

**UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO
VICERRECTORADO
DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN CIENCIA Y TECNOLOGÍA
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES INGENIERÍA ELECTRÓNICA**



**“MODELO DE RED NEURONAL ARTIFICIAL PARA CLASIFICAR LAS
ARRITMIAS CARDIACAS EN LOS HOSPITALES DE CARDIOLOGÍA EN LA
CIUDAD DE EL ALTO”**

Resolución HCC N° 020/2022

EQUIPO DE INVESTIGADORES:

Ing. Ever Guarachi Choque

Univ. Grover Gustavo Vergara Paco

Univ. Néstor Mamani Hilaquita

EL ALTO – BOLIVIA
2022

UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO

AUTORIDADES

M.Sc. Lic. Freddy Medrano Alanoca
RECTOR

Dr. Carlos Condori Titirico
VICERRECTOR

Dr. Antonio López Andrade Ph. D.
DIRECTOR DE INVESTIGACIÓN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

Ing. Roger Omar Llanque villavicencio
DECANO DE ÁREA DE INGENIERA “DESARROLLO TECNOLÓGICO PRUCTIVO”

M.Sc. Ing. Fernando Quispe Suca
DIRECTOR DE CARRERA de INGENIERIA ELECTRONICA

M.Sc. Ing. Ronald Calla Huallpa
COORDINADOR INSTITUTO DE INVESTIGACIONES

REGISTRO EN SENAPI: Resolución Administrativa N° 1-2959/2022

DERECHOS RESERVADOS: Universidad Pública de El Alto

Dirección UPEA: Av. Sucre s/n Zona Villa Esperanza

Diciembre. 2022

El Alto – Bolivia

PRESENTACIÓN

Presentamos el proyecto de investigación sobre el Modelo de Red Neuronal Artificial para Clasificar las Arritmias Cardiacas en los Hospitales de Cardiología en la Ciudad de El Alto.

En el presente proyecto de investigación se propone el uso de una red neuronal artificial para clasificar las arritmias cardiacas. Esta red neuronal será capaz de clasificar las arritmias en diferentes categorías como bradicardia, taquicardia, fibrilación auricular y otros.

Para llevar a cabo el proyecto, se recopiló información sobre pacientes con arritmia cardiaca en los hospitales de cardiología de El Alto. Esta información incluye los registros de ECG de los pacientes, así como los resultados de los exámenes de laboratorio y diagnóstico. Esta información se usó para entrenar la red neuronal para que sea capaz de identificar y clasificar las arritmias cardiacas.

Además de la red neuronal, en el proyecto también se evaluaron otros métodos de clasificación de arritmias cardiacas para comparar los resultados de la red neuronal con los de estos otros métodos. Esto incluye el uso de algoritmos de aprendizaje automático, análisis estadístico y análisis de datos.

Los resultados de este proyecto nos permitirán entender mejor y cómo se pueden usar las redes neuronales artificiales de las multicapas para clasificar las arritmias cardiacas. Esto permitirá a los médicos tener un mejor diagnóstico y tratamiento para los pacientes con esta condición.

Al llegar al ocaso de la gestión 2022, nos permitimos difundir los resultados de este trabajo de investigación realizado por un equipo de investigación de la carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Pública de El Alto, apropiándose del método científico, desarrollando de esta manera un proyecto multidisciplinario de carácter innovador, aportando conocimientos que respondan a las necesidades de nuestra sociedad.

M. Sc. Ing. Ronald Calla Huallpa
COORDINADOR
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES

A nombre del equipo de investigadores del Instituto de Investigación de electrónica. agradecer a la Carrera de carrera de ingeniería electrónica de la Universidad Pública de El Alto, por la confianza en la realización de este trabajo de investigación, y a la licenciada en enfermería del “Hospital Corea” Lic. Pamela Mollericona, al Servicio de Medicina de emergencia, por brindarnos su apoyo incondicional y habernos abierto las puertas de su seno científico para poder realizar la presente investigación, así como también a las personas con diagnósticos cardiacos, quienes nos tuvieron mucha paciencia en brindarnos información y recolección de datos.

Para finalizar, también agradezco el apoyo del equipo de investigadores quienes aportaron con su tiempo y las ganas de realizar el estudio.

Ing. Ever Guarachi Choque
INVESTIGADOR PRINCIPAL
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ÍNDICE GENERAL

PRESENTACIÓN	I
AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES	II
ÍNDICE GENERAL	III
LISTA DE FIGURAS Y CUADROS.....	VIII
RESUMEN	XI
ABSTRACT	XII
CAPITULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.2 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN.....	2
1.2.1 OBJETIVOS GENERALES.....	2
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
1.3 LA HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN	3
1.4 JUSTIFICACIÓN	3
1.4.1 JUSTIFICACIÓN ACADÉMICA.....	3
1.4.2 JUSTIFICACIÓN TÉCNICA.....	4
1.4.3 JUSTIFICACIÓN SOCIAL.....	4
1.4.4 JUSTIFICACIÓN ECONÓMICA.....	4
1.5 ALCANCES Y LIMITACIÓN DE INVESTIGACIÓN	5
2 CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO.....	6
2.1 TEMAS RELACIONADOS.....	6
2.1.1 MENCIÓN DE OTROS ESTUDIOS RELATIVOS AL TEMA A NIVEL INTERNACIONAL	6
2.1.2 MENCIÓN DE OTROS ESTUDIOS RELATIVOS AL TEMA A NIVEL NACIONAL	7
2.2 MENCIÓN DE OTROS ESTUDIOS RELACIONADOS AL TEMA.....	7
2.3 EL CORAZÓN, ASPECTOS ANATÓMICO-FISIOLÓGICOS DEL LATIDO CARDÍACO	7

2.3.1	ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN Y ORIGEN DEL LATIDO CARDÍACO ¹¹	
2.3.2	EL ELECTROCARDIOGRAMA.....	13
2.3.3	DERIVACIÓN BIPOLAR DE LAS EXTREMIDADES.....	13
2.3.4	DERIVACIÓN BIPOLAR II MODIFICADA (MLII).....	14
2.3.5	GENERACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	15
2.4	PRINCIPALES ARRITMIAS CARDÍACAS EN PACIENTES DE ENTRE 25 A 89 AÑOS	18
2.5	PROCESAMIENTOS DE SEÑALES.....	19
2.5.1	FILTROS DIGITALES.....	20
2.6	REDES NEURONALES PRINCIPIOS Y DEFINICIONES.....	20
2.6.1	LAS NEURONAS COMO UNIDAD DE PROCESAMIENTO.....	22
2.6.2	ARQUITECTURA DE LA RED NEURONAL.....	24
2.6.3	ENTRENAMIENTO DE LA RED NEURONAL.....	26
2.7	CONTROLADOR DIGITAL DE SEÑAL DSPIC30F4013.....	29
2.7.1	ARQUITECTURA INTERNA.....	31
2.7.2	PUERTOS DE ENTRADA/SALIDA.....	32
2.7.3	MÓDULO CONVERTOR ANALÓGICO DIGITAL ADC.....	33
2.7.4	MÓDULO DE COMUNICACIÓN UART.....	34
2.8	SENSOR DE RITMO CARDÍACO AD8232.....	35
2.8.1	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.....	36
2.8.2	AMPLIFICADOR OPERACIONAL A1.....	39
2.8.3	AMPLIFICADOR DE PIERNA DERECHA A2.....	40
2.8.4	BUFFER DE REFERENCIA A3.....	41
2.8.5	CIRCUITO DE ESTABLECIMIENTO RÁPIDO.....	42
2.9	FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA.....	43
CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO.....		47
3.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	47

3.2	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	47
3.3	VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN.....	47
3.4	VARIABLE INDEPENDIENTE	47
3.5	VARIABLE DEPENDIENTE.....	47
3.6	POBLACIÓN Y MUESTRA.....	48
3.7	AMBIENTE DE LA INVESTIGACIÓN	49
3.8	TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN.....	49
3.9	INSTRUMENTOS DE INVESTIGACIÓN	49
3.10	PROCEDIMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN.....	49
CAPÍTULO IV PROPUESTA Y TÉCNICA DEL DESARROLLO DEL PROTOTIPADO		51
4.1	TÉCNICAS DE SOLUCIÓN.....	51
4.2	DESARROLLO Y DISEÑO DEL PROTOTIPO CLASIFICADOR DE SEÑALES (ECG) DE DERIVACIÓN BIPOLAR DE LAS EXTREMIDADES.....	51
4.2.1	ELECTRODOS.....	53
4.2.2	CABLE DE CONEXIÓN PARA TRES ELECTRODOS.....	53
4.2.3	SENSOR DE RITMO CARDÍACO	55
4.2.4	DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE CONTROL Y DIGITALIZACIÓN.....	57
4.2.5	REQUERIMIENTOS DE CONEXIÓN DEL SENSOR DE RITMO CARDIACO AD8232 A DSPIC30F4013	60
4.2.6	REQUERIMIENTO DE ONEXIÓN DE LA TARJETA MICRSD A DSPIC30F4013	60
4.2.7	DISEÑO DE LA PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO UART DSPIC30F4013	62
4.2.8	DISEÑO DE LA PROGRAMACIÓN DE LOS PUERTOS DE ENTRADA/SALIDA	63
4.2.9	FIRMWARE DSPIC30F4013	64
4.2.10	ESTRUCTURA DEL PROGRAMA.....	65
4.2.11	FUENTE DE ALIMENTACIÓN.....	67
4.2.12	CIRCUITO IMPRESO.....	71

