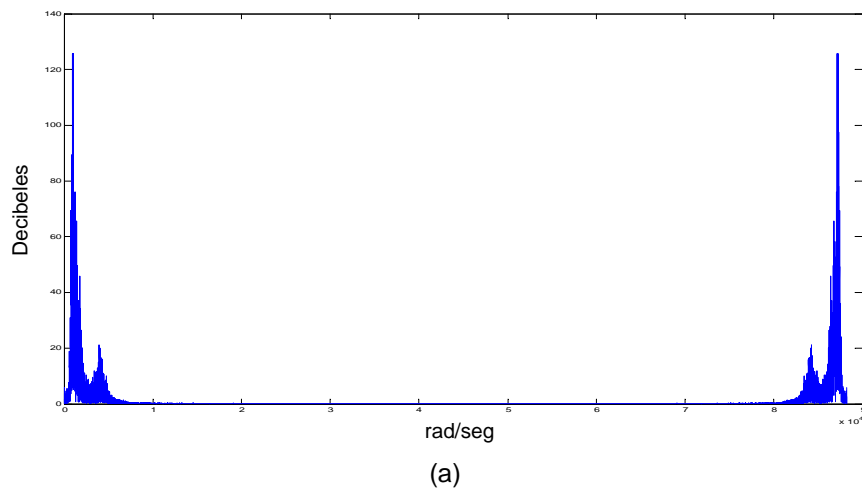
señal de respiración normal (a), una respiración crepitante seca (b), crepitante húmeda (c), respiración tipo “roncus” (d) y por último una sibilancia (e).

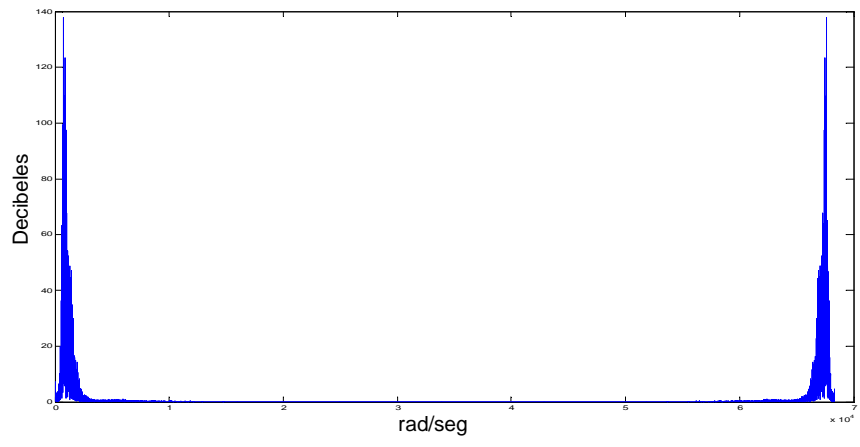
Figura 46. Diagrama de bloques del proceso de identificación de sonidos pulmonares adventicios.



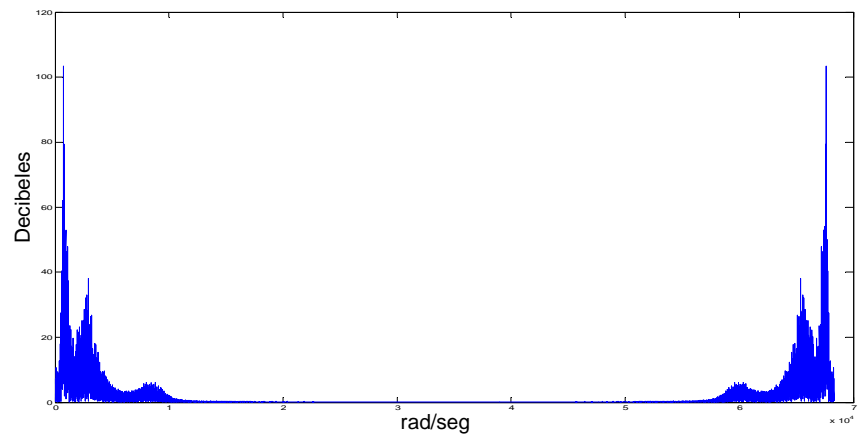
Como se observa, los espectros son reconocibles con relativa facilidad; sin embargo, la información se presenta como un vector bastante extenso del cual, inmediatamente se observa, no resulta útil la parte reflejada (debida al efecto “alias”), ni tampoco se necesita demasiados valores para diferenciar una de otra (incluso se nota la diferencia entre ellas en las imágenes mostradas anteriormente, a pesar de tener un tamaño bastante reducido) Gracias a lo anterior se puede realizar una reducción significativa en la longitud del vector a analizar mediante herramientas matemáticas como las usadas en procesos anteriores.

Figura 47. Espectro de frecuencia de señales de sonidos respiratorios: respiración normal (a), respiración crepitante seca (b), respiración crepitante húmeda (c), respiración tipo roncus (d) y sibilancia (e).

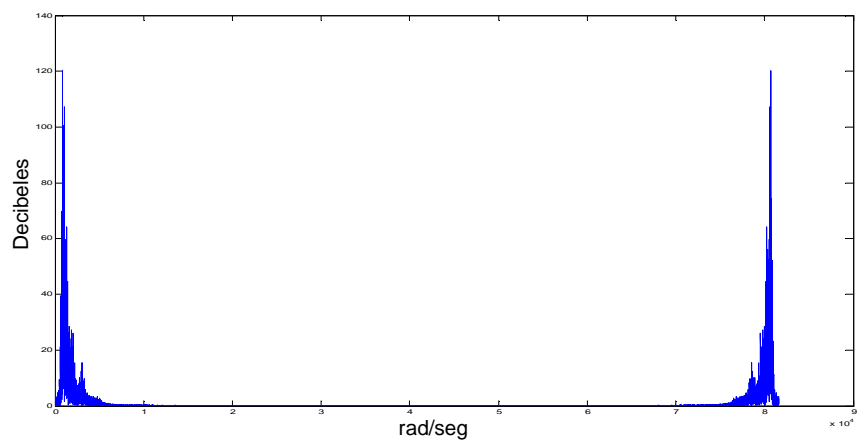




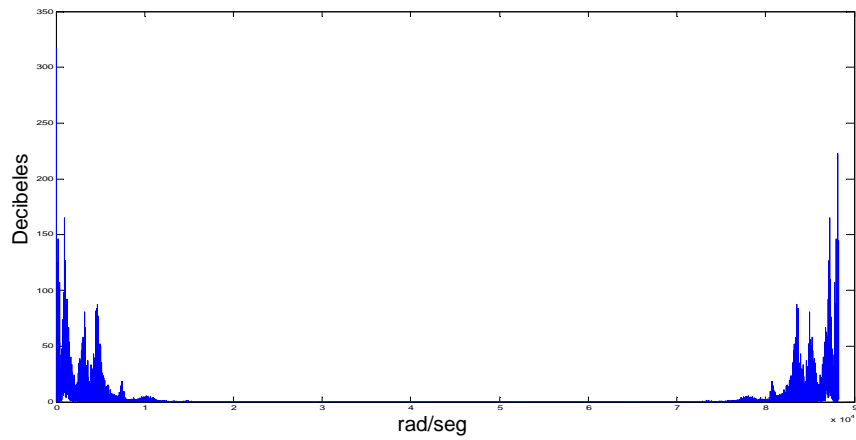
(b)



(c)



(d)

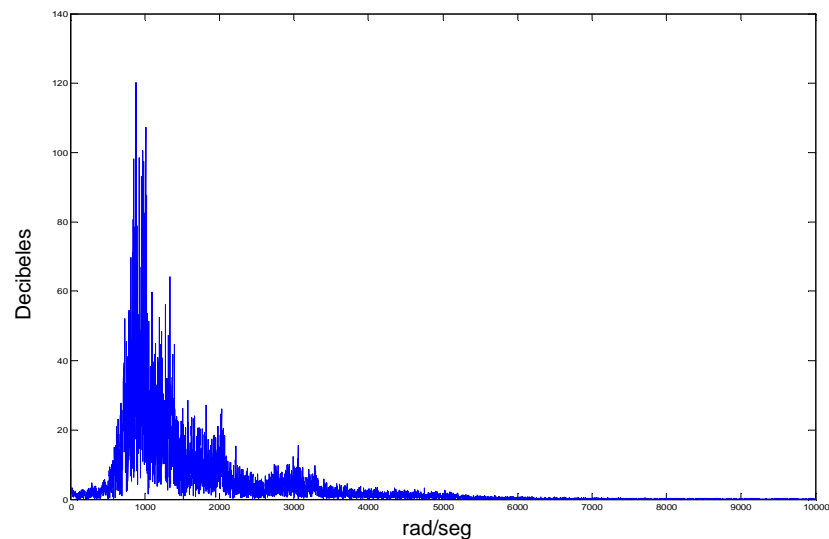


(e)

2.5.2. Adecuación de la señal (abstracción). Para abstraer la información necesaria y reducir el vector a analizar (y, por ende, los tiempos de cómputo) se realizó el proceso que se explica a continuación (tomando como muestra una señal de respiración normal cuyo espectro corresponde a la señal mostrada en la figura 47a).

2.5.2.1. Recorte de la señal. La señal fue reducida a sus diez mil primeros valores debido a que en este tramo se encontrará las posibles frecuencias correspondientes a los sonidos respiratorios. La señal que resulta es mostrada en la figura 48.

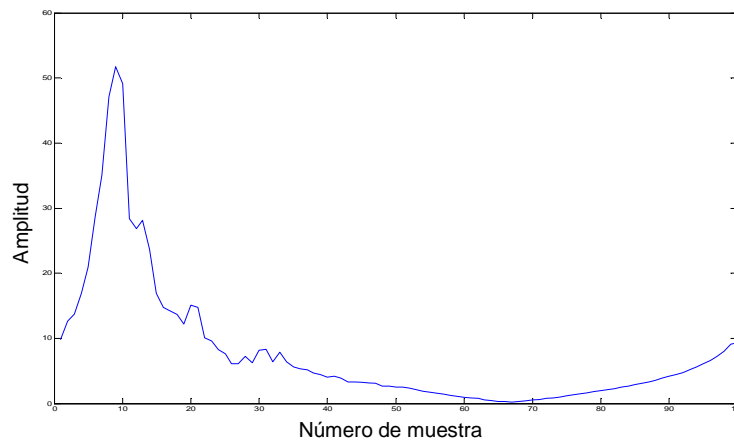
Figura 48. Primeras 10 mil muestras del espectro en frecuencia de una muestra correspondiente a una respiración normal



2.5.2.2. Obtención de envoltorio de la señal. Debido a que, para el caso a tratar, resulta más importante la forma del espectro, se encontró su envoltorio.

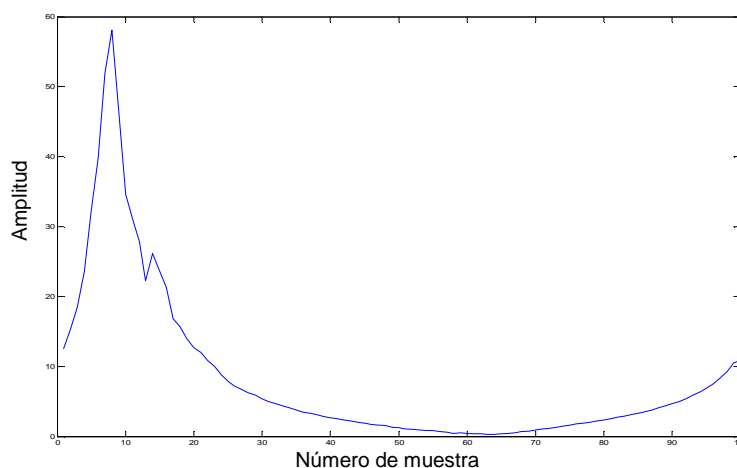
2.5.2.3. Decimación de la señal. Luego del anterior paso, se decimó la señal para reducirla a tan solo 100 muestras y, de esta forma, poder analizarla con mayor facilidad. El resultado de lo mencionado es mostrado en la siguiente gráfica.

Figura 49. Decimación a 100 muestras de la envoltorio de la señal mostrada en la figura 48.

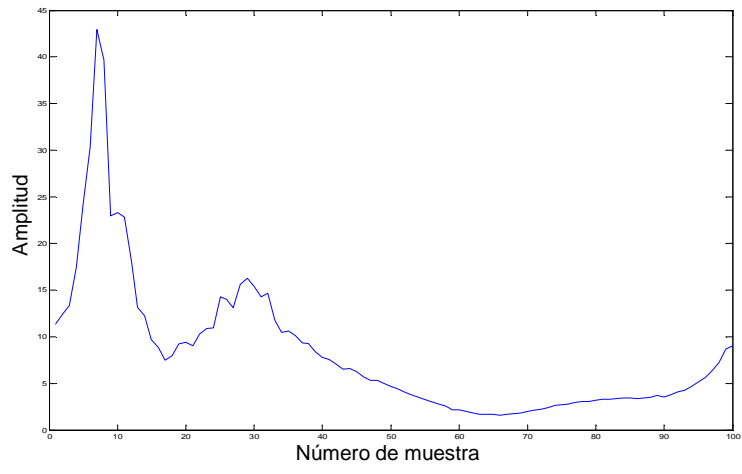


2.5.3. Análisis del vector resultante. El proceso de adecuación de señal fue aplicado a las otras 4 señales de muestra, con el fin de obtener los vectores de entrada correspondientes a cada sonido adventicio. Los resultados son mostrados en la figura 50.