4.3	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL HOLTER PARA DERIVACIÓN BIPOLAR DE LAS EXTREMIDADES.....	74
4.4	DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DE PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	75
4.4.1	HERRAMIENTAS DE DISEÑO Y PROGRAMACIÓN	76
4.4.2	SOFTWARE DE PROGRAMACIÓN MATLAB.....	76
4.4.3	BASE DE DATOS DE ARRITMIAS DE LA MIT-BIH	77
4.4.4	ADQUISICIÓN Y NORMALIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	79
4.4.5	FILTRADO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	82
4.4.6	REDUCCIÓN DE LAS VARIACIONES DE LA LÍNEA BASE	82
4.4.7	REDUCCIÓN DE LA INTERFERENCIA DE 50 HZ PRESENTE EN LA RED ELÉCTRICA	83
4.4.8	DETECCIÓN DE LATIDO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	86
4.4.9	EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DEL LATIDO	89
4.4.10	CLASIFICADOR BASADO EN REDES NEURONALES ARTIFICIALES	92
4.4.11	INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO	96
	CAPÍTULO V PROPUESTA DE PRUEBAS.....	99
5.1	ANÁLISIS DE PRUEBAS.....	99
5.2	MATRIZ DE CONFUSIÓN	99
5.3	RESULTADOS DEL CLASIFICADOR CON LA BASE DE DATOS MIT-BIH.....	100
5.4	RESULTADOS DEL CLASIFICADOR CON DATOS DE PACIENTES.....	102
	CAPÍTULO VI PRESUPUESTO	106
6.1	ANÁLISIS ECONÓMICO	106
6.2	COSTO DIRECTO DEL PROYECTO	106
6.2.1	COSTO DE MATERIALES PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL CLASIFICADOR ECG	106
6.2.2	COSTO DE LAS HERRAMIENTAS DE DISEÑO DEL SOFTWARE DE PROCESAMIENTO.....	108

6.3	COSTO INDIRECTO DEL PROYECTO.....	109
	CAPÍTULO VII CONCLUSIONES.....	110
	CAPÍTULO VIII RECOMENDACIONES.....	111
	BIBLIOGRAFÍA	112
	ANEXOS	116
	ANEXO 1: RESOLUCIÓN DEL SENAPI.....	117
	ANEXO 2: CIRCUITOS ELECTRÓNICOS EN SOFTWARE: “PROTEUS ISIS”.....	119
	ANEXO 3: CIRCUITO PBC “PROTEUS ARES”.....	120
	ANEXO 4: MANUAL DEL USUARIO DEL SISTEMA DE CLASIFICADOR DE ARRITMIAS CARDIACAS	121
	ANEXO 5: TIPOS DE ARRITMIAS CLASIFICADA POR LOS LATIDOS DE LA MIT- BIH	123

LISTA DE FIGURAS Y CUADROS

Tabla 3. 1. Centro de clínicas más cercanos a la investigación.....	48
Tabla 4. 1. Características de los sensores de ritmo cardíaco.....	55
Tabla 4. 2. Comparación de estándares de diseño de la AAMI y características de sensores de ritmo cardíaco.	56
Tabla 4. 3. Variables de diseño de la señal electrocardiográfica.	56
Tabla 4. 4. Ecuaciones para configuración del sensor de ritmo cardíaco.	56
Tabla 4. 5. Resultado de los parámetros de configuración.....	57
Tabla 4. 6. Características principales de dispositivos control.	58
Tabla 4. 7. Comparación dsPIC30F4013 y Arduino DUE.	59
Tabla 4. 8. Librerías utilizadas por el programa.....	65
Tabla 4. 9. Variables y constantes que se utiliza en el programa.	66
Tabla 4. 10. Directriz que requiere el programa.....	66
Tabla 4. 11. Configuración de puertos en el programa.	66
Tabla 4. 12. Funciones ejecutables del programa.....	67
Tabla 4. 13. Corriente de carga total.....	68
Tabla 4. 14. Variables de diseño del regulador elevador DC-DC.....	68
Tabla 4. 15. Modelo matemático CI: MT3608.	69
Tabla 4. 16. Resultado de los parámetros de diseño.	70
Tabla 4. 17. Prueba de la tarjeta microSD.....	75
Tabla 4. 18. Latidos presentes en la base de datos de la MIT-BIH.....	78
Tabla 4. 19. Selección del valor prominente.	87
Tabla 4. 20. Complejo QRS y su duración.	88
Tabla 4. 21. Ondas P y T y su duración.....	89
Tabla 4. 22. Resultado del entrenamiento de la red neuronal artificial.....	95
Tabla 4. 23. Descripción de la interfaz gráfica de usuario.	98
Figura 4. 1. Diagrama de bloque del sistema clasificador de arritmias cardíacas.....	51
Figura 4. 2. Diagrama de bloque del Holter para derivación bipolar de las extremidades.....	52
Figura 4. 3. Composición de un electrodo descartable tipo Ag/AgCl.....	53
Figura 4. 4. Cable de conexión de tres derivadas.	54
Figura 4. 5. Ubicación de los electrodos en el torso para derivación bipolar II modificada. ..	54
Figura 4. 6. Conexión tarjeta Micro SD a dsPIC30F4013.	61

Figura 4. 7. Tarjeta Micro SD.....	62
Figura 4. 8. Conversor RS232 a USB CH340.....	63
Figura 4. 9. Diagrama de flujo firmware dsPIC30F4013.....	64
Figura 4. 10. Software de programación mikroC PRO para dsPIC.....	65
Figura 4. 11. Circuito de aplicación regulador elevador DC-DC.....	69
Figura 4. 12. Prototipo de la fuente inicial.....	71
Figura 4. 13. Proteus CAD 8.....	71
Figura 4. 14. Diseño del circuito impreso PCB en Proteus CAD 8.....	72
Figura 4. 15. Circuito negativo PBC.....	72
Figura 4. 16. Circuito impreso quemado en placa virgen.....	73
Figura 4. 17. Placa armada con los componentes y el respectivo estaño de soldadura.....	73
Figura 4. 18.....	74
Figura 4. 19. Prueba del sensor de ritmo cardíaco, muestra de 10 s.....	74
Figura 4. 20. Estructura del archivo "DATOS_ECG.TXT".....	75
Figura 4. 21.....	76
Figura 4. 22. Latido tipo L (bloqueo de rama izquierda), extraído de la base de datos MIT-BIH (10 s).....	78
Figura 4. 23. Señal electrocardiográfica sin normalizar.....	80
Figura 4. 24. Señal electrocardiográfica normalizada.....	81
Figura 4. 25. Señal electrocardiográfica normalizada, con una duración de una hora.....	82
Figura 4. 26. Señal electrocardiografía filtrada de las variaciones de línea base.....	83
Figura 4. 27. Señal electrocardiográfica filtrada de la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica.....	84
Figura 4. 28. Espectro de componentes en frecuencia y amplitud de la señal electrocardiográfica.....	85
Figura 4. 29. Espectro de componentes en frecuencia y amplitud de la señal electrocardiográfica luego del filtrado de la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica.....	85
Figura 4. 30. Detección de picos con la función "findpeaks" de Matlab.....	86
Figura 4. 31. Detección de los picos R con el valor prominente de 0.7.....	87
Figura 4. 32. Detección de picos R del complejo QRS con el valor prominente de 0.8.....	88
Figura 4. 33. Latido detectado en la señal electrocardiográfica.....	89
Figura 4. 34. Representación gráfica de los coeficientes CWT aplicado a un latido detectado.....	90

Figura 4. 35. Gráfica de coeficientes CWT convertida en imagen (Img).....	91
Figura 4. 36. Reducción de la imagen (Img) con la función “imresize” de Matlab.....	92
Figura 4. 37. Representación de las capas de una red neuronal artificial.....	92
Figura 4. 38. Numero de neuronas en capas de la RNA.	93
Figura 4. 39. Herramienta de entrenamiento de redes neuronales de Matlab.....	94
Figura 4. 40. Matriz de confusión.	95
Figura 4. 41. Diagrama de flujo de la interfaz gráfica de usuario.....	96
Figura 4. 42. Área de trabajo de GUIDE.....	97
Figura 4. 43. Interfaz gráfica de usuario que se implementa en GUIDE de Matlab.....	98
Tabla 5. 1. Matriz de confusión.....	99
Tabla 5. 2. Resultado de las pruebas al clasificador.	100
Tabla 5. 3. Resultado de las pruebas al clasificador (continuación).	100
Tabla 5. 4. Métricas del clasificador.	101
Tabla 5. 5. Tiempo y procesamiento de un latido.	101
Figura 5. 1. Paciente 1 con electrodos en derivación bipolar II modificada.....	102
Figura 5. 2. Sistema clasificador de arritmias cardíacas.....	102
Figura 5. 3. Señal electrocardiográfica del Paciente 1 obtenida por 20s.....	103
Figura 5. 4. Señal electrocardiográfica filtrada del Paciente 1.....	103
Figura 5. 5. Latido y características extraído de señal electrocardiográfica del Paciente 1.	104
Figura 5. 6. Clasificación de latidos del Paciente 1.	104
Figura 5. 7. Comparación del latido del paciente 1 y MIT-BIH	105
Tabla 6. 1. Resultado del sistema clasificador de arritmias con datos de pacientes.....	105
Tabla 7. 1. Componentes para la implementación de la fuente de alimentación.	106
Tabla 7. 2. Componentes para la implementación del circuito principal.....	107
Tabla 7. 3. Componentes para la implementación del conversor RS232 a USB.	107
Tabla 7. 4. Costo total del holter para derivación bipolar de las extremidades.....	108
Tabla 7. 5. Costo de las herramientas de diseño del software de procesamiento.	108