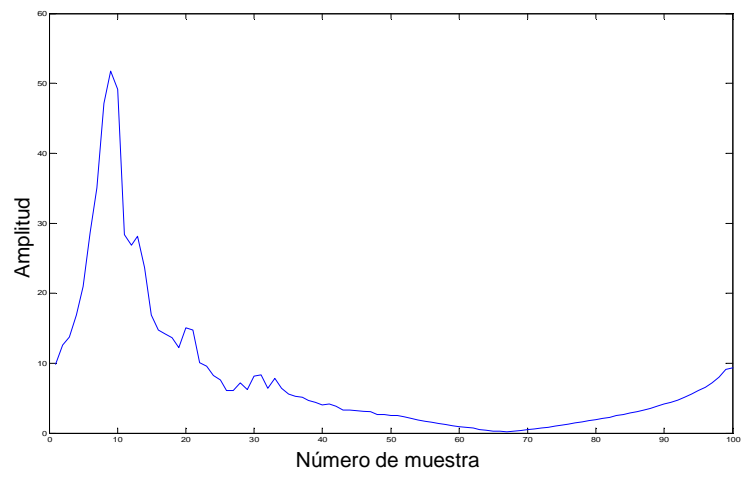
Figura 50. Señal de muestra correspondiente a una respiración crepitante seca (a), respiración crepitante húmeda (b), respiración tipo roncus (c) y sibilancia (d).



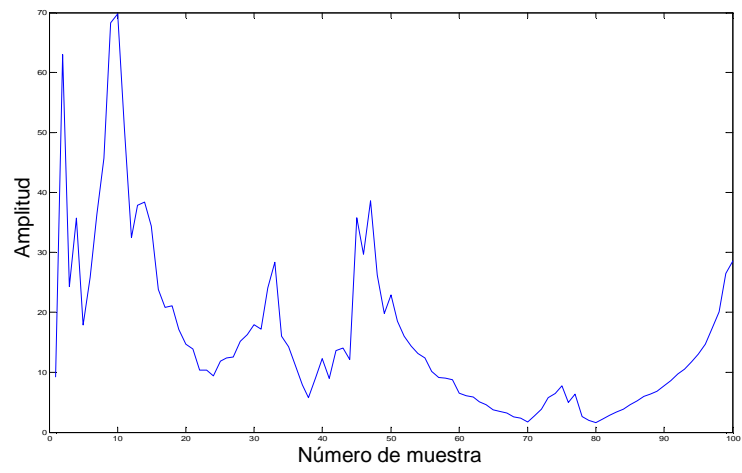
(a)



(b)



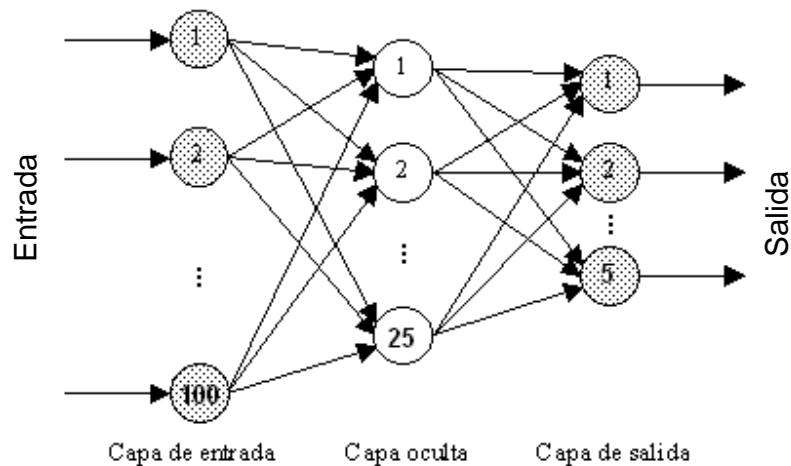
(c)



(d)

Los vectores de datos correspondientes a cada una de las señales mostradas en las figuras 50a, 50b, 50c y 50d, más la correspondiente a una respiración normal, son las entradas a la red neuronal que deberá diferenciarlas. La red empleada tiene la estructura mostrada en la figura 51. La red fue entrenada con cada una de las entradas mencionadas anteriormente y mostradas en la figura 50, correspondiendo para cada una de ellas una salida que la indique. Cada una de las entradas (muestras de los diferentes sonidos a identificar) fue introducida una por una y de manera completa debido a que la red debe distinguir principalmente entre las formas de sus entradas. Debido a que cada sonido respiratorio adventicio y la respiración normal tienen una salida única que las identifica, al igual que en el caso de los soplos, la no decisión por ninguna de las salidas o la decisión por más de una de ellas, será indicio de una “anomalía no identificada”.

Figura 51. Estructura de la red neuronal empleada para diferenciar sonidos pulmonares



La entrada tiene un tamaño de 100 debido a la longitud del vector resultante; luego de las adecuaciones realizadas anteriormente, la capa oculta contiene 25 neuronas debido a que con esta arquitectura se presentó una respuesta adecuada y se alcanzaba el mínimo error deseado con mayor rapidez que con otros valores. Por último la capa de salida tiene 5 neuronas debido a que éste es número de salidas. El número de salidas es de 5 debido a que se debe diferenciar entre los 4 tipos de sonidos adventicios, pero también es necesario definir si la respiración es de tipo normal.

2.6. INTERFAZ GRÁFICA

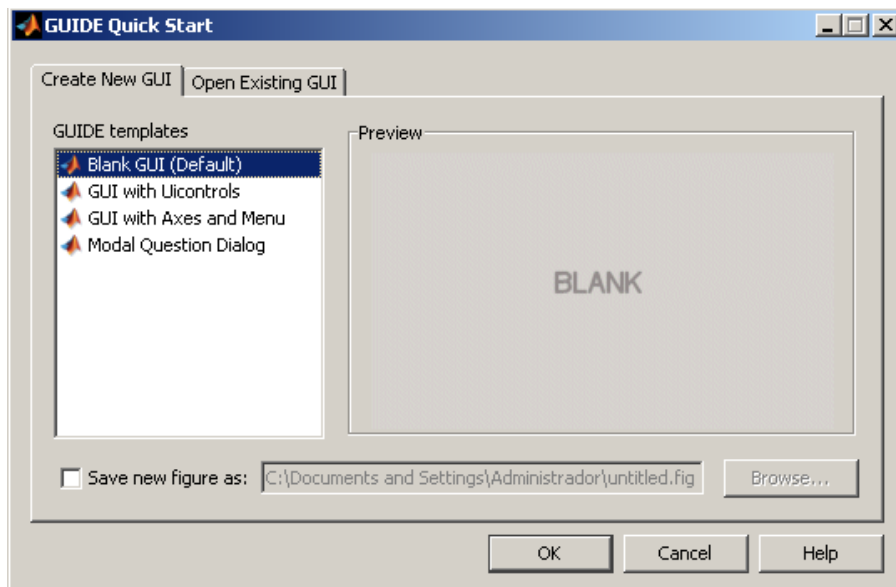
Una vez realizado todo el proceso y extraídas todas las variables de los algoritmos se debe mostrar los resultados. Matlab[®] es un software por excelencia de programación lineal donde se maneja muchos ficheros en distintos lenguajes de programación en texto plano. Estos archivos de extensión .m (también conocidos

como *scripts*) son un código que se ejecuta de manera secuencial y automática, usando las herramientas que brinda el paquete en su totalidad.

Un programador con experiencia en Matlab® probablemente encuentre mucho más cómodo manejar estos algoritmos de procesamiento de información en texto plano, pero se debe pensar que hoy en día muchos están acostumbrados a lo que se denomina interfaz gráfica. La proliferación de sistemas operativos de interfaz gráfica tipo ventana (que, entre otras, es el más difundido a nivel mundial) ha hecho que los programas y aplicaciones más útiles e importantes adopten un entorno familiar e intuitivo como lo son las interfaces gráficas de usuario. Matlab®, un software muy reconocido a nivel mundial en las diferentes ramas de la ciencia y de la ingeniería. Desde hace algunos años ha venido desarrollando una herramienta que permite elaborar aplicaciones de tipo ventana (Windows) que ha sido denominada *guide*, acrónimo de entorno de desarrollo de interfaz grafica de usuario, por sus siglas en inglés (Graphical User Interface Development Environment), despliega un formulario tipo Windows con los acostumbrados botones de comando, botones de opción, cajas de texto, etc. No sólo soporta código en Matlab® sino también código en Java, C++, Visual Basic entre otros.

El cuadro inicial que aparece al digitar *guide* es el siguiente:

Figura 52. Asistente de guide

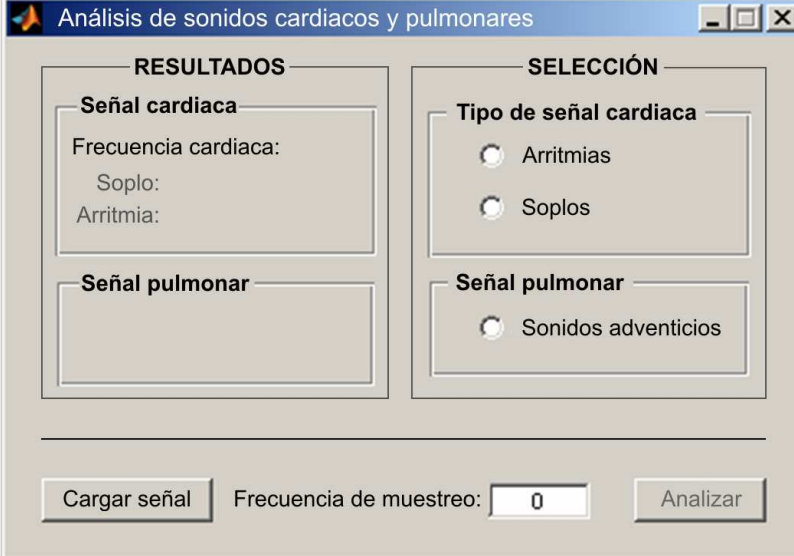


Como se puede observar, en este asistente inicialmente se despliega un formulario totalmente en blanco en el cual se puede agregar objetos de entorno gráfico como los descritos anteriormente. De igual forma contiene unas plantillas prediseñadas que facilitan el diseño de la interfaz gráfica de usuario.

Para el caso de este proyecto la interfaz debe ser lo más sencilla posible, ofrecer un acceso y manejo fáciles, además de ser muy intuitiva, puesto que debe ser controlada con facilidad por cualquier tipo de usuario. La interfaz que se diseñó es la mostrada en la figura 53:

En este formulario, los botones de opción de la derecha permiten seleccionar el tipo de análisis que se va a realizar, si es una detección de arritmia, de un soplo ó si es para la detección de sonidos adventicios provenientes de los pulmones. Es importante resaltar que las dos primeras opciones son para señales cardiacas y la tercera es para señales pulmonares, además se debe introducir el valor de la frecuencia de muestreo a la cual fue adquirida la señal correspondiente.

Figura 53. Interfaz gráfica



The image shows a software window titled "Análisis de sonidos cardiacos y pulmonares". It features two main columns. The left column, labeled "RESULTADOS", has two sub-sections: "Señal cardiaca" with input fields for "Frecuencia cardiaca:", "Soplo:", and "Arritmia:", and "Señal pulmonar". The right column, labeled "SELECCIÓN", has two sub-sections: "Tipo de señal cardiaca" with radio buttons for "Arritmias" and "Soplos", and "Señal pulmonar" with a radio button for "Sonidos adventicios". At the bottom, there is a "Cargar señal" button, a "Frecuencia de muestreo:" label with a text box containing "0", and an "Analizar" button.

Los resultados son mostrados en la parte izquierda del formulario, mostrando los latidos por minuto (en la parte superior), el tipo de soplo que fue detectado y si es el caso el tipo de arritmia detectada. Por otro lado en la parte inferior izquierda se muestra el tipo de sonido detectado, si es un crepitante seco, crepitante húmedo, sibilancia, una respiración sonido tipo roncus o si se trata de una respiración normal

Esta herramienta de Matlab[®] es muy poderosa, cada botón, cada acción, cada cambio de opción en uno de los botones hace que se ejecute un código determinado; debido a esto, aunque la aplicación es aparentemente sencilla, por dentro se guarda una complejidad importante. Las imágenes producidas por la ejecución de instrucciones para graficar como *plot*, son desplegadas en ventanas alternas para proporcionar mayor comodidad al usuario, permitiéndole seleccionar la gráfica que podrá ver o simplemente verlas todas de manera simultánea.

En sí todo el manejo es muy intuitivo ya que esta aplicación sólo permite seleccionar un tipo de entrada a la vez y los resultados son obtenidos de manera automática. Los dos últimos botones son, en cierto modo, los más sencillos pero esenciales, ya que dan inicio a la aplicación cargando la señal a analizar (botón 'Cargar señal') y dando arranque al proceso de análisis (botón 'Analizar').

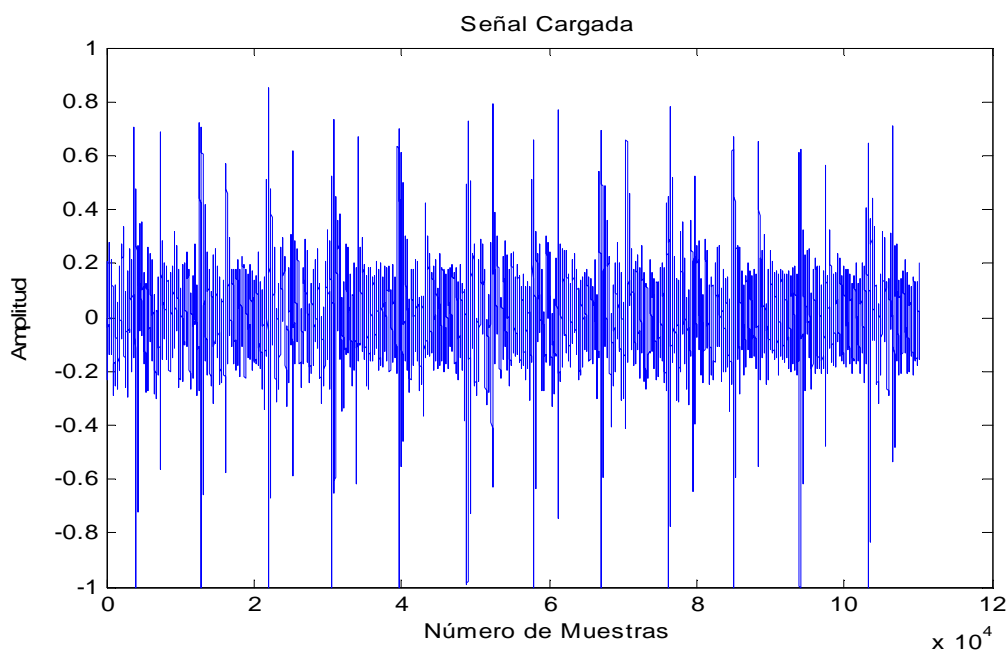
3. RESULTADOS

Una vez completada la fase de entrenamiento en cada una de las redes, se procedió a aplicarles las señales de entrada respectivas con el fin de probar la efectividad de las mismas para, de esta manera, comprobar la correcta clasificación de los patrones para los cuales fueron entrenadas. Cabe resaltar que las señales de entrada aplicadas corresponden a las obtenidas a partir de la base de datos mencionada anteriormente. Los parámetros a verificar son las salidas de la interfaz gráfica, dicho de otro modo, si la red clasificó o no la señal de manera correcta. Todas las señales poseen una frecuencia de muestreo de 11025 Hz.

3.1. DETECCIÓN DE ARRITMIAS

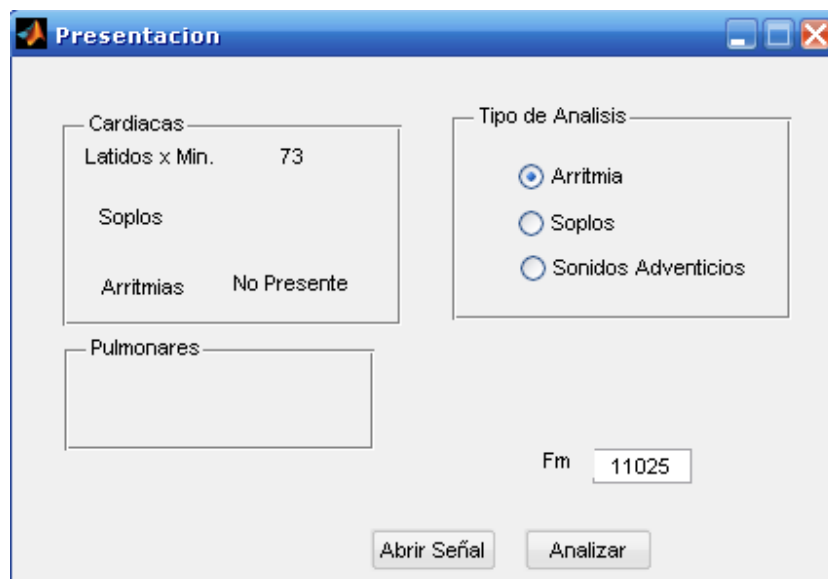
La siguiente prueba se realizó con una señal adquirida de un adulto sano de 45 años de edad, estatura 1,70 m y peso corporal 75 kilogramos-fuerza con una duración de 10 segundos. La señal adquirida es la que se muestra en la figura 54

Figura 54. Señal de entrada – Corazón normal – Señal adquirida



El proceso seguido es bastante sencillo e intuitivo: se selecciona en la aplicación el tipo de análisis en la parte derecha, en este caso arritmias, se carga y resetea la aplicación con el botón abrir señal, posteriormente se da clic en analizar y se obtiene los siguientes resultados, Figura 55

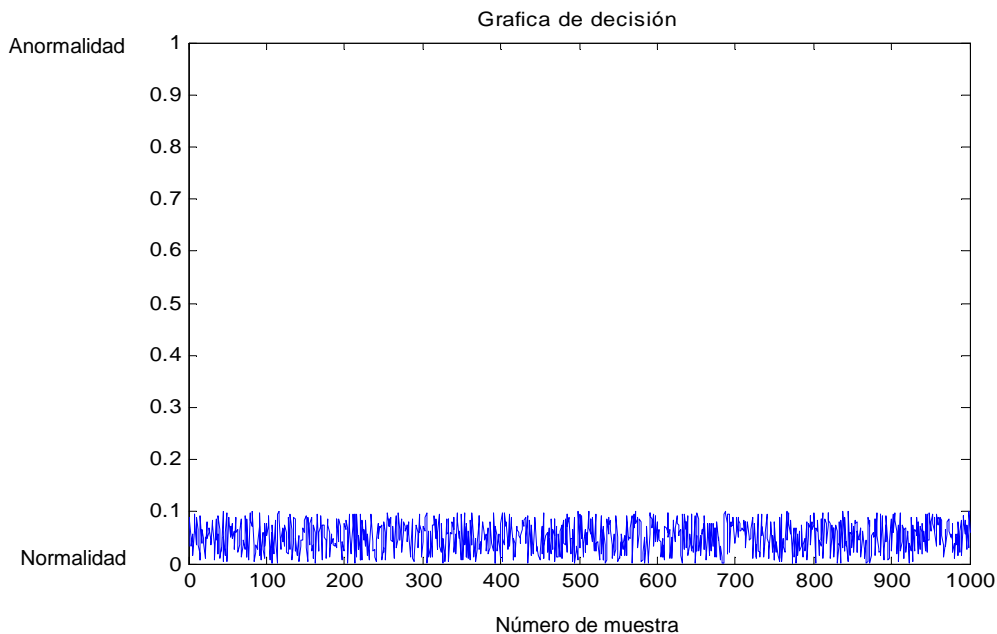
Figura 55. Interfaz gráfica análisis de arritmias



Como se puede observar los resultados obtenidos son “Arritmia: No Presente”, lo cual fue corroborado por un electrocardiograma.

La grafica 56 muestra que no hay decisión por parte de la red neuronal en la detección de arritmias en ninguno de los intervalos.

Figura 56. Decisión entregada por la red neuronal entrenada para la detección de arritmias



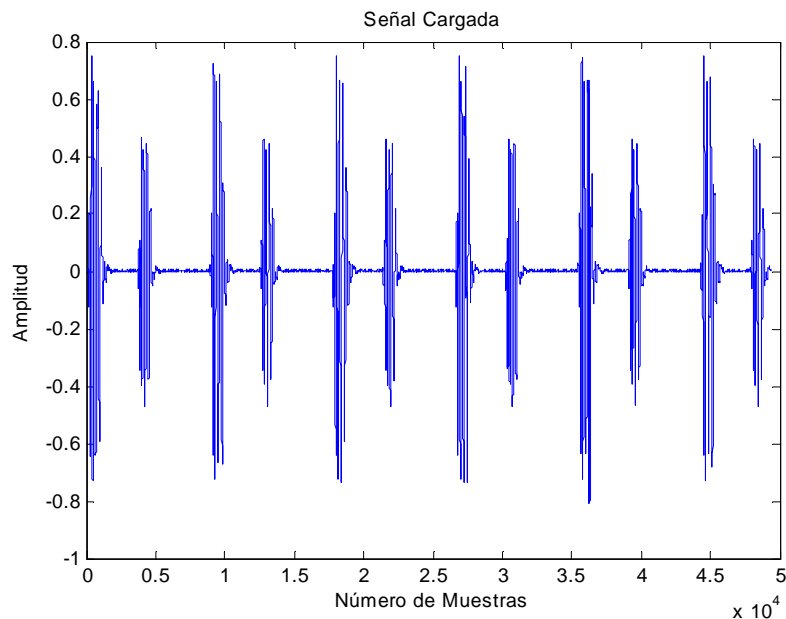
Debido a los escasos recursos y el poco acceso a pacientes con arritmias cardiacas no se realizó pruebas con señales provenientes de corazones enfermos. Sin embargo, se realizó la simulación de una entrada arrítmica y se consiguió identificar variaciones bruscas en prácticamente todos los casos.

3.2. DETECCIÓN DE SOPLOS

Debido a la dificultad para acceder a pacientes que padezcan de soplos cardiacos, las señales usadas no son adquiridas sino que corresponden a la base de datos que se tenía inicialmente. A continuación se muestra todos los resultados que se obtuvo al usar como entrada 5 señales cardiacas distintas. Cabe resaltar que la red fue entrenada sólo para clasificar estas señales.

3.2.1 Corazón normal. En este caso, la red neuronal fue simulada con una señal proveniente de un corazón normal. Poder identificar la normalidad en la señal es indispensable debido a que esto permite definir si el paciente posee o no una patología cardiaca. En la figura 57 se muestra la señal de entrada.

Figura 57. Corazón Normal – Señal Base de datos



Ahora, se aplicó el proceso para la detección de soplos, similar al mencionado en el caso de las arritmias, obteniendo una correcta clasificación por parte de la red neuronal. En la figura 58 se muestra el proceso llevado a cabo para obtener las entradas de la red. En la figura 59 se observa el resultado dado por la interfaz grafica.

Figura 58. Proceso para obtener las entradas – Corazón normal

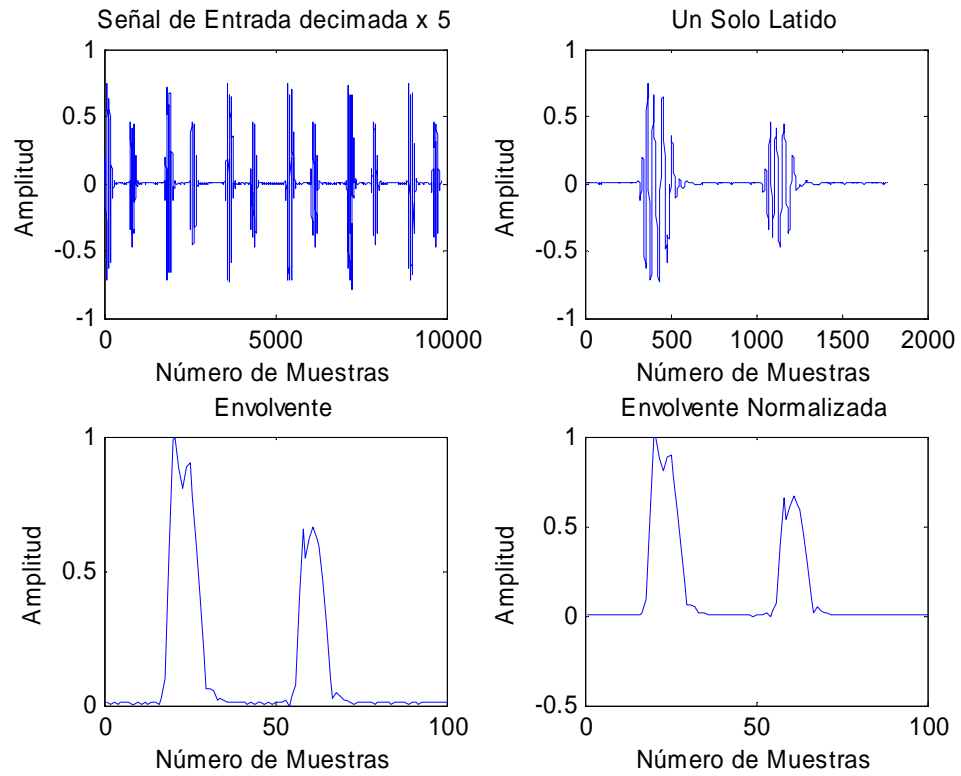
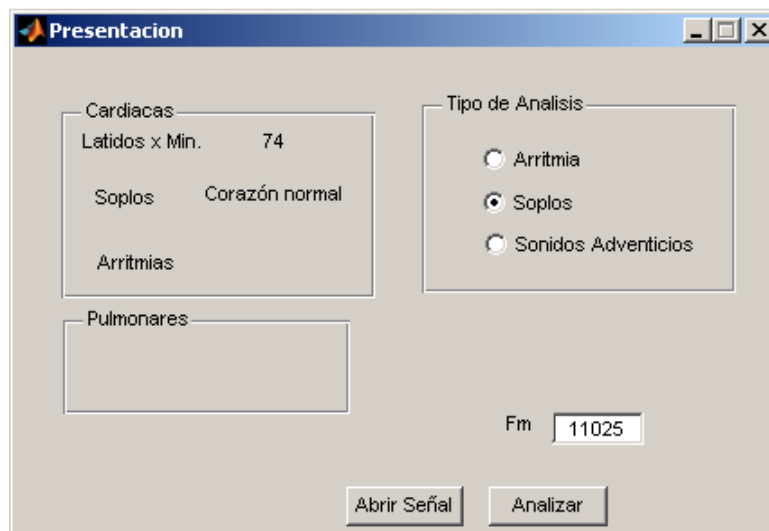


Figura 59. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón normal



Como se puede observar, la red realizó la clasificación correcta de la señal.

3.2.3 Estenosis Aórtica El proceso llevado a cabo para la detección de soplos es el mismo que para un corazón normal, por eso en las siguientes detecciones no se describirá el proceso (sólo se incluirá las graficas con los resultados obtenidos).