RESUMEN

Una arritmia, o latidos cardíacos irregulares, es un problema con la frecuencia o el ritmo de los latidos cardíacos. El corazón puede latir demasiado rápido, demasiado lento o con un ritmo irregular. **Objetivo general:** por lo cual el proyecto de investigación se enfoca a la detección y clasificación de arritmia cardiaca usando Redes Neuronales Artificiales, en apoyo a los médicos especialistas en cardiología y hospitales de esta especialidad de la ciudad de El Alto. **Metodología:** es un estudio cuantitativo descriptivo de diseño observacional de corte transversal, la población de estudio con análisis médicos cardiacos fueron 7 personas, 3 de sexo femenino y 4 de sexo masculino. pero por los criterios de inclusión se tomó en cuenta a solo 7 pacientes con un intervalo de confianza del 95%. **Resultados:** el clasificador de arritmias cardiacas (ESG) es programado para un solo tipo de estudio: electrocardiograma en reposo con el rango de hora de 30 minutos a 60 minutos (una hora). El rango de edad de los pacientes con análisis médicos cardiacos es: En hombres y mujeres de entre las edades de 40 y 60 años. por lo que se dio ese rango de edad para la investigación. **Conclusiones:** El hardware, es diseñado tipo holter portable bajo los estándares de la AAMI (Asociación para el avance de la instrumentación médica), captura la señal electrocardiográfica (ECG) por medio de tres electrodos conectados al paciente con una configuración tipo derivación II modificada. El software, la señal electrocardiográfica que se captura se procesa por un software que realiza el análisis y clasificación de los latidos. El análisis de la señal electrocardiográfica se realiza por modelos de multi capas de redes neuronales y funciones matemáticas que permite detectar y segmentar los latidos con sus respectivas ondas: "P", "Q", "R", "S" y "T" y posteriormente se extrae sus características únicas con un análisis del latido en el dominio del tiempo y frecuencia, para luego determinar el cierto tipo de arritmia. Cada latido analizado posteriormente se clasifica por un clasificador basado en Redes Neuronales Artificiales, entrenada para clasificar un tipo de arritmia cardíaca, categorizado según el Instituto de Tecnología de Massachusetts, USA (MIT) y por el Centro Médico Beth Israel Deaconess (BIH). Los resultados que se obtiene del software son: latidos que corresponde a alguna de las nueve arritmias cardíacas, el promedio de la frecuencia cardiaca del paciente y el total de latidos procesados sobre el análisis medico cardiaco. El software de procesamiento se programa con una interfaz gráfica de usuario para un mejor control para el usuario especialista medico cardiólogo.

Palabra clave: clasificador de señales (ECG), redes neuronales artificiales.

ABSTRACT

An arrhythmia, or irregular heartbeat, is a problem with the rate or rhythm of your heartbeat. The heart may beat too fast, too slow, or in an irregular rhythm. General objective: for which the research project focuses on the detection and classification of cardiac arrhythmia using Artificial Neural Networks, in support of cardiology specialists and hospitals of this specialty in the city of El Alto. Methodology: it is a descriptive quantitative study of cross-sectional observational design, the study population with cardiac medical analysis were 7 people, 3 female and 4 male. but due to the inclusion criteria, only 7 patients were taken into account with a confidence interval of 95. Results: the cardiac arrhythmia classifier (ESG) is programmed for only one type of study: resting electrocardiogram with the time range of 30 minutes to 60 minutes (one hour). The age range of patients with cardiac medical tests is: In men and women between the ages of 40 and 60 years. therefore, that age range was given for the investigation. Conclusions: The hardware, designed as a portable Holter monitor under AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) standards, captures the electrocardiographic (ECG) signal through three electrodes connected to the patient with a modified lead II type configuration. The software, the electrocardiographic signal that is captured is processed by a software that performs the analysis and classification of the beats. The analysis of the electrocardiographic signal is carried out by multilayer models of neural networks and mathematical functions that allow to detect and segment the beats with their respective waves: "P", "Q", "R", "S" and "T" and later its unique characteristics are extracted with an analysis of the beat in the domain of time and frequency, to later determine the certain type of arrhythmia. Each beat subsequently analyzed is classified by a classifier based on Artificial Neural Networks, trained to classify a type of cardiac arrhythmia, categorized according to the Massachusetts Institute of Technology, USA (MIT) and by the Beth Israel Deaconess Medical Center (BIH). The results obtained from the software are: beats that correspond to one of the nine cardiac arrhythmias, the average heart rate of the patient and the total number of beats processed on the cardiac medical analysis. The processing software is programmed with a graphical user interface for better control for the cardiologist medical specialist user.

Keyword: signal classifier (ECG), artificial neural networks.

CAPITULO I: INTRODUCCIÓN

Las arritmias cardíacas es una de las enfermedades que aquejan por ciertas patologías del corazón, esto hace que cada día se busca tecnologías en el ámbito de la electromedicina que pueda detectar de manera pronta los tipos de arritmias cardíacas mediante las redes neuronales Artificiales de multicapas.

por las razones mencionadas se pretende desarrollar en el trabajo de investigación un equipo de analizador y selector de arritmias cardíacas, utilizando las multicapas de las redes neuronales para el diagnóstico y análisis médico.

A continuación, se detalla el desarrollo el trabajo de investigación y por lo que se presenta de la siguiente manera:

Capítulo I, la investigación parte de los antecedentes, partiendo del planteamiento del problema, objetivos de la investigación, objetivos específicos, la hipótesis y justificación.

Capítulo II, muestra la teórica y conceptos en que se basa el sistema clasificador de arritmias cardíacas.

Capítulo III, indica los procedimientos y métodos sobre el tipo de investigación y diseño del mismo, viendo las variables para el desarrollo de los objetivos del sistema que se plantea en el proyecto de investigación.

Capítulo IV, señala las técnicas y el desarrollo sobre el sistema, indicando las pruebas de funcionamiento del diseño del programa con el procesamiento de las señales electrocardiográficas.

Capítulo V, señala las pruebas de funcionamiento del holter y resultados que se obtiene del sistema clasificador de arritmias cardíacas.

Capítulo VI, presenta los costos presupuestados de la implementación del sistema clasificador de arritmias cardíacas.

Capitulo VII, se puede evidenciar las conclusiones

Capítulo VIII con las recomienda la forma de uso del sistema clasificador de arritmias cardíacas.

En anexos se presenta la resolución de SENAPI, las herramientas y diseños, circuitos electrónicos y el manual de forma de uso del sistema.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las arritmias constituyen una patología frecuente en las enfermedades cardiacas, las mismas son de naturaleza compleja y heterogeneidad de acuerdo con las diversas etiologías que la ocasionan, por esta razón en determinados casos algunas señales ECG (electrocardiografía) no se registran como arritmias y en otros casos algunos impulsos musculares son considerados arritmias debido a que para diagnosticar la enfermedad se utilizan métodos de razonamiento basado en casos donde el médico especialista hace uso de sus experiencias para el diagnóstico y tratamiento de la enfermedad, (L. Brent, 2019).

Los métodos tradicionales de reconocimiento de arritmias a veces pueden ser largos y tediosos ocasionados un diagnóstico tardío que en muchos casos pueden ser fatal para un cierto paciente.

Se utiliza algún software de reconocimiento automático de arritmia que en ocasiones realiza un mal diagnóstico, (L. Brent, 2019).

La interpretación de los electrocardiogramas se visualiza de manera visual se da solo por el especialista en cardiología y el ingeniero clínico encargado de la supervisión de este equipo médico de medición sea interpretado y siendo tardío el diagnóstico clínico por lo cual se implementa es equipo de medición de arritmias cardiacas, (infoMED, 2014).

No se observa un prototipo que aprende de las enfermedades cardiacas, la cual se basa en sistema de clasificación de arritmias cardiacas empleando las redes neuronales artificiales.

1.2 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN

1.2.1 OBJETIVOS GENERALES

Desarrollar el programa con base a inteligencia artificial con el perceptrón de multicapas de las redes neuronales artificiales, (dataScientest, 2022), para mejorar la detección y clasificación de arritmias cardiacas de las personas adultas de entre 40 a 60 años de edad,

con respecto a análisis médico cardíaco, con base de los latidos del corazón, utilizando datos del electrocardiograma (ECG). para hospitales de cardiología de la Ciudad de El Alto, en la gestión 2022 con el fin de automatizar el trabajo de los médicos especialistas en cardiología y dar un diagnóstico en menor tiempo.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar ciertos latidos del corazón del paciente que tiene síntomas de arritmias cardiacas.
- Diseñar el modelo de lenguaje de programación de la inteligencia artificial sobre la salud clínica cardíaca (perceptrón de multicapa de redes neuronales artificiales).
- Analizar los casos clínicos de las arritmias cardiacas en los hospitales con especialidad de cardiología en la ciudad de El Alto.
- Desarrollar el prototipado electro médico para clasificar arritmias cardiacas mediante redes neuronales y artificiales.
- Clasificar el tipo de análisis cardíaco de las imágenes, mediante las multicapas de redes neuronales artificiales con cierta determinación del tipo de arritmias cardíaca.
- Extraer datos de la frecuencia cardíaca del paciente en tiempo real mediante los electrodos mediante derivación bipolar de las extremidades.
- Impresión de la frecuencia cardíaca para el análisis y diagnostico por el médico especialista.

1.3 LA HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN

Hi: El modelo de detección del lenguaje médico de la inteligencia artificial sobre la detección de arritmias cardiacas mediante redes neuronales artificiales permitirá detectar de manera más eficiente la enfermedad para su posterior tratamiento.

1.4 JUSTIFICACIÓN

1.4.1 Justificación académica

La investigación es de índole científico, ya que aporta un conocimiento basado en modelos de lenguajes de programación en base a la inteligencia artificial en multicapas de redes neuronales, el cual es aplicado a la detección y mejora de diagnósticos de las arritmias cardiacas en los hospitales de esta especialidad en la ciudad de El Alto.

La implementación de este tipo de investigación es de una gran importancia a el área médica y la electromedicina, por que, debido al alto índice de personas enfermas con algún tipo de frecuencia cardiaca ya sea taquicardia, que son latidos del corazón demasiados rápido o bradicardia que son latidos de corazón demasiado lentos, en personas entre 40 años a 60 años (Hombre, mujer), por lo cual este debe ser tratado con mayor desempeño y compromiso de encontrar el diagnostico de manera pronta.

1.4.2 justificación técnica

Técnicamente, el sistema clasificador de arritmias cardíacas se compone de:

Diseño electrónico con característica similar a un holter para derivación bipolar de las extremidades la cual se implementa con un dispositivo que no existe en la actualidad en tiendas electrónicas, de este modo, se diseña el prototipado que facilitará el dispositivo d medición cardiaca.

Un software de procesamiento de la señal electrocardiográfica se desarrolla con el paquete de programación Matlab, el código programado en Matlab tiene la característica de código abierto que facilita futuras actualizaciones.