Figura 60. Estenosis aórtica

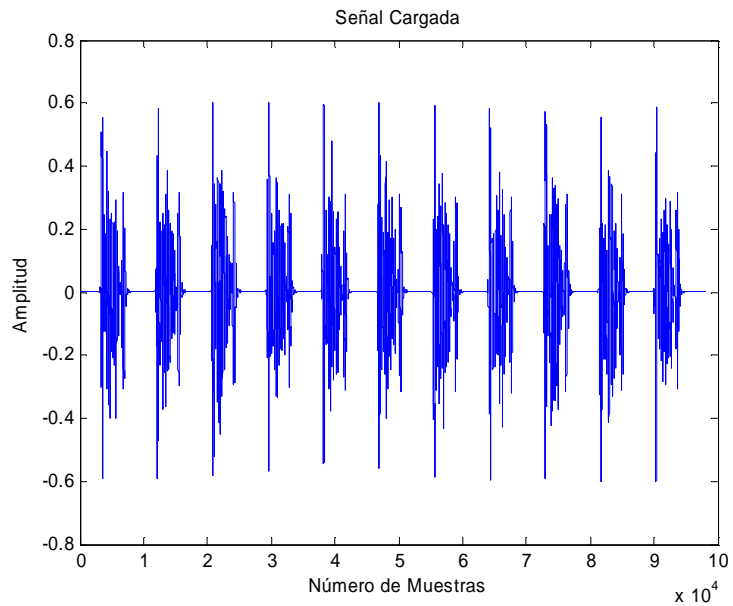


Figura 61. Proceso para obtener las entradas – Estenosis aórtica

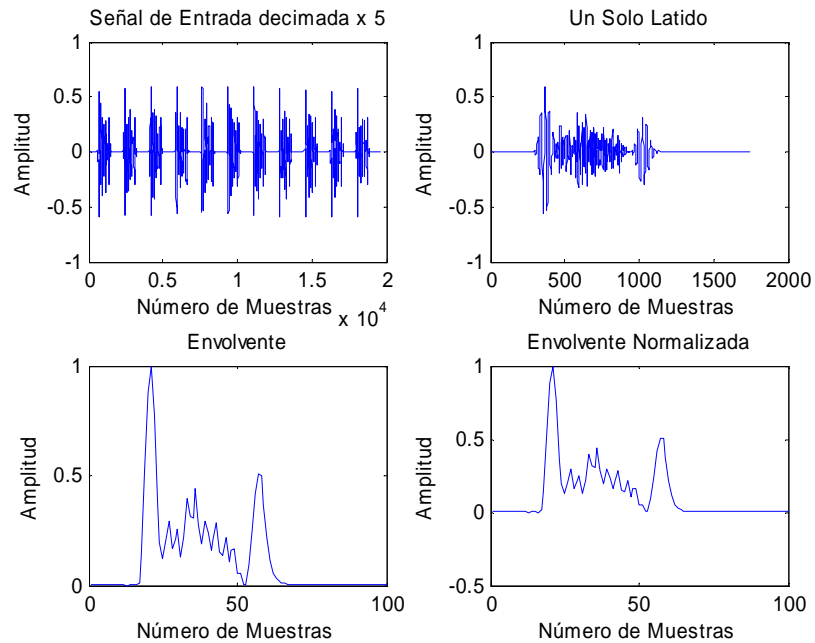
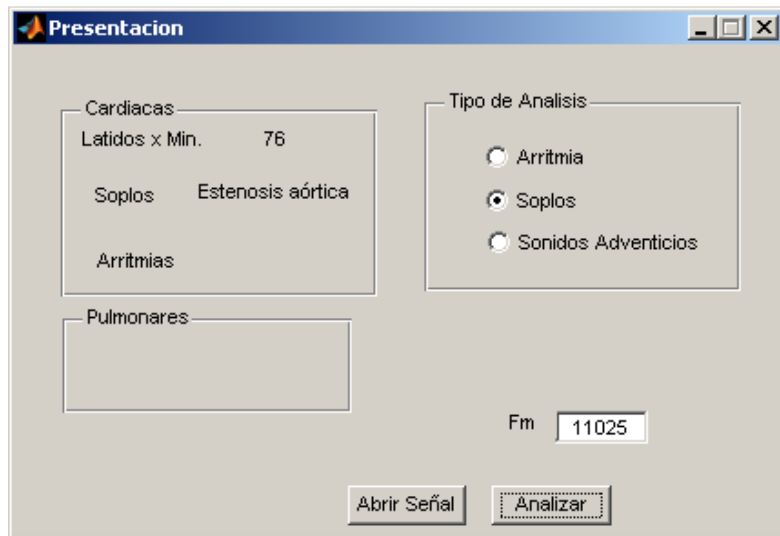


Figura 62. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con estenosis aórtica



Al igual que en el caso anterior, la red clasificó correctamente la señal.

3.2.4 Galope diastólico

Figura 63. Galope diastólico

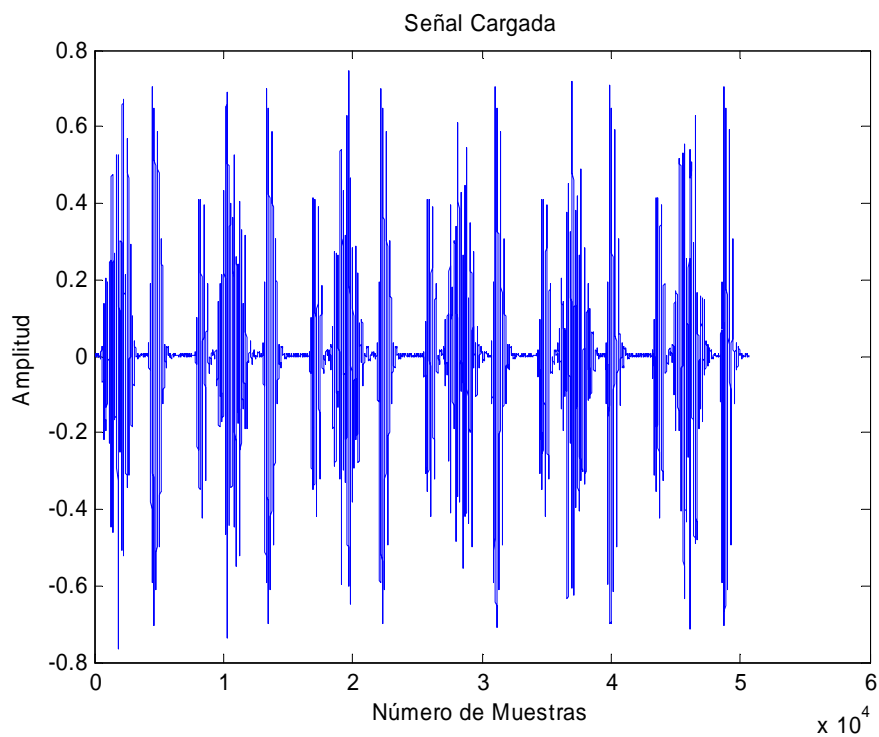


Figura 64. Proceso para obtener las entradas – Galope diastólico

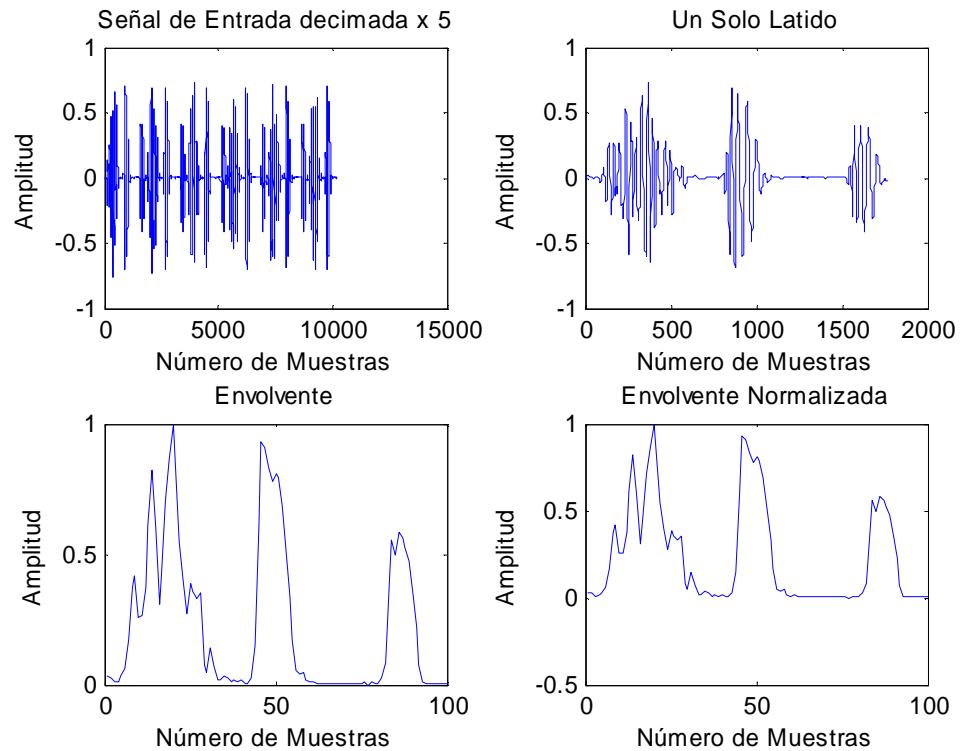
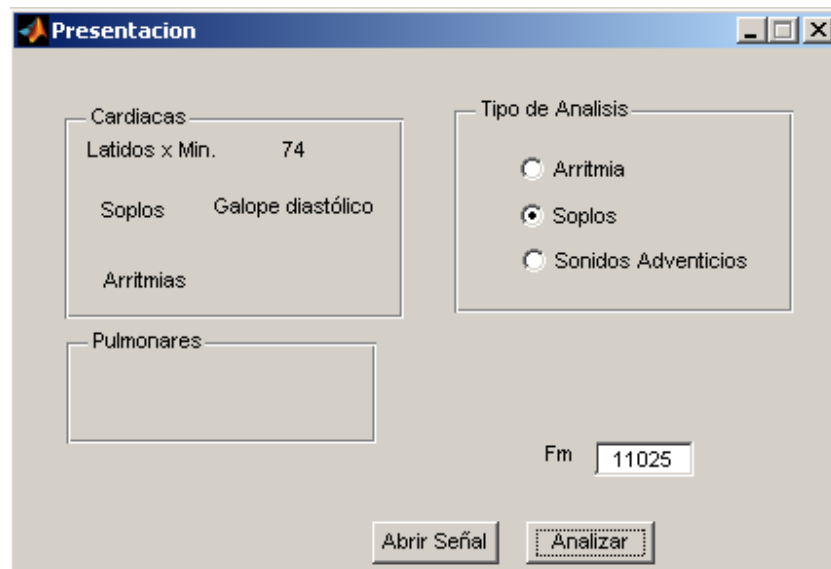


Figura 65. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con galope diastólico



Como en los casos anteriores, la red clasificó correctamente la señal.

3.2.5 Regurgitación pulmonar diastólica

Figura 66. Regurgitación pulmonar diastólica

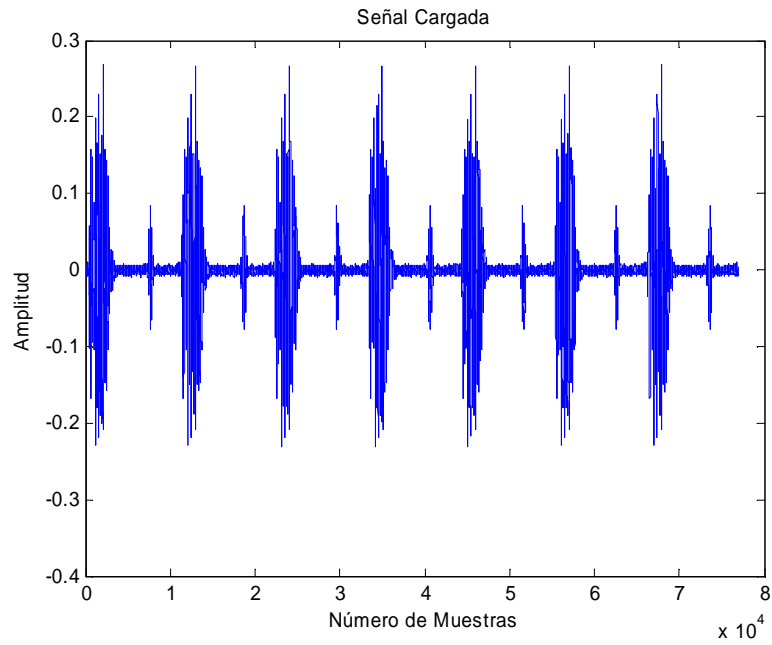


Figura 67. Proceso para obtener las entradas - Regurgitación pulmonar diastólica

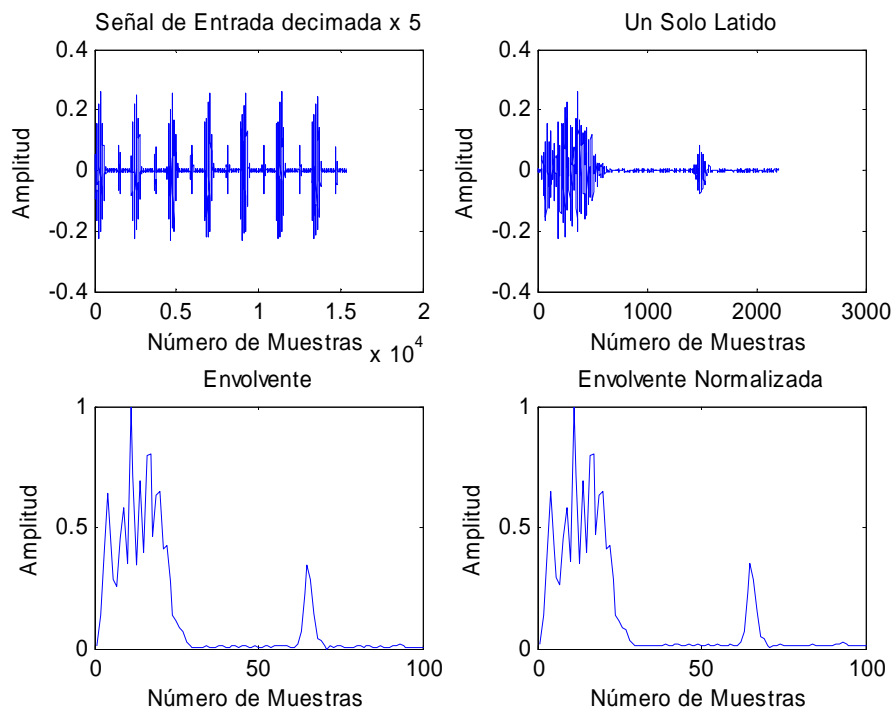
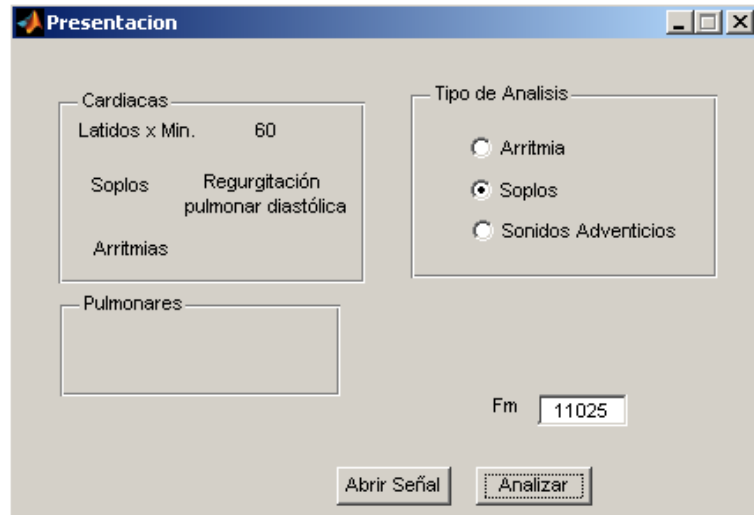


Figura 68. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con regurgitación pulmonar diastólica



Una vez más la red neuronal tomó la decisión correcta.