1.4.3 justificación social

En lo social, se pretende que exista mínimamente un sistema clasificador de arritmias cardíacas en los hospitales del país, para así lograr que más pacientes sean monitoreados para prevenir enfermedades cardíacas.

1.4.4 justificación económica

Económicamente, en la actualidad existe holter y software de procesamiento por ejemplo de la línea: “DR200/HE Holter Event Recorder”, tiene un costo aproximado de: 19.870,00 Bs. según el catálogo publicado en el sitio web, (NorthEast, 2021).

El sistema clasificador de arritmias cardíacas que se implementa en el proyecto de investigación tiene un costo total de: **877,00 Bs.**

Para este análisis económico del proyecto de investigación, se combina de un costo directo e indirecto. Los recursos que se utiliza para cubrir los costos del proyecto provienen de recursos propios.

Son costos incurridos en la implementación del sistema clasificador de derivación bipolar de las extremidades y el diseño del software de procesamiento.

1.5 ALCANCES Y LIMITACIÓN DE INVESTIGACIÓN

El alcance que tiene el proyecto de investigación es la de lograr que exista un clasificador de arritmias cardíacas en los hospitales de la ciudad de El Alto, que permita una mayor cantidad de pacientes con estudios de prevención de arritmias cardíacas, más pacientes monitoreados.

El sistema clasificador de arritmias cardíacas tiene los siguientes límites:

- a) El sistema clasificador se limita a la captura de la señal electrocardiográfica de tres derivaciones bipolar: I, II y III, con tres electrodos.
- b) El software de procesamiento se limita a realizar las siguientes funciones:
 - Realiza el cálculo de la frecuencia cardíaca de latidos por minuto (LPM), de la señal electrocardiográfica.
 - Muestra el número de latidos analizados de la señal electrocardiográfica.
 - Clasifica nueve tipos de arritmias:
 1. Latido normal (N)
 2. Latido de bloqueo de rama izquierda (L)
 3. Latido de bloque de rama derecha (R)
 4. Latido auricular prematuro (A)
 5. Latido auricular prematuro aberrado (a)
 6. Contracción ventricular prematura (V)
 7. Latido de escape ventricular (E)
 8. Ritmo acelerado (/)
 9. Latido inclasificable (Q)
 - El rango de edad de los pacientes para el estudio comprende en hombres de entre 40 y 60 años y mujeres de entre 40 y 60 años.

2 CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

2.1 TEMAS RELACIONADOS

En este presente capítulo se busca fundamentar teóricamente el desarrollo de este proyecto de investigación. Considerando que la temática central con el nuevo lenguaje de programación con la inteligencia artificial en la selección de imágenes de clasificación de arritmias cardíacas a partir de las señales electrocardiográficas se muestra en tres grupos:

Principios anatómico-fisiológicos, relacionados al funcionamiento del corazón con base a arritmias cardiacas, (Borge, 2011).

Fundamentos matemáticos al lenguaje de programación a la inteligencia artificial asociados al procesamiento y clasificación de la señal electrocardiográfica (señales mio-leelectricas), (Alvarez, 2016).

Descripción de los dispositivos utilizados para el diseño e implementación del Holter para derivación bipolar de las extremidades para la base de elaboración del prototipado de detección de arritmias cardiacas, (Gamarra, 2018) .

2.1.1 Mención de otros estudios relativos al tema a nivel internacional

El proyecto de grado titulado **“Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiográficas para la ayuda en el diagnóstico de arritmias mediante redes neuronales convolucionales”**, cuyo trabajo se publicó en la Universidad Nacional de Trujillo Perú, Facultad de Ingeniería escuela profesional de Ingeniería Mecatrónica, realizada por el **autor: Br. Rodríguez Bermúdez, Fernando Javier**. Donde se analiza las causas La detección inoportuna de arritmias puede degenerar la calidad de vida de las personas e incluso puede provocar la muerte. Estas anomalías cardiacas son detectadas principalmente mediante el análisis de un electrocardiograma (ECG) por un médico especialista. Sin embargo, las condiciones socio económicas del Perú hacen que sea difícil realizar un diagnóstico oportuno debido a que las personas no acuden con frecuencia a realizarse chequeos médicos, y por lo general el costo de estos chequeos es restrictivo para muchos. Por ello en esta investigación se desarrolla un sistema que permita el diagnóstico de arritmias, el cual solo requiere una computadora personal, y un módulo electrocardiográfico de bajo costo, (Rodríguez, 2021).

El proyecto de investigación, con el tema **“Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones”**. Cuyo trabajo se publicó en Universidad Tecnológica Nacional – Facultad

Regional Rosario Departamento de Ingeniería Química Grupo de Investigación Aplicada a la Ingeniería Química (GIAIQ), realizado por el **autor: Damián Jorge Match**. Donde también se analiza la existencia y numerosas formas de definir a las redes neuronales; desde las definiciones cortas y genéricas hasta las que intentan explicar más detalladamente qué son las redes neuronales por que son una nueva forma de computación, inspirada en modelos biológicos, indicando un modelo matemático compuesto por un gran número de elementos procesales organizados en niveles por las redes neuronales artificiales, (Match D. J., 2018).

2.1.2 Mención de otros estudios relativos al tema a nivel nacional

En siguiente proyecto de grado titulado “**Detección De Arritmias Cardíacas Con Redes Neuronales Artificiales**”, cuyo trabajo se publicó en la Universidad Mayor de San Andrés en la facultad de ciencias puras naturales, carrera de informática. Realizado por el **autor: Dieter Ovidio Magne Machaca**, donde se analiza el estudio de los electrocardiogramas para analizar enfermedades cardíacas, es por ello que se necesitan análisis matemático y computacionales para mejorar los análisis a la hora de un diagnóstico. Al ser los electrocardiogramas modelos lineales se pueden tomar modelos matemáticos para interpretar, analizar y estudiar a través de sistemas computacionales y uno de los sistemas que mejor se adaptan para la interpretación de los electrocardiogramas son las redes neuronales artificiales, por su facilidad de reconocimiento de patrones, (Magne, 2009).

2.2 MENCIÓN DE OTROS ESTUDIOS RELACIONADOS AL TEMA

Según Pérez, (2016) las bases teóricas son "el conjunto actualizado de conceptos, definiciones, nociones, principios que explican las teorías principales del tópico a investigar" (p. 69). A continuación, se muestra los diferentes conceptos de la investigación.

2.3 EL CORAZÓN, ASPECTOS ANATÓMICO-FISIOLÓGICOS DEL LATIDO CARDÍACO

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, su función es la de propulsar la sangre a través de los vasos sanguíneos hacia las distintas regiones del organismo, permitiendo llevar nutrientes y oxígeno a cada una de las células y la eliminación de los desechos resultado de la actividad metabólica, (Borge, 2011).

En un individuo sano de entre: 30 a 40 años, el corazón pesa aproximadamente 379 gramos, ± 65.9 gramos y su volumen es apenas mayor que el puño de la persona. La forma de este órgano es similar al de un cono o una pirámide, en el que se reconocen una base, dirigida hacia atrás, arriba y algo a la derecha, y un vértice (ápex) situado hacia adelante y a la

izquierda de modo tal que el eje geométrico general del corazón se acerca más a la horizontal que a la vertical. El corazón se ubica en la porción inferior del mediastino medio entre el segundo y el quinto espacio intercostal izquierdo, desarrollándose en su mayor parte hacia la izquierda de la línea media torácica y es fijado y mantenido en su lugar por los grandes vasos que llegan y salen de él:

- Venas: Cava inferior, superior y pulmonares derecha e izquierda.
- Arterias: Aorta y pulmonar.

Externamente el corazón está tapizado por el epicardio y se encuentra rodeado por un saco fibroso unido a las diferentes estructuras de la pared torácica y del mediastino. El pericardio está formado por dos capas: capa visceral (interna) y la capa parietal (externa), ambas forman una cavidad virtual hacia la que es secretado un líquido lubricante que evita la fricción mecánica debida a los movimientos del corazón, (Vicente, 2008).

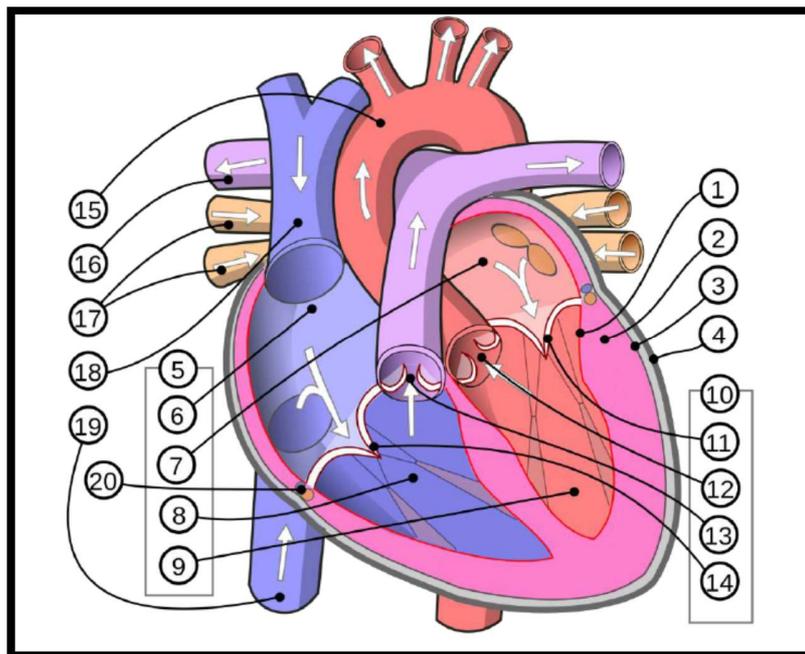
El corazón es un órgano muscular hueco dividido en dos mitades: izquierda y derecha, dividido por un tabique músculo membranoso (tabique del corazón). Cada una de las mitades se constituye a su vez en dos cavidades: la superior (aurícula o atrio), y la inferior (ventrículo). Cada aurícula se comunica con el ventrículo correspondiente mediante un orificio llamado: aurícula ventricular, provista de una válvula membranosa (válvulas aurícula ventriculares) denominada válvula mitral o bicúspide para el corazón izquierdo, y válvula tricúspide para el corazón derecho. Los ventrículos tienen un segundo sistema de válvulas (válvulas semilunares) en el origen de las arterias, de ellos salen la válvula pulmonar y la aórtica, que fuerzan a la sangre a circular en un único sentido. Todas las cavidades se encuentran tapizadas interiormente por el endocardio, (Hirsch, 2018).