3.2.6 Soplo protosistólico

Figura 69. Soplo protosistólico

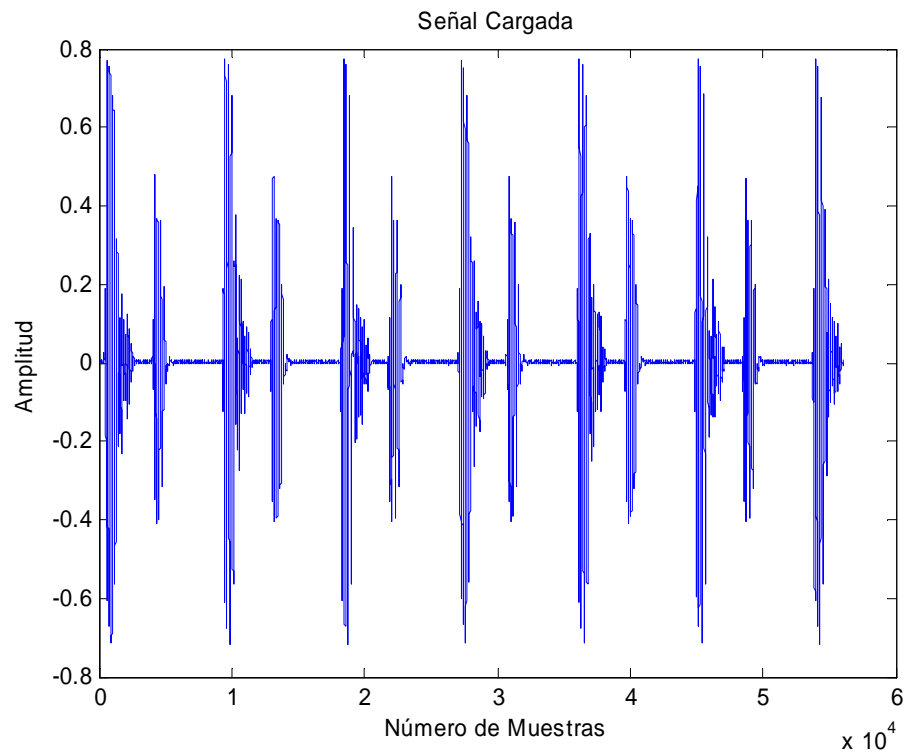


Figura 70. Proceso para obtener las entradas - Soplo protosistólico

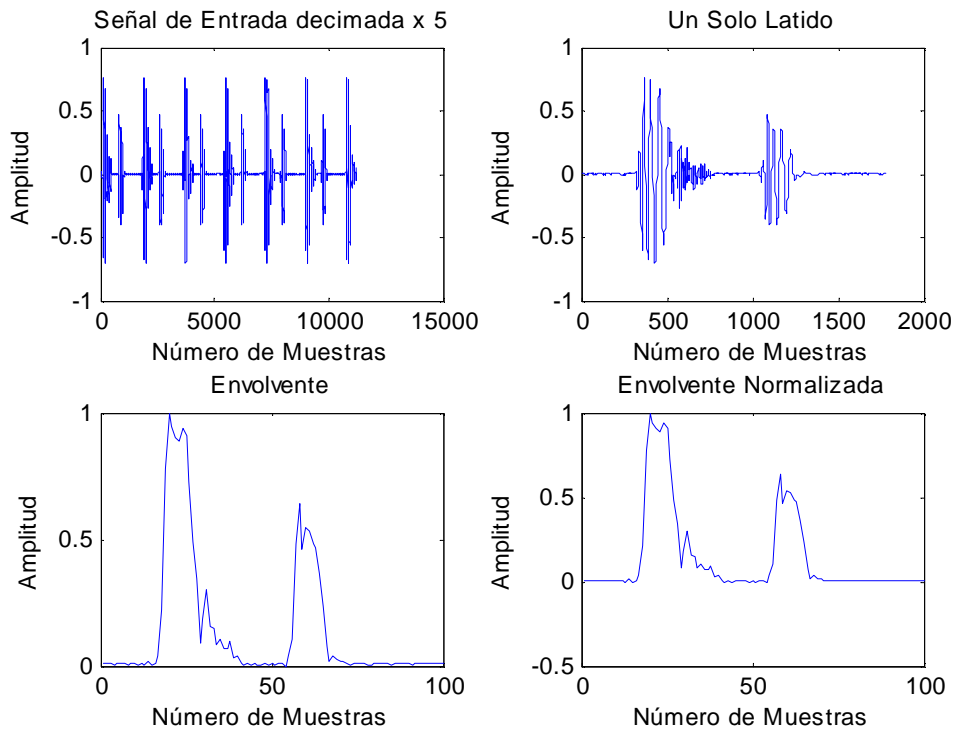
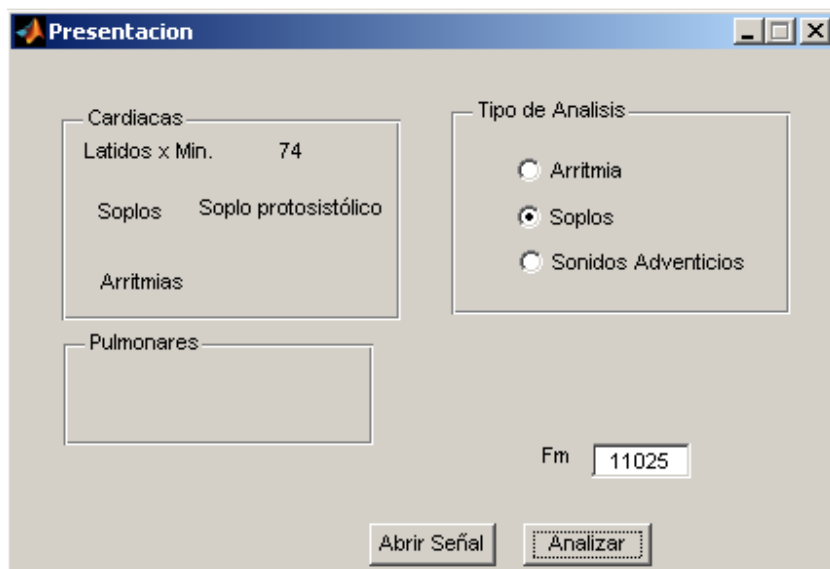


Figura 71. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo protosistólico



La clasificación de la señal es la correcta.

3.2.7 Soplo pansistólico

Figura 72. Soplo pansistólico

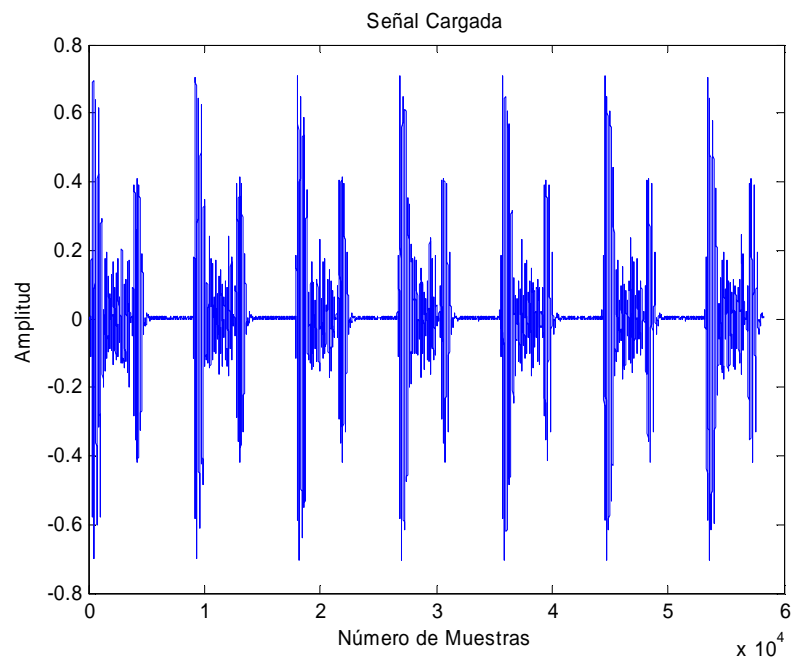


Figura 73. Proceso para obtener las entradas - Soplo pansistólico

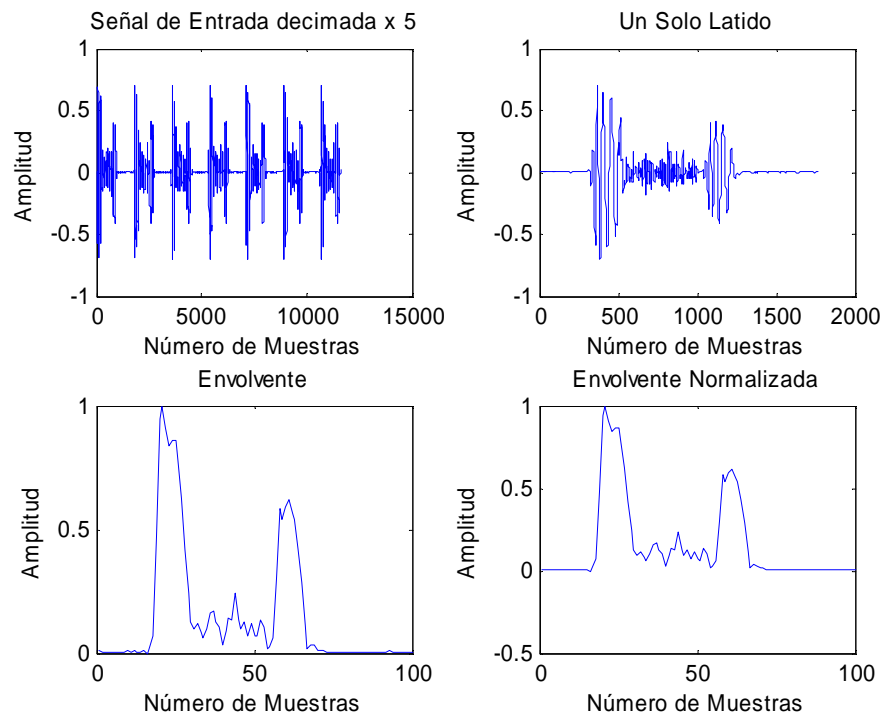
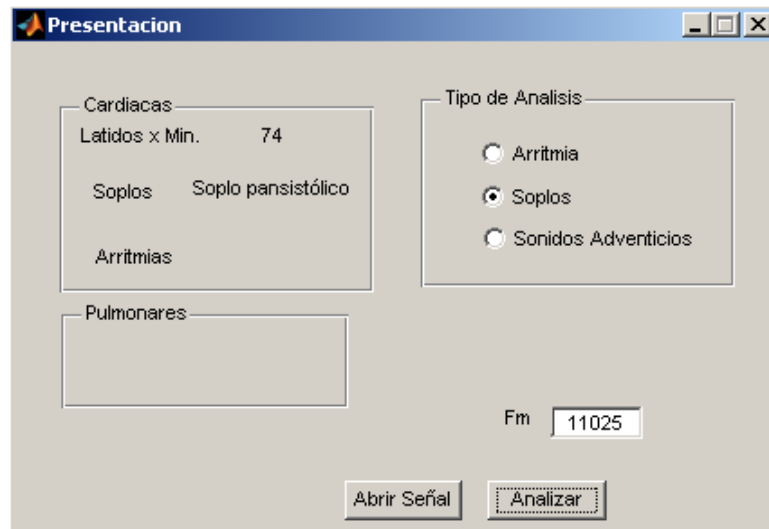


Figura 74. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo pansistólico



Este es el último de los soplos que fue clasificado. Ahora se probará la red con soplos para la cual no fue entrenada. El resultado debe ser "anomalía no identificada".

3.2.8 Anomalía no identificada. Ahora se probará la red, con dos señales escogidas al azar de la base de datos, diferentes a las anteriores, con el fin de obtener como resultado "anomalía no identificada", esto, debido a que la red no fue entrenada para detectar estas señales.

La siguiente señal de entrada corresponde a un soplo de eyección.

Figura 75. Soplo de Eyección

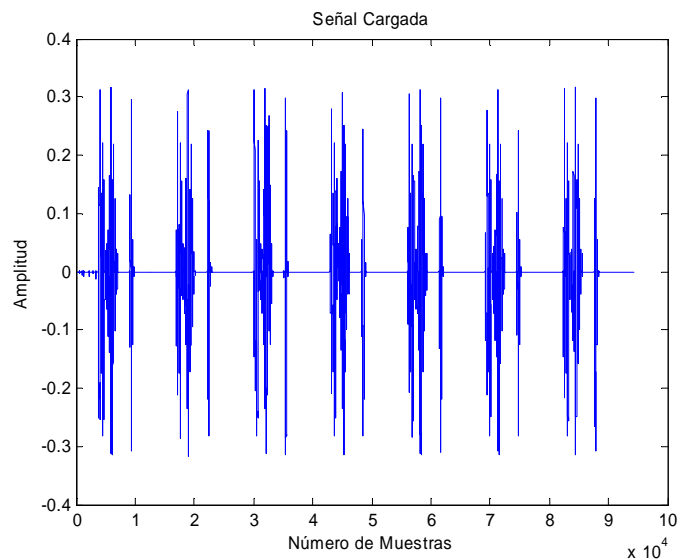


Figura 76. Proceso para obtener las entradas - Soplo de eyección

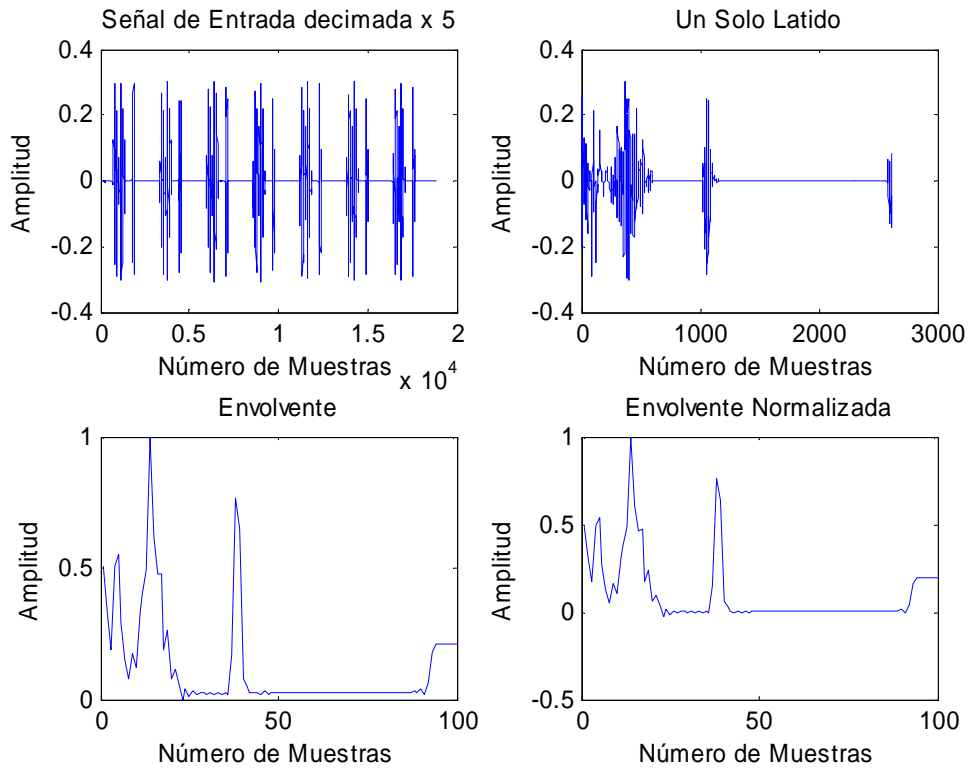
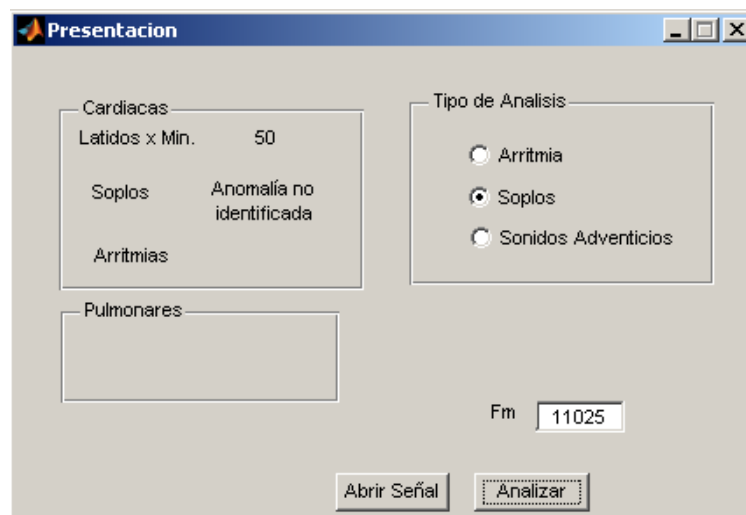


Figura 77. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con soplo de eyección (anomalía no identificada)



La siguiente señal de entrada corresponde a una estenosis mitral diastólica.

Figura 78. Estenosis mitral diastólica

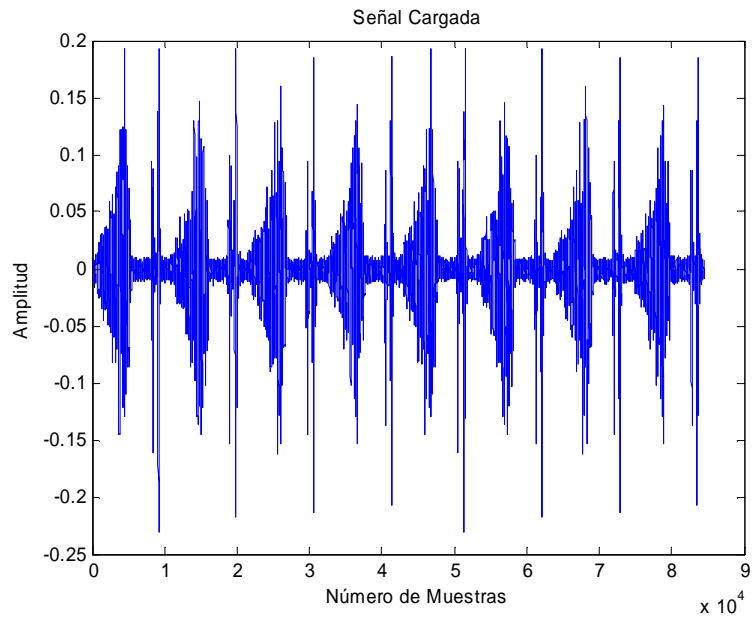


Figura 79. Proceso para obtener las entradas - Estenosis mitral diastólica

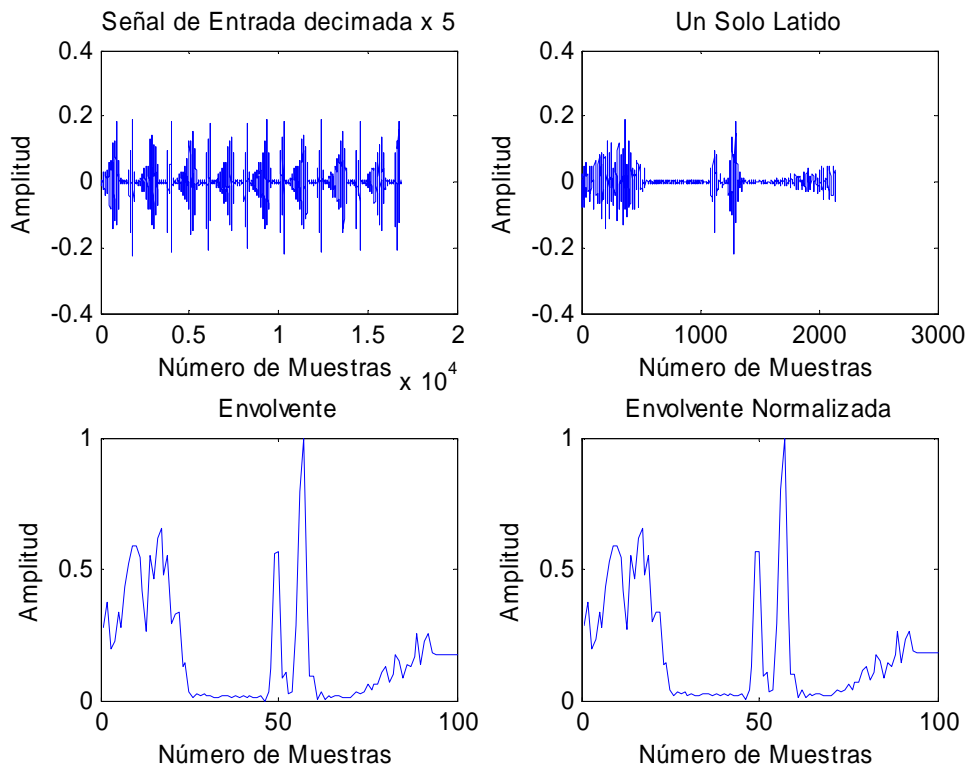
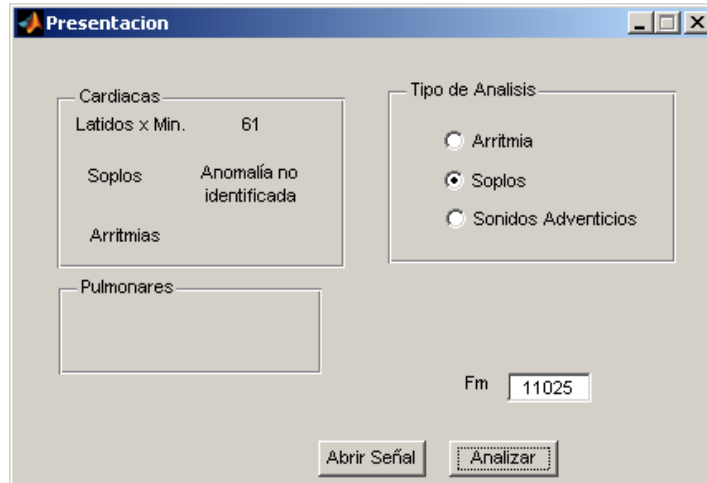


Figura 80. Resultados del análisis de la señal proveniente de un corazón con estenosis mitral diastólica (anomalía no identificada)



Como se pudo observar, la red clasifica correctamente las señales para las cuales fue entrenada, y resuelve correctamente para las señales que no “conoce”.

En la siguiente tabla se relaciona las frecuencias cardiacas dadas por la aplicación y las calculadas a partir de la señal contando el número de latidos en un minuto.

Tabla 07. Comparación de resultados

Señal de Entrada	Lpm calculado manualmente	Lmp calculado por la aplicación
Corazón normal (adquirida)	74	73
Corazón normal	74	74
Estenosis aórtica	75	76
Galope diastólico	73	74
Regurgitación pulmonar diastólica	61	60
Soplo protosistólico	74	74
Soplo pansistólico	73	74

Como se puede observar, los datos obtenidos son bastantes cercanos, todos con una efectividad cercana al 98%.

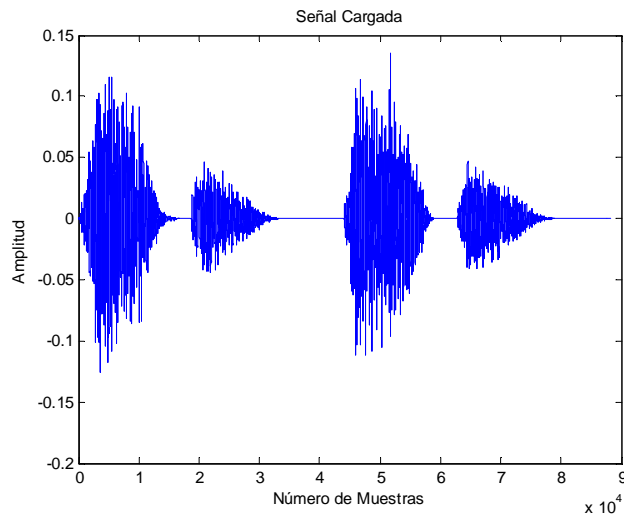
3.3. DETECCIÓN DE SONIDOS ADVENTICIOS

Ahora se probara la red con entradas (señales) provenientes de la actividad pulmonar, igual que en el caso anterior, son señales existentes en la base de

datos que se uso para entrenar las redes. Las entradas a identificar son 5, respiración normal, Roncus, Sibilancias, Crepitantes secos, Crepitantes Humedos.

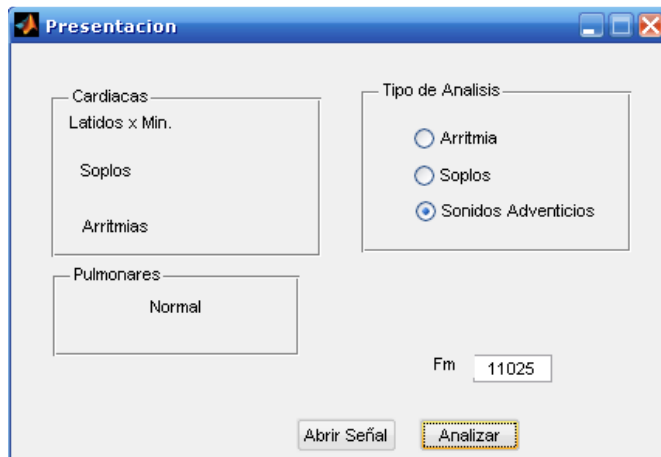
3.3.1 Respiración normal. A continuación se muestra la gráfica correspondiente a una señal de un sonido respiratorio normal, figura 81

Figura 81. Respiración normal



Se aplica el análisis respectivo por medio de la interfaz grafica obteniendo el siguiente resultado, figura 82

Figura 82. Resultados del análisis de la señal proveniente de una respiración normal

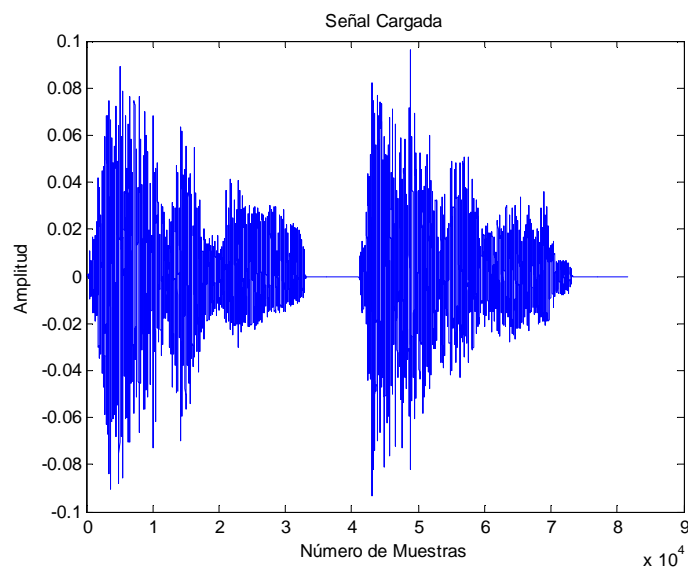


En efecto, en el recuadro pulmonar se puede ver que la señal ha sido clasificada correctamente.