El miocardio está compuesto por un tipo muscular especializado: el músculo cardíaco, presenta estriaciones formadas por el ordenamiento de miofibrillas de actina y miosina, similar al músculo esquelético, con la diferencia que las células miocárdicas poseen sólo uno o dos núcleos y se comunican entre sí mediante un tipo de unión característica: los discos intercalares. La unión brinda cohesión entre las células, representa un sitio de baja resistencia para la difusión de iones e impulso excitatorio, permitiendo que el músculo cardíaco se comporte como un sincitio sin que verdaderamente lo sea. Esta última característica permite la contracción simultánea de un gran conjunto de células musculares, favoreciendo la producción del latido cardíaco (Hirsch, 2018).

Las características del músculo cardíaco son las siguientes:

- Función Cronotrópica o Automatismo, capacidad del miocardio de generar su propio impulso excitatorio. El corazón continúa latiendo aún después de la escisión de toda conexión nerviosa, si el corazón es cortado en trozos, los trozos continúan latiendo hasta que la falta de nutrientes cause la muerte celular, (Alvarez, 2016).
- Función Dromo trópica o Conductibilidad, capacidad de conducción de un estímulo eléctrico, permite que el estímulo eléctrico se difunda rápidamente al resto del corazón, (UNNE, 2017).
- Función Batmotrópica o Excitabilidad, capacidad de responder a un estímulo generando un potencial de acción, (Sabbah, 2000).
- Función Inotrópica o Contractilidad, capacidad del músculo cardíaco de desarrollar fuerza y acortarse.

Figura 2. 1. Estructura anatómica del corazón.



Fuente: kidshealth.org.

La figura 2.1 tiene las siguientes referencias: 1 Endocardio, 2 Miocardio, 3 Epicardio, 4 Pericardio, 5 Cámaras del corazón, 6 aurícula derecha, 7 aurícula izquierda, 8 ventrículo derecho, 9 ventrículo izquierdo, 10 válvulas cardíacas, 11 válvula aórtica, 12 válvula pulmonar, 13 válvula tricúspide, 14 válvula mitral, 15 arteria aorta, 16 arteria pulmonar, 17 venas pulmonares, 18 vena cava superior y 19 vena cava inferior, (UNNE, 2017).

Las fibras musculares del corazón pueden ser clasificadas en dos grupos:

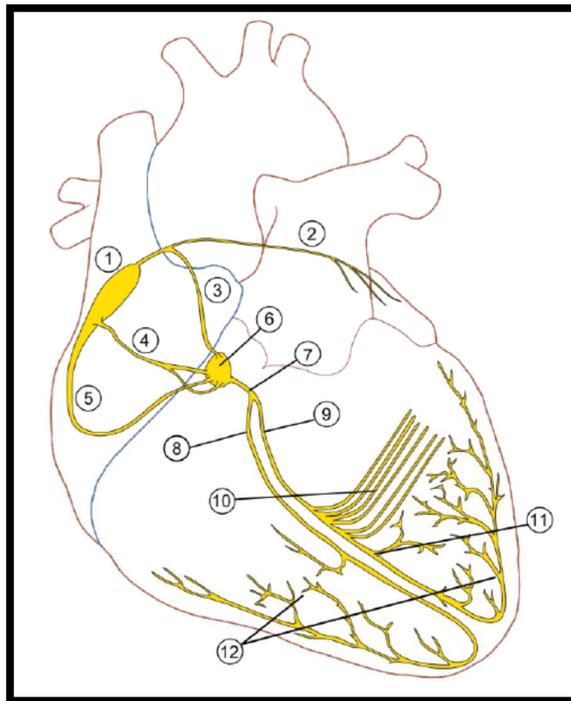
1. Fibras musculares de contracción.
2. Fibras musculares especializadas de excitación y conducción.

En el primer grupo se encuentra: el músculo cardíaco auricular y el músculo cardíaco ventricular (voluminoso y se encuentra alrededor del ventrículo izquierdo).

(Ramirez, 2009). Este sistema está formado por el nodo sino auricular, sinusal o de Keith y Flack (ubicado en la aurícula derecha, en las proximidades del orificio de la vena cava superior) y el conjunto aurícula ventricular, formada por:

- Nodo aurícula ventricular o de Aschoff – Tawara, ubicado en la pared del ventrículo derecho, en el tabique aurícula ventricular.
- Haz de His o fascículo aurícula ventricular que parte del nodo anterior y se divide en una rama derecha e izquierda.
- Fibras de Purkinje que parten y se dispersan por todo el miocardio ventricular.

Figura 2. 2. Sistemas de conducción al corazón.



Fuente: kidshealth.org.

La figura 2.2 tiene las siguientes referencias: 1 nodo sinusal, 2, 3, 4, 5 vías internodales e interauriculares, 6 nodo aurícula ventricular, 7 haz de His, 8 rama derecha, 9 rama izquierda, 10 fascículo anterior izquierdo, 11 fascículo posterior izquierdo y 12 fibras de Purkinje.

2.3.1 Actividad eléctrica del corazón y origen del latido cardíaco

El corazón constituye un sistema de dos bombas conectadas en serie: el corazón derecho se encarga de bombear la sangre con bajo contenido de oxígeno, proveniente de la circulación mayor o sistémica, y enviarla hacia los pulmones, mientras que, el corazón izquierdo, toma la sangre oxigenada proveniente de la circulación menor (de los pulmones) y la retorna nuevamente a la circulación sistémica, (Hirsch, 2018) .

El bombeo de la sangre por el corazón es producido gracias a una secuencia ordenada de fenómenos mecánicos y eléctricos que suceden desde el comienzo de un latido hasta el comienzo del siguiente, conocido como ciclo cardíaco. El ciclo cardíaco se compone por un período de contracción o sístole, seguido de un período de relajación o diástole. Los períodos de contracción y relajación no se producen en simultáneo en todo el corazón, se distinguen tres tiempos distintos durante el ciclo cardíaco: la sístole auricular, la sístole ventricular y la diástole, (Dr. Juan Carlos García, 2002).

Durante el período de diástole, las cuatro cámaras del corazón se relajan, y se produce el llenado de sangre de manera pasiva hasta alcanzar un 80 % del volumen de los ventrículos (se debe a que normalmente la sangre fluye de manera constante desde las venas hacia el corazón), (UNAM, 2017).

Durante la sístole auricular, las aurículas se contraen produciendo el llenado de un 20 % adicional del volumen ventricular, las aurículas actúan simplemente como bombas de cebado que aumentan la eficacia del bombeo ventricular hasta un 20 %, (UNAM, 2017).

Durante la sístole ventricular ocurre el vaciado de los ventrículos, se produce una contracción ventricular isovolumétrica que eleva con rapidez la presión intraventricular, hasta superar la presión existente en las arterias (80 mmHg), momento en el cual se abren las válvulas semilunares y comienza la fase de expulsión ventricular, (UNAM, 2017).

El ciclo cardíaco estándar se repite unas 50 a 100 veces por minuto en un individuo sano (frecuencia cardíaca normal), se establece una duración de entre 0,6 y 1,2 segundos por latido, (Dr. Juan Carlos García, 2002).

El músculo cardíaco tiene la capacidad de automatismo, y cada fibra muscular del corazón puede contraerse de manera independiente, la coordinación de la contracción miocárdica es fundamental para una función cardíaca normal. El corazón queda aislado de todo estímulo nervioso externo, continúa latiendo de manera organizada, esta coordinación es una capacidad intrínseca. La automatización y organización del ciclo cardíaco se debe a las células especializadas del sistema cardiaco, las células son conocidas como marcapasos, tiene la capacidad de generar potenciales de acción rítmicos espontáneos, que son las responsables de la despolarización del músculo cardíaco, (Castell, 2002).

Los fenómenos eléctricos que determinan el ciclo cardíaco se generan de la siguiente manera:

1. Las células marcapaso del nodo sinusal, genera un potencial de acción marcapasos, que inicia la despolarización del miocardio auricular.
2. La despolarización originada en el nodo sino auricular se propaga radialmente por las aurículas, para converger en el nodo aurícula ventricular.
3. La conducción del potencial marcapasos del nodo aurícula ventricular es lenta debido a la mayor resistencia al paso de los iones que originan la despolarización entre una fibra y otra, ver la tabla 2.1.
4. El potencial marcapaso, atraviesa el nodo aurícula ventricular, el impulso excitatorio es conducido rápidamente por el sistema de His Purkinje.
5. Cuando el impulso llega a los extremos de las fibras de Purkinje se propaga por las fibras musculares miocárdicas.

Tabla 1. Velocidad de conducción del tejido cardíaco

TEJIDO	VELOCIDAD DE CONDUCCIÓN (ms)
Nodo sinusal	0.05
Músculo auricular	0.3 a 0.5
Vías internodales	1.0
Nodo aurícula – ventricular	0.05
Sistema de His – Purkinje	1.5 a 4.0
Músculo ventricular	0.3 a 0.5

Fuente: Dubin Dale. (2010). Electrocardiografía práctica. México D.F. : Editorial McGRAW.

Las células marcapaso del nodo sinusal en condiciones normales, inician el ciclo cardíaco y determinan la frecuencia, motivo por el cual se conoce al nodo sinusal como marcapasos fisiológico del corazón.

En un individuo de entre 30 a 40 años con un corazón sano puede establecer una jerarquía estándar de marcapasos.