3.3.2 Respiración tipo roncus, sibilancia, respiración crepitante seca y crepitante húmeda. En lo que sigue, se probará la aplicación con cada una de las entradas nombradas y se verá si son clasificadas de manera correcta.

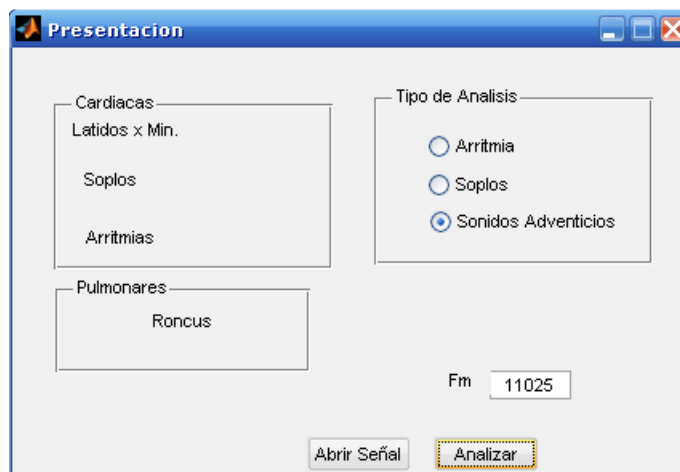
Inicialmente se la probará con una entrada correspondiente a una respiración tipo roncus, figura 83

Figura 83. Respiración tipo roncus



Ahora la red debe ser capaz de clasificar esta señal, figura 84

Figura 84. Identificación de una respiración tipo roncus



La red neuronal ha clasificado la señal de manera correcta.

La siguiente entrada es la correspondiente a una respiración sibilante, figura 85

Figura 85. Sibilancia

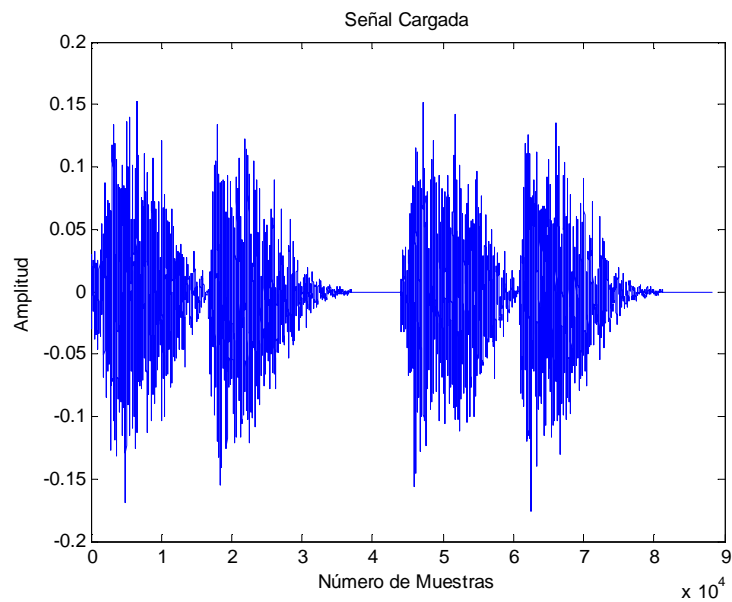
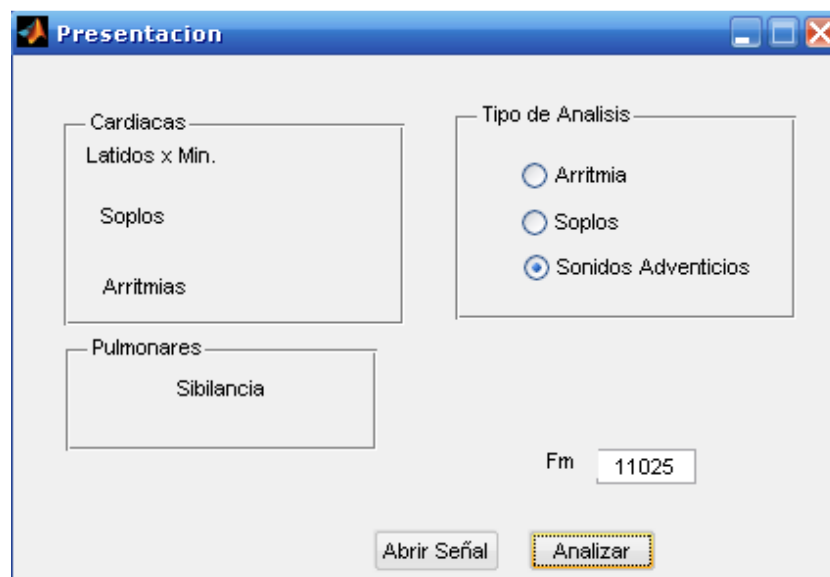


Figura 86. Identificación de una sibilancia



Una vez más la red ha hecho correctamente su trabajo: la señal ha sido clasificada correctamente.

La siguiente entrada es la correspondiente a la respiración crepitante seca, figura 87.

Figura 87. Respiración crepitante seca

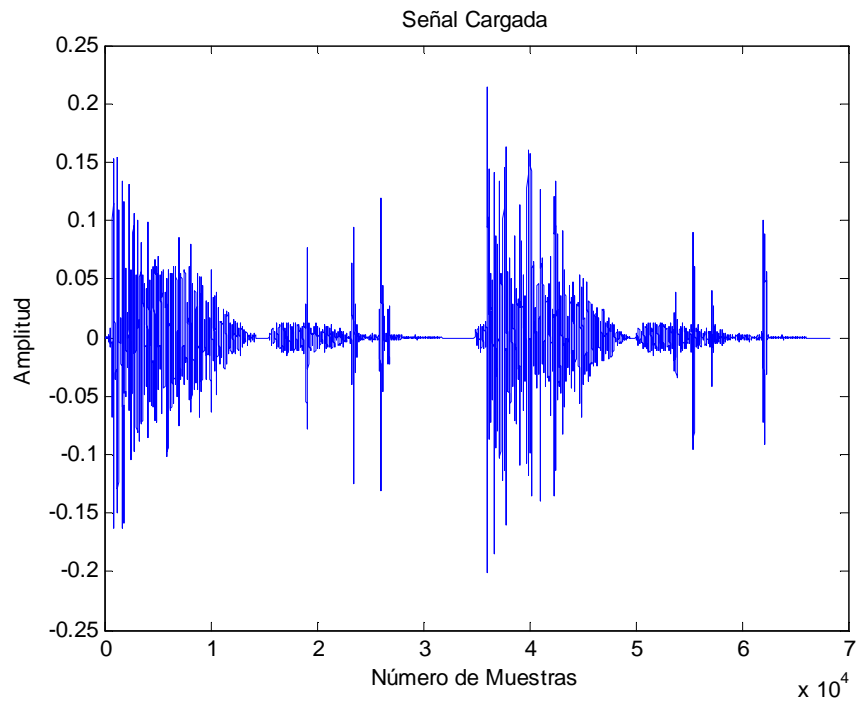
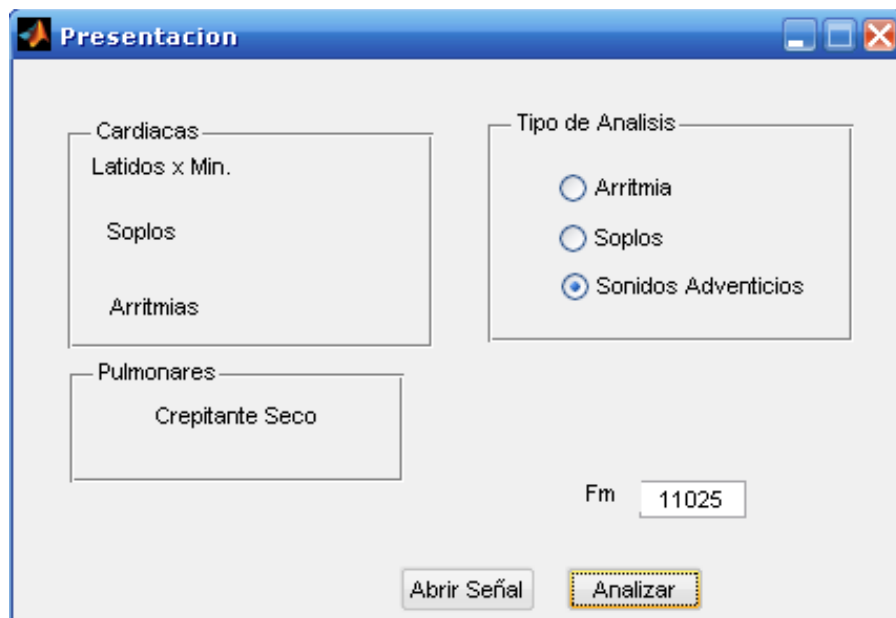


Figura 88. Identificación de respiración crepitante seca



Ahora, sólo resta queda probar la red con una respiración crepitante húmeda como entrada, figura 89.

Figura 89. Respiración crepitante húmeda

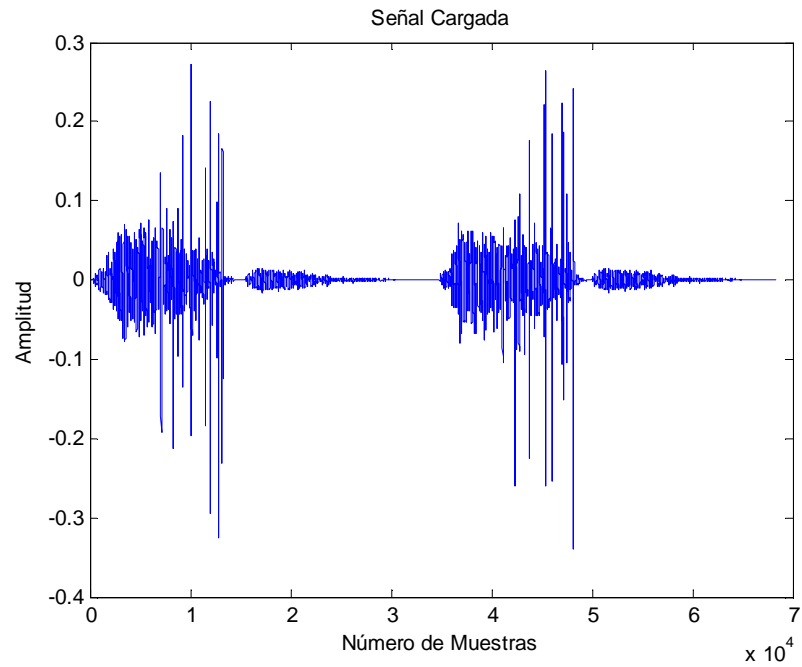
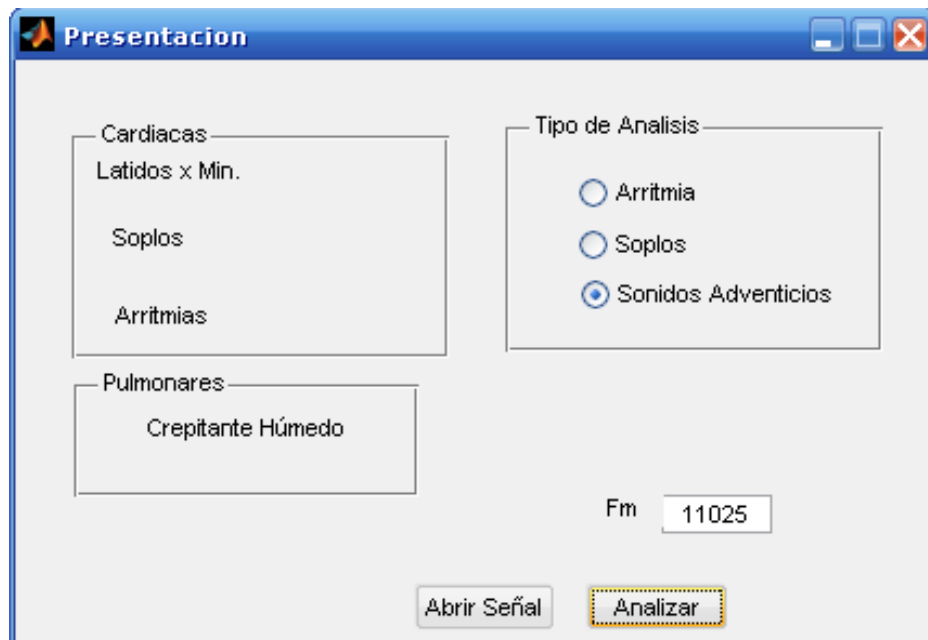


Figura 90. Identificación respiración crepitante húmeda



Como se pudo comprobar la red clasifica correctamente todas las entradas, con una efectividad del 100% las señales de prueba.

4. CONCLUSIONES

La transformada de Hilbert resulta muy útil para encontrar la envolvente de una señal debido a que existen algoritmos computacionales que la calculan muy eficaz y eficientemente.

Herramientas matemáticas ofrecen grandes soluciones en el análisis de señales, como la auto correlación que al aplicarla, se puede hallar fácilmente la periodicidad de la señal, y como consecuencia la frecuencia de la misma.

No necesariamente una red neuronal con una arquitectura compleja y densa sugiere la posibilidad de ofrecer mejores resultados, mientras que si conlleva a tiempos de cómputo mayores.

Es indispensable tener claridad con respecto al tipo de análisis que se debe realizar para poder determinar la arquitectura adecuada de la red neuronal así como el tipo de entrenamiento que se deberá realizar.

Las redes neuronales, a diferencia de otros métodos de inteligencia computacional, ofrecen la posibilidad de aprender ante eventuales cambios, dicho de otra forma, son capaces de detectar variaciones bruscas en un patrón determinado y usar esta información para tomar decisiones.

Las redes neuronales ofrecen redundancia, esto es, si una parte del sistema falla, otra parte suplirá, aunque en menor proporción, el trabajo de la que no está en funcionamiento, simulando lo que hace una red neuronal natural.