- Nodo sinusal: 60 – 100 veces por minuto.
- Nodo aurícula ventricular: 50 – 60 veces por minuto.
- Sistema de His Purkinje: 30 – 40 veces por minuto. (Dubin, 2010, pág. 121)

Si el nodo de mayor jerarquía funciona correctamente los demás no generan potenciales de acción, sino que se limitan a la conducción de estos, si se produce un fallo en el funcionamiento de uno de los nodos, el siguiente puede tomar el mando, generando potenciales marcapaso a una frecuencia propia, (cardiología, 2003).

2.3.2 El Electrocardiograma

El cuerpo humano es un conductor de volumen, debido a la buena conducción eléctrica por parte de los líquidos corporales, las fluctuaciones de potencial que se generan por la despolarización del miocardio se propagan también a los tejidos adyacentes y en menor proporción, a la superficie corporal. Si sobre la piel se colocan electrodos en posiciones adecuadas, es posible registrar las fluctuaciones de potencial. Al registro gráfico de las variaciones de potencial causadas por las despolarizaciones y repolarizaciones del miocardio en su totalidad se lo conoce como electrocardiograma. En un electrocardiograma se puede apreciar la forma de las deflexiones, duración e información de interés acerca del funcionamiento del corazón, (Borge, 2011).

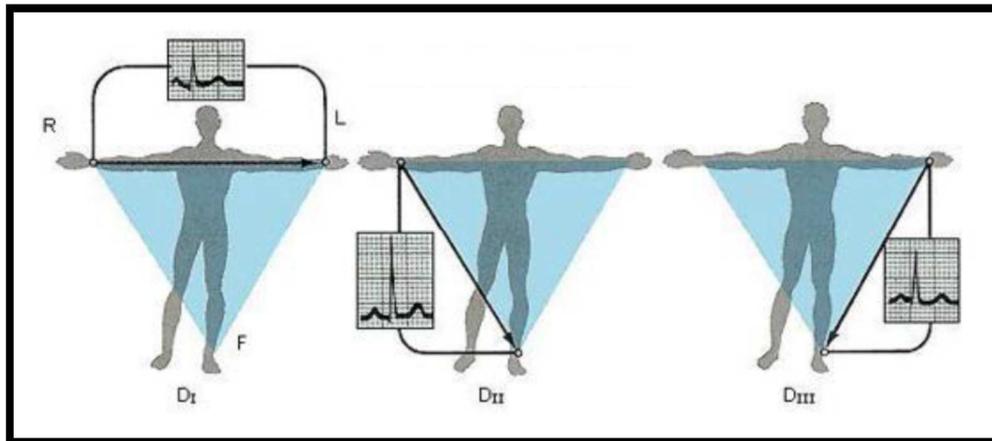
2.3.3 Derivación bipolar de las extremidades

La derivación bipolar de las extremidades o derivación de Einthoven por su precursor: Willem Einthoven, registra la diferencia de potenciales entre dos extremidades, (Uribe, 2005). Los electrodos son conectados en el brazo izquierdo, el brazo derecho y la pierna izquierda formando el triángulo de Einthoven y se obtiene tres derivaciones distintas:

1. DI, diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (electrodo positivo o electrodo activo) y el brazo derecho,

2. D II, diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda (electrodo positivo o electrodo activo).
3. D III, diferencia de potencial entre el brazo y la pierna izquierdos. En este caso también se considera como positivo al electrodo ubicado en la pierna.

Figura 2. 3. Derivación bipolar de las extremidades.

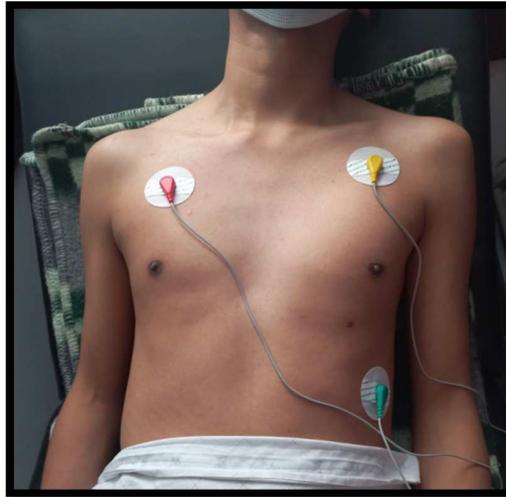


Fuente: <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>.

2.3.4 Derivación bipolar II modificada (MLII)

La derivación bipolar II modificada se refiere a la posición de los electrodos, utiliza una nomenclatura estándar MLII. Una derivación bipolar paralela a la derivación estándar II de la extremidad, pero que se adquiere mediante electrodos colocados en el torso (un requisito para la monitorización de ECG a largo plazo). La derivación II modificada produce complejos QRS normales de gran amplitud en la mayoría de los pacientes, (Cabral, 2006).

Figura 2. 4. Derivación II modificada.



Fuente: Manual de métodos de diagnósticos en electrocardiografía.

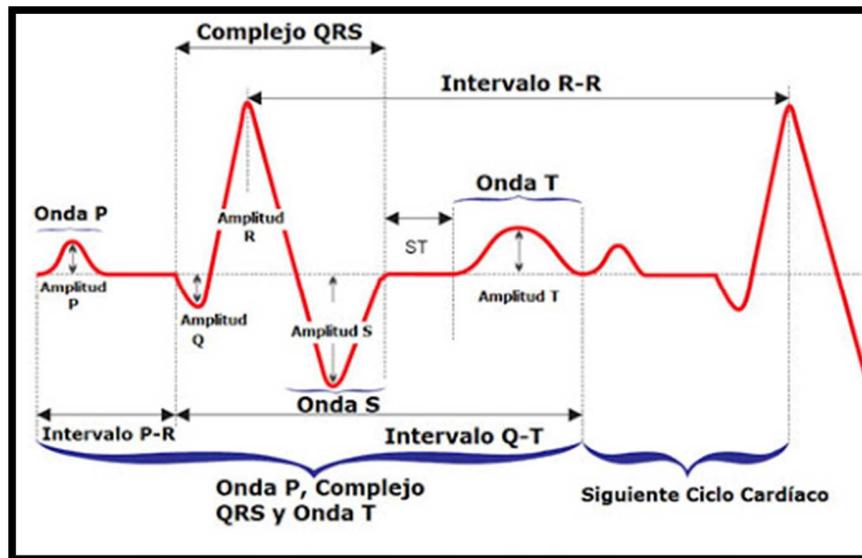
2.3.5 Generación De La Señal Electrocardiográfica

La señal electrocardiográfica se compone de un grupo de ondas: deflexiones positivas o negativas que representan los fenómenos de despolarización y repolarización de las distintas estructuras del corazón en un ciclo cardíaco.

En los momentos que no exista variaciones de potencial eléctrico (fases isoelectricas) el trazo obtenido en un ECG constituye la línea de base o línea isoelectrica. La fase isoelectrica comprendida entre el final de una onda y el principio de la siguiente se denomina segmento, mientras que un conjunto de ondas sin la existencia de fase isoelectrica entre ellas se denomina complejo y un intervalo es un conjunto de ondas y segmentos, (Dr. Azcona, 2010).

En un electrocardiograma normal los fenómenos eléctricos que causan la sístole y diástole auricular y ventricular se manifiestan como una secuencia ordenada de ondas de características bien definidas, que por convención se designan como ondas: "P", "Q", "R", "S" y "T".

Figura 2. 5. Ondas, complejo e intervalos característicos de un ECG.



Fuente: Dubin Dale. (2010). Electrocardiografía práctica. México D.F.: Editorial McGRAW.

Las ondas, intervalos y complejos de un ECG en un individuo de entre 30 a 39 años de edad con un corazón sano tienen las siguientes características:

- **Onda P**

La onda P se produce por la despolarización de las aurículas. Como la misma ocurre de derecha a izquierda (dada la posición del nodo sinusal), el primer tercio de la onda P representa la despolarización de la aurícula derecha, el tercio final la despolarización de la aurícula izquierda, y el tercio medio una combinación de ambas.

La onda P se presenta como una deflexión positiva en la mayoría de las derivaciones. Su duración no supera los 120 ms, y su amplitud es menor a 0.25 mV en las derivaciones de los brazos.

La repolarización de las aurículas comienza de 150 a 200 ms después de la finalización de la onda P, (Jiménez, julio 2018).

- **Intervalo PQ o PR**

El intervalo PQ está constituido por la onda P y el segmento PR o PQ, y representa la despolarización auricular y la conducción a través del nodo aurícula ventricular. Su duración es de entre 120 y 200 ms, (Jiménez, julio 2018).

- **Complejo QRS**

El complejo QRS es originado por la rápida despolarización de los ventrículos, implica la conducción del impulso eléctrico por el sistema de His Purkinje.

Independientemente de la derivación que se considere se trata del conjunto de ondas de mayor amplitud del ECG, alcanzando hasta 1.5 mV en las derivaciones de las extremidades. Respecto a su duración, la misma no supera los 100 ms ni es menor a 80 ms, (Jiménez, julio 2018).

- **Onda T**

La onda T representa la repolarización ventricular. Se trata de una onda positiva en la mayoría de las derivaciones del ECG. Su duración es de aproximadamente 150 ms y su amplitud no supera los 0.5 mV, pese a que representa la despolarización y repolarización de la misma estructura cardíaca, la onda T posee menor amplitud que el complejo QRS, esta diferencia se debe a que la despolarización es un fenómeno abrupto y de corta duración que ocurre casi simultáneamente en todas las fibras del miocardio ventricular, mientras que la repolarización es un proceso lento, que comienza entre 200 y 350 ms después del inicio del complejo QRS, (Jiménez, julio 2018).

- **Intervalo QT**

El intervalo QT representa los fenómenos eléctricos ocurridos durante toda la sístole ventricular. Su duración está fuertemente influenciada por la frecuencia cardíaca, a mayor frecuencia cardíaca menor duración del intervalo y viceversa, siendo su duración promedio de 400 ms, (Jiménez, julio 2018).

- **Onda U**

La aparición de la onda U es un fenómeno poco común en individuos sanos, aun así es posible encontrarla sin que la misma represente una afección cardíaca. Aunque su origen fisiológico es incierto, se debe a fenómenos de repolarización lenta o potenciales resultantes de fuerzas mecánicas en la pared ventricular, (Jiménez, julio 2018).