El algoritmo de entrenamiento de la red, su arquitectura y el método de enseñanza dependen directamente del objetivo deseado; es decir, existe un tipo de red que se puede definir decir especializada en tareas determinadas como por ejemplo, para el reconocimiento de patrones, se debe usar un perceptrón, si se quiere desarrollar un tipo de filtrado adaptativo se debe usar una red tipo adaline etcétera.

La inteligencia computacional crea nuevos caminos para resolver tareas que antes se podía denominar como “complejas”. Al ser capaz de “aprender” y dar como resultado una salida esperada, que puede ser el producto de muchas entradas, se facilita el diseño e implementación de sistemas que desempeñen tareas que apoyen el trabajo del hombre, como reconocimiento de imágenes, predicciones lineales, comportamientos estadísticos, comportamientos financieros, diagnóstico computarizado, control adaptativo y sistemas de control robusto entre otros.

5. RECOMENDACIONES

Implementar el sistema desarrollado en un solo elemento de hardware portátil, permitiría un monitoreo continuo que facilitaría la toma de medidas adecuadas con mayor agilidad, reduciendo de esta forma la posibilidad de ciertas complicaciones.

El almacenamiento de las señales y los resultados obtenidos en una base de datos permitiría que se realice estudios estadísticos que informen sobre factores de riesgo en grupos poblacionales donde el acceso a la medicina es limitado.

6. BIBLIOGRAFÍA

BRAUNWALD, Eugene, Tratado de Cardiología VII. Mexico: Mc Graw Hill, 1999, 2238p.

EL ESTETOSCOPIO, Enciclopedia Microsoft ® Encarta® 2009. Todos los derechos reservados. Microsoft Corporation

GUYTON, Arthur. Tratado de Fisiología Médica. 9 ed. México: Mc Graw Hill, 1997, 1262p.

HARRISON, Tinsley, Principios de Medicina Interna. Mexico: Mc Graw Hill, 1991, 2672p.

LM324 datasheet [Online]. National Semiconductor. 2004. Disponible en Internet: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS009299.pdf>

LM386 datasheet [Online]. National Semiconductor. 2004. Disponible en Internet: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS006976.pdf>

LORES, Luis. Análisis Acústico del Sonido Respiratorio Traqueal Durante las Maniobras de Espiración Forzada. Comparación entre Sujetos Sanos y Pacientes Afectos de Asma Bronquial Durante la Prueba Broncodilatadora. España: Tesis Doctoral, Disponible en Internet <http://www.tesisexarxa.net/TESIS_UAB/AVAILABLE/TDX-1114103-143003//llo1de1.pdf>.

MANOLAKIS, Dimitris. Digital Signal Processing. 3 ed. United States of America: Prentice Hall International, 1996, 1033p.

MIYARA, Federico. Filtros Activos PDF [Online]. 2 ed. Argentina: Universidad Nacional de Rosario, 2004, 117p. Disponible en Internet <http://profesores.usfq.edu.ec/nelsonh/instrumentacion/filtros-t.pdf>

MORENO, Antonio. Aprendizaje Automático. España: Ediciones de la Universidad Politécnica de Cataluña UPC, 1998, 314p.

NOCIONES DE SONIDO. Documentación [Online]. 2009. Disponible en Internet <<http://www.estudioveracruz.com/nocionesdesonido.html>>

PALLAS, Ramón. Sensores y Acondicionadores de Señal. 3 ed. México: editorial alfaomega, 2001, 480p.

ROCA, Reinaldo. Medicina Interna. 4 ed. Cuba: Editorial Ciencias Medicas, 2002, 2267p.

SEARS, Francis. University Physics. 2 ed. United States of America: Addison – Wesley Publishing Company, 1957, 1031p.

SIBILANCIAS, Documentación HTML [Online]. 2008. Disponible en Internet http://www.mercksource.com/pp/us/cns/cns_hl_adam.jspzQzpgzEzzSzppdocszSzuszSzcnzSzcontentzSzadamfullzSzadam_ency_espzSz5zSz003070zPzhtm

SISTEMAS LINEALES. Documentación PDF [Online]. 2004. 14p. Disponible en Internet <http://www.lpi.tel.uva.es/~santi/slweb/hilbert.pdf>

SONIDO EN MEDICINA. Documentación HTML [Online]. 2009. Disponible en Internet <http://www.jovenclub.cu/libros/Libros_1/ciencia2/37/htm/sec_9.htm>

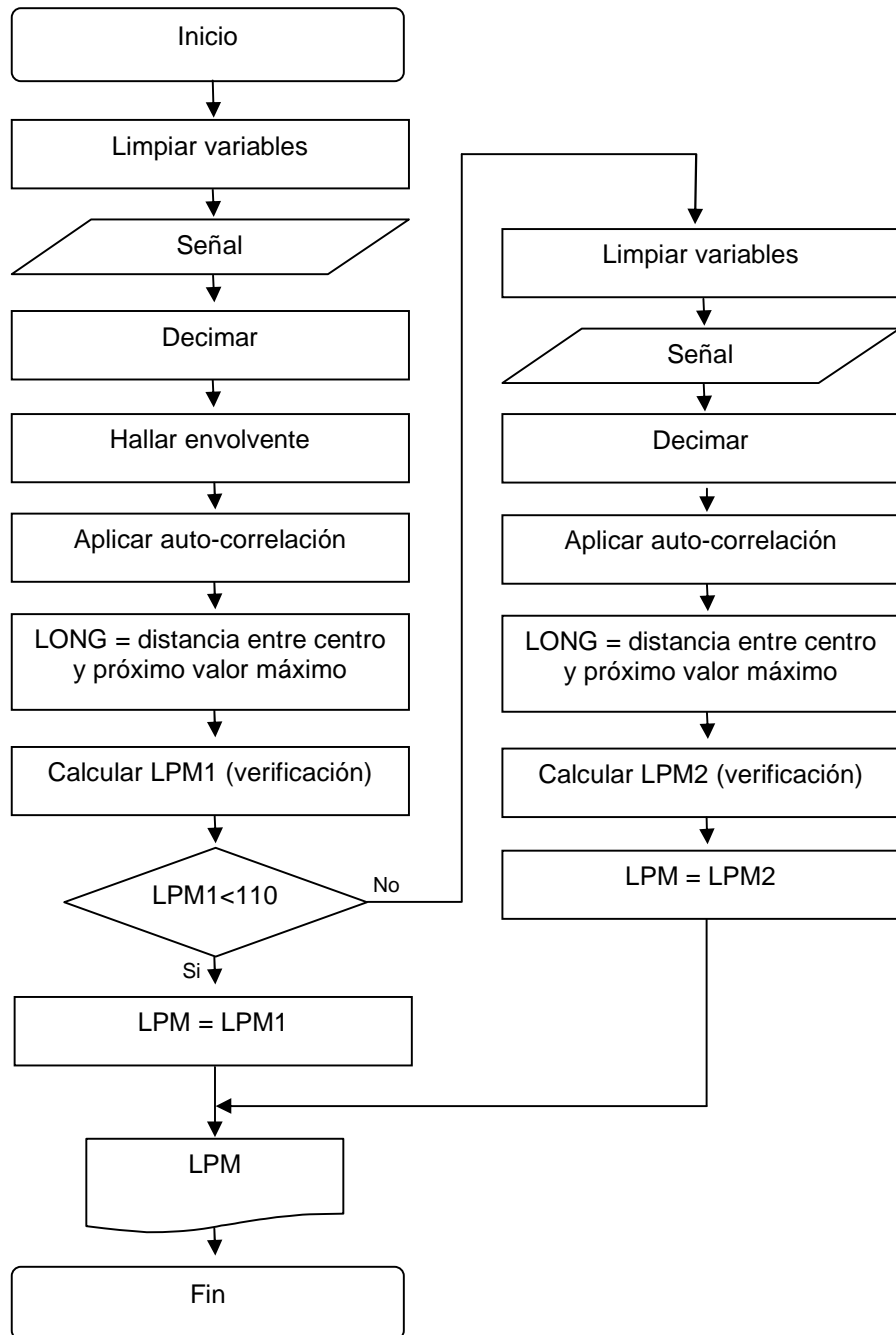
SOPLOS CARDIACOS, Descripción General PDF [Online]. 2009. Disponible en Internet <http://www.scielo.edu.uy/pdf/adp/v73n1/expertos-soplos.pdf>

SOPLOS CARDIACOS. Documentación PDF [Online]. 2002. Disponible en Internet http://www.sup.org.uy/Archivos/pediatria73_1/expertos/expertos.pdf

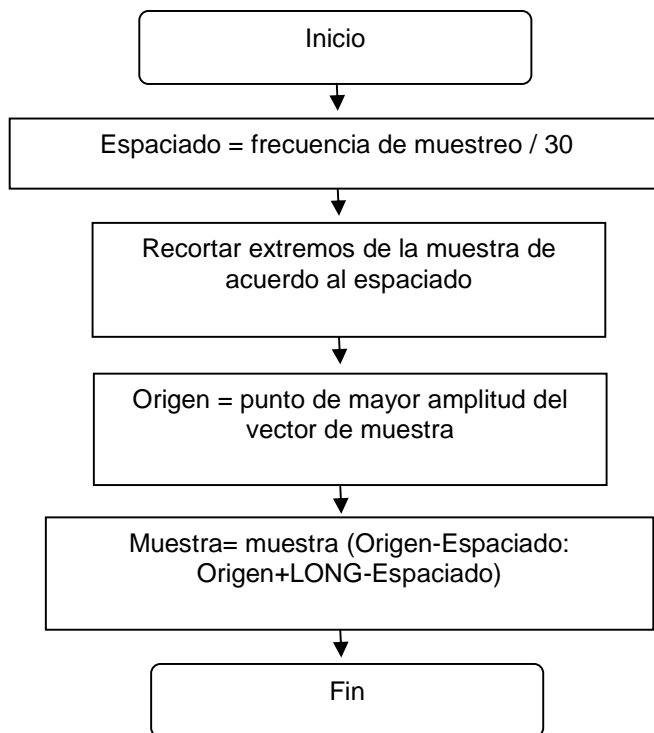
STOCKLEY, Corine. Diccionario de Biología. Colombia: Grupo Editorial Norma, 1996, 127p.

ZILOUCHIAN, Ali. Intelligent Control Systems Using Soft Computing Methodologies. United States of America: CRC Press, 2001, 493p.

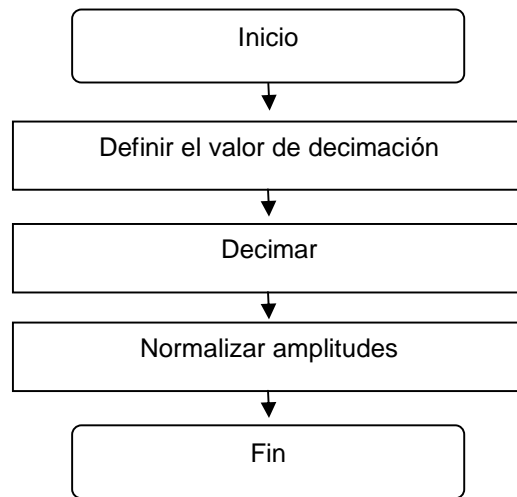
ANEXO A



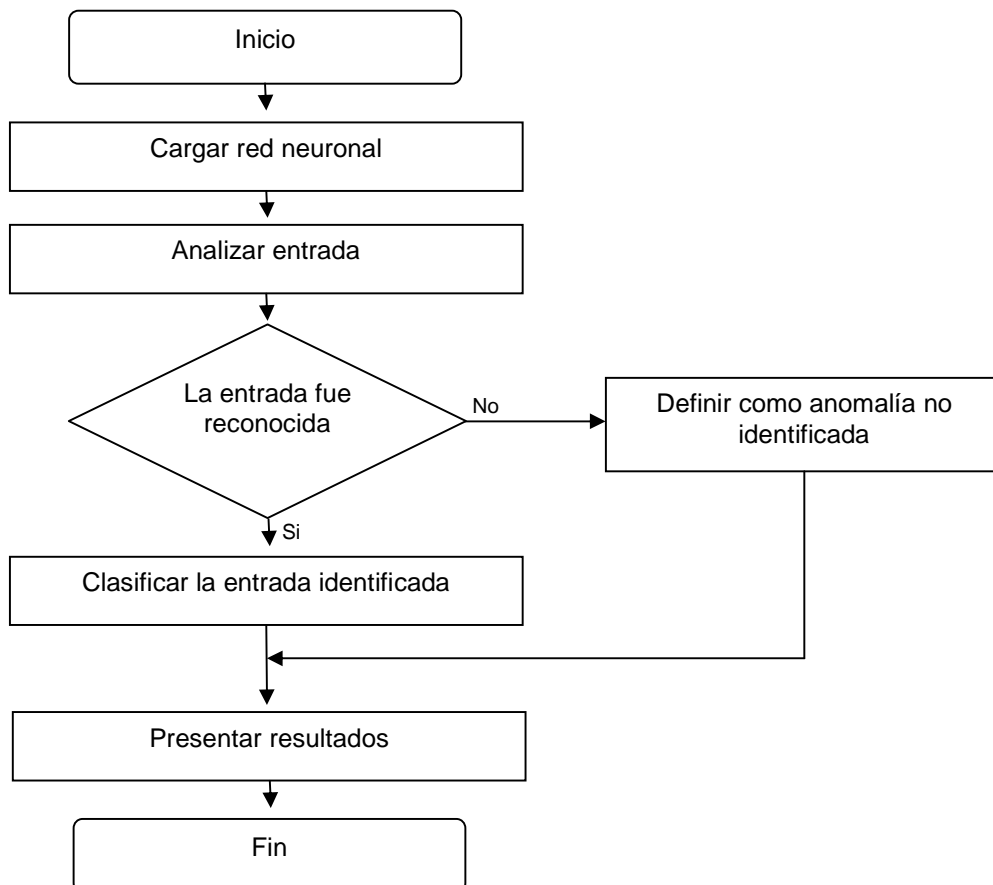
ANEXO B



ANEXO C



ANEXO D



ANEXO E