- **Intervalo RR**

El intervalo RR representa el conjunto de fenómenos eléctricos que transcurren durante un ciclo cardíaco y se define como todas las ondas y segmentos comprendidos entre el

transcurso de una onda R y la siguiente, (Jiménez, julio 2018). Los motivos para tomar al complejo QRS como marca de referencia para determinar la duración del ciclo cardíaco son:

- **Facilidad de identificación**, el complejo QRS constituye el conjunto de ondas de mayor facilidad para su identificación ya sea visualmente o mediante distintos métodos matemáticos.
- **Imposibilidad de no existencia**, la mayor parte de la función cardíaca es llevado a cabo por los ventrículos, la ausencia de contracción ventricular es incompatible con la vida, el complejo QRS siempre está presente en un ECG. No ocurre lo mismo con las demás ondas, que pueden no existir o hallarse ocultas por otros fenómenos eléctricos.

En un intervalo RR se puede identificar todas las ondas y segmentos que posee un ciclo cardíaco, un intervalo RR que transcurre durante un ciclo cardíaco normal, es denominado intervalo NN (normal - normal), (Jiménez, julio 2018).

Tabla 2. Principales eventos del electrocardiograma y su significado.

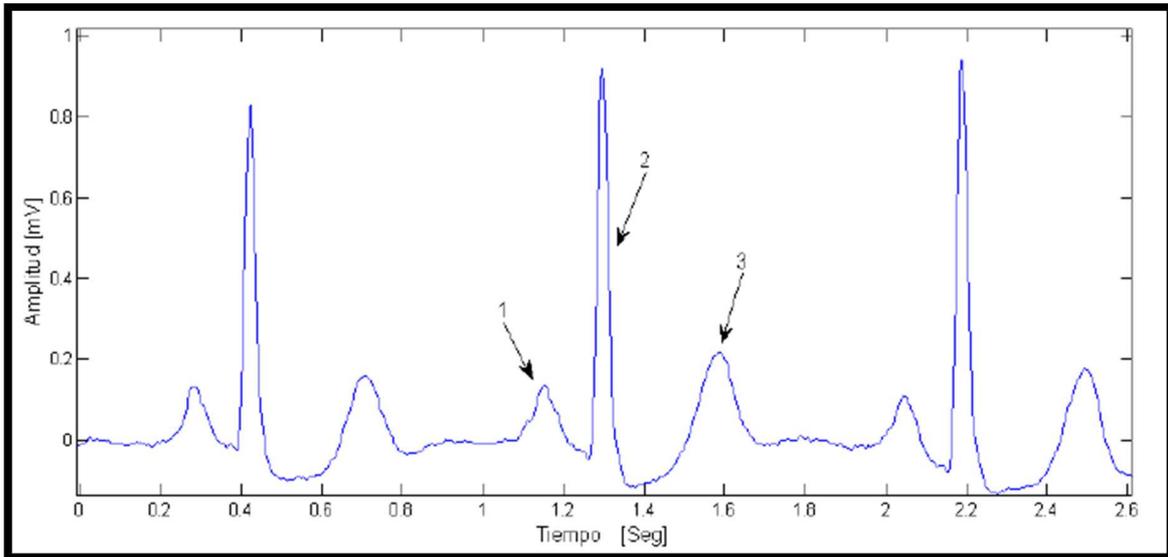
EVENTO DEL ECG	DURACIÓN	FENÓMENOS CARDÍACOS
Onda P	0,12 s	Despolarización auricular
Intervalo PQ	0,12 – 0,2 s	Despolarización auricular y conducción por el nodo aurícula ventricular.
Complejo QRS	0,08 – 0,1s	Despolarización ventricular. Oculta la repolarización ventricular.
Intervalo QT	0,4 s	Sístole ventricular completa
Onda T	0,15 s	Repolarización ventricular
Intervalo RR	0,6 – 1s	Ciclo cardíaco completo.

Fuente: Dubin Dale. (2010). Electrocardiografía práctica. México D.F.: Editorial McGRAW.

2.4 PRINCIPALES ARRITMIAS CARDÍACAS EN PACIENTES DE ENTRE 25 A 89 AÑOS

En un paciente sano de entre 23 a 89 años su corazón late entre 60 y 100 veces por minuto, cada uno de los latidos constituye un proceso ordenado de contracciones y relajaciones auriculares y ventriculares. Las contracciones son el resultado de un potencial marcapaso que se origina en el nodo sinusal y es conducido por el resto del sistema cardiaco y el músculo cardíaco de manera organizada. Con estas condiciones se dice que el ritmo cardíaco es sinusal normal, (Dr. Fajuri, 2009).

Figura 2. 6. Ritmo sinusal normal.



Fuente: [http:// www.MIT BIH Arrhythmia Database.com](http://www.MIT BIH Arrhythmia Database.com)

La figura 2.6 tiene las siguientes referencias: 1 onda P, 2 complejos QRS y 3 onda T.

Se denomina *arritmia* a cualquier alteración en la sucesión de los eventos que definen el latido cardíaco. Las alteraciones son tanto en frecuencia, como en la regularidad de los eventos (Dr. Fajuri, 2009).

2.5 PROCESAMIENTOS DE SEÑALES

El procesamiento de señales es una rama de la ingeniería que se concentra en la transformación, análisis e interpretación de las señales. Una señal es una función matemática que contiene información acerca del comportamiento de un determinado sistema. La señal que se desarrolla en el tiempo es comprendida en términos matemáticos como:

$$A = f t \quad (1)$$

Donde A es la amplitud de la señal y t el tiempo. La definición matemática de las señales permite su clasificación en dos grupos: señales determinísticas y señales estocásticas. Una señal es determinística cuando es posible modelarla mediante expresiones matemáticas explícitas, que puede ser descrita mediante una regla bien definida que relaciona las

variables dependientes e independientes de modo tal que es posible predecir con precisión los valores pasados, presentes y futuros.

El análisis de señales analógicas se realiza mediante sistemas digitales, con un proceso conocido como conversión analógica digital o digitalización.

2.5.1 Filtros Digitales

Un filtro digital tiene una alta precisión, fácil de diseñar y simular, pero requiere de un procesador digital de señales, un convertidor analógico-digital y un convertidor digital a analógico de alto rendimiento. Todo el proceso se completa en un período de muestreo.

Un filtro analógico utiliza componentes electrónicos: condensadores, inductores, resistores y amplificadores operacionales lo que reduce el costo, fácil de implementar, y difícil de modificar y calibrar.

Tabla 3. Comparación entre un filtro digital y analógico.

FILTRO DIGITAL	FILTRO ANALÓGICO
Muy alta precisión.	Menos precisión depende de la tolerancia de los componentes.
Fase Lineal (Filtros FIR)	Fase no lineal.
No deriva debido a las variaciones del componente.	Deriva por la variación de los componentes.
Filtro adaptable.	Filtros adaptativos difíciles.
Fácil de simular y diseñar.	Difícil de simular y diseñar.
La computación debe completarse en período de muestreo.	Filtros analógicos requeridos en altas frecuencias y para filtros anti-aliasing.
Requiere ADC, DAC y DSP de alto rendimiento.	No se requiere ADC, DAC o DSP.

Fuente: Elaboración propio

Los filtros digitales más importantes son: IIR (Respuesta infinita al impulso) y FIR (Respuesta finita al impulso), (Smith, 1997).

2.6 REDES NEURONALES PRINCIPIOS Y DEFINICIONES

La red neuronal es un modelo matemático que intenta reproducir el comportamiento del cerebro. Realiza una simplificación de los elementos más relevantes del sistema,

pretendiendo mimetizar el comportamiento de este. La red neuronal es un procesador masivo de distribución paralela, constituido por unidades de procesamiento simple, que tiene una propensión natural para almacenar conocimiento experimental y hacerlo disponible para su uso. Se asemeja al cerebro por dos aspectos:

1. El conocimiento es adquirido por la red, de su entorno, mediante un proceso de aprendizaje.

2. Las fuerzas de conexión interneuronales, conocidos como pesos sinápticos, son utilizados para adquirir y almacenar conocimientos (Haykin, 1999).

Las características de las redes neuronales la hacen adecuada para diversas tareas en el campo de la ingeniería, para aquellos casos en los que no se dispone de un modelo matemático identificable del sistema.

Las ventajas que ofrecen las redes neuronales:

- Aprendizaje adaptativo, capacidad de aprender a realizar tareas basada en un entrenamiento o en una experiencia inicial. En el proceso de aprendizaje, los enlaces ponderados de las neuronas se ajustan de manera que se obtengan ciertos resultados específicos.
- Autoorganización, la red neuronal crea su propia organización o representación de la información que recibe mediante una etapa de aprendizaje. Cuando la red neuronal se usa para reconocer clases de patrones, se auto organizan con la información usada. La red llamada: Retro propagación, crea su propia representación característica, y reconoce ciertos patrones. La auto organización provoca la generalización: facultad de las redes neuronales de responder apropiadamente cuando le presentan datos o situaciones que no había sido expuesta anteriormente.
- Tolerancia a fallos, la red neuronal aprende a reconocer patrones con ruido, distorsionados o incompletos, existe una tolerancia a fallos respecto a los datos, pero realiza su función (con cierta degradación) aunque se destruya parte de la red.
- Operación en tiempo real, el cómputo neuronal se realiza en paralelo, logrando operaciones en tiempo real.

Aplicaciones de las redes neuronales:

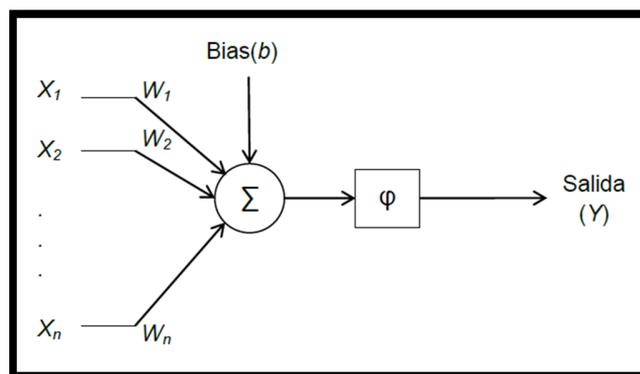
- Modelación financiera y económica.
- Perfiles de mercado y clientes.
- Aplicaciones médicas.
- Gerencia del conocimiento y “descubrimiento de datos”.
- Optimización de procesos industriales y control de calidad.
- Investigación científica.

2.6.1 Las neuronas como unidad de procesamiento

Cada una de las unidades de procesamiento que compone la red neuronal se llama: neurona, unidad, célula o nodo. En una neurona típica se identifica los siguientes elementos:

- Un conjunto de enlaces de conexión o sinapsis, caracterizado cada uno de ellos por un peso: w positivo o negativo, la conexión entre la neurona j y la k es multiplicado por el peso w_{kj} con un valor inicial aleatorio.
- Un sumador realiza la suma de las señales de entrada x_n .
- Una tendencia o bias: b que define un estado basal de activación de la neurona.
- Una función de activación: ϕ con la suma pesada de las entradas, define una salida o nivel de actividad: y para la neurona.

Figura 2. 7. Modelo de una neurona.



- Fuente: Dr. Haykin, S. (1999). Neural Networks and Learning Machines. Prentice Hall, Editorial Kindle.

La definición de la neurona en términos matemáticos se muestra en las siguientes ecuaciones:

$$y_k = \varphi(u_k + b_k) \quad (2)$$

$$u_k = \sum_{j=0}^n x_j w_{kj} \quad (3)$$

La actividad de una neurona artificial es resumida de la siguiente manera: realiza la suma pesada de un conjunto de parámetros de entrada (proviene del entorno de otras neuronas), y obtiene una salida o estado de activación en función de ella. La función que utiliza es conocida como función de aplastamiento, ya que limita o aplasta el rango de activación de la neurona a un intervalo cerrado, generalmente $[0, 1]$ o $[-1, 1]$. Existen diversos tipos de funciones de activación, y se agrupa de la siguiente manera:

- Función escalón o función de Heaviside, es una activación a todo o nada definida de la siguiente manera:

$$\varphi u = \begin{cases} 0 & \text{para } u < 0 \\ 1 & \text{para } u \geq 0 \end{cases}$$

- Funciones lineales por tramos, son:

$$0 \text{ para } u \leq -\frac{1}{2}$$

$$\varphi u = u \quad \text{para } u \in -\frac{1}{2}; \frac{1}{2}$$

$$1 \text{ para } u \geq \frac{1}{2}$$

- Funciones sigmoideas, se tiene a la función logística:

$$\varphi u = \frac{1}{1+e^{-au}} \quad (4)$$

Siendo a un parámetro que define la pendiente de la curva y la función tangente hiperbólica:

$$\varphi u = \tanh u = \frac{e^u - e^{-u}}{e^u + e^{-u}} \quad (5)$$

2.6.2 Arquitectura de la red neuronal

La red neuronal se compone por una o más neuronas o unidades de procesamiento, relacionadas mediante conexiones o sinapsis. La forma en que estas unidades se disponen y conectan entre sí, es la arquitectura de la red (Matich, 2001).

La arquitectura de la red neuronal se agrupa en conjuntos de neuronas, en capas así todas las células de la misma capa se comportan de manera similar, y poseen las mismas funciones de activación y patrones de conexión (las neuronas están completamente interconectadas o no conectadas en absoluto). Las capas son:

1. Capa de entrada o capa sensorial, son neuronas que reciben estímulos externos, constituyen las vías de entrada de la información a la red. La capa de entrada no realiza transformación alguna de la información, solo la transmite al resto de la red.

2. Capa de salida o capas efectoras, presenta la respuesta del sistema a los estímulos de entrada.

3. Capa de procesamiento, su función es procesar la información provista por la capa de entrada. La capa de procesamiento y la capa de salida están constituidas por el mismo conjunto de neuronas, lo que significa que la capa de salida efectúa el procesamiento de la información.

De acuerdo con el número de capas, las distintas arquitecturas de redes neuronales se clasifican en:

- Redes neuronales de una sola capa, un conjunto de neuronas de entrada se conecta a un grupo de neuronas de salida, realiza el procesamiento de la información y presentan los resultados.
- Redes neuronales multicapa, se caracteriza por la presencia de una o más capas ocultas, los conjuntos de neuronas de procesamiento que reciben información de otra capa y los estados de activación constituyen la entrada de otras neuronas.
- Redes con conexiones hacia adelante o atrás, la información se procesa en un único sentido desde la capa de entrada hacia la capa de salida. La salida de

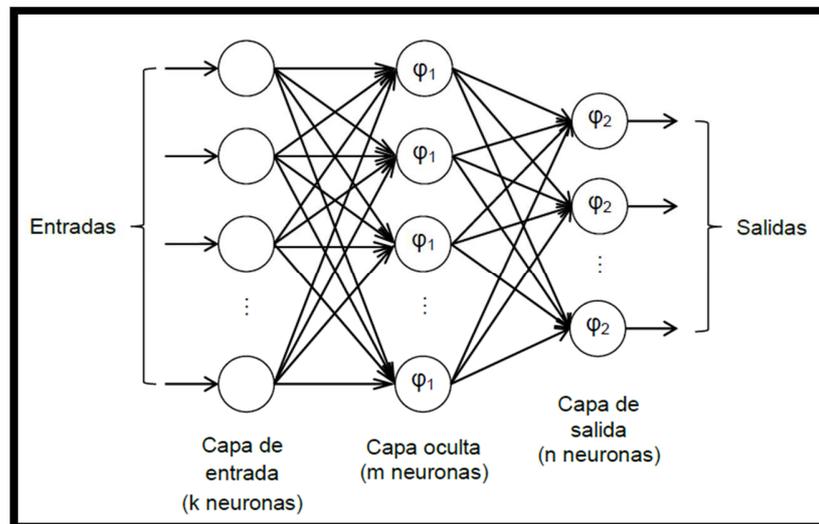
una capa de neuronas no puede ser conectada como entrada de ella misma o de una capa anterior.

- Redes recurrentes, existe un bucle de realimentación, la arquitectura se compone por unidades de retraso que regulan el comportamiento dinámico de la red.

La red neuronal se configura de distintas maneras, cada una con sus virtudes y defectos que la hacen apropiada o no para determinadas tareas (RIdE, 2018). Para la clasificación de patrones se tiene las siguientes configuraciones:

- Perceptrón multicapa, la red neuronal posee tres características distintivas:
 1. Con una arquitectura multicapa de una o más capas ocultas, con conexiones hacia adelante.
 2. La red neuronal posee un alto grado de conectividad, significa que las salidas de las neuronas de la capa i constituyen las entradas de cada una de las neuronas de la capa $i + 1$.
 3. Las funciones de activación de las neuronas son: no lineales y derivables en todos sus puntos.

Figura 2. 8. Arquitectura del perceptrón multicapa.



Fuente: Dr. Haykin, S. (1999). Neural Networks and Learning Machines. Prentice Hall, Editorial Kindle.

Red neuronal “Reconocimiento de patrones”, la red se entrena para clasificar entradas de acuerdo con clases de targets (salidas), (MONTAÑO, 2002). El dato del target consiste en vectores donde todos sus valores son ceros, excepto para un elemento con valor 1. Si se tiene un problema en el que hay cuatro clases de targets, hay al menos tres maneras similares para representar los targets: la primera, tiene un valor escalar para tomar uno de los cuatro valores (es decir, 1, 2, 3, 4). Segunda opción, tiene targets de dos dimensiones, que representa un código binario de las cuatro clases: (0,0), (0,1), (1,0), (1,1). Tercera manera, tiene targets de cuatro dimensiones, de forma que solamente una única neurona a la vez está activada: (1,0,0,0), (0,1,0,0), (0,0,1,0), (0,0,0,1). La última forma de representación ofrece mejores resultados.

2.6.3 Entrenamiento de la red neuronal

La red neuronal tiene una capacidad natural para almacenar conocimientos experimentales y hacerlo disponible para su uso, y es capaz de acumular conocimientos en los pesos de las conexiones entre las neuronas que la constituyen a través de un mecanismo de aprendizaje o entrenamiento. El aprendizaje es un procedimiento de los parámetros libres de una red neuronal, es adaptado mediante un proceso de estimulación del ambiente en el que la red se encuentra embebida, (Matich, 2001).

Un algoritmo de entrenamiento es un conjunto bien definido de reglas de aprendizaje, existen diversos algoritmos de entrenamiento, se diferencia por la forma en que los pesos sinápticos son adaptados. Se define dos grupos o paradigmas de entrenamiento:

- Aprendizaje supervisado, el conocimiento se transmite a la red mediante un conjunto de ejemplos de entrada – salida, limitando el aprendizaje de la red a lo deseado.
- Aprendizaje no supervisado, no se conoce, o no se transmite a la red las salidas deseadas para el conjunto de datos de entrenamiento, dejando librada la forma en que el conocimiento se representa por la red.

Los algoritmos de entrenamiento definen en gran manera la capacidad del sistema para lograr determinadas tareas.

- Algoritmo de retropropagación

El método de entrenamiento: retropropagación, adapta los pesos sinápticos entre neuronas, se realiza en función del valor de una función costo (que representa el error cometido por la red), un factor de sensibilidad (dependiente de la conexión sináptica de la que se trate), y un parámetro de velocidad de aprendizaje definido por el diseñador.

Con un conjunto de datos de entrenamiento constituido por los N pares entrada salida \mathbf{x}, \mathbf{d} , se define el error en la neurona j , perteneciente a la capa de salida de la red, durante la iteración de entrenamiento n como:

$$e_j n = d_j n - y_j n \quad (6)$$

Donde $y_j n$ es la salida de la neurona j en la iteración n ; y $d_j n$, la salida deseada para la neurona en tal iteración. La energía de error de la neurona j en la iteración n es:

$$\xi_j n = \frac{1}{2} e_j^2 n \quad (7)$$

La energía de error total, para la capa de salida de la red c , se obtiene realizando la suma de las energías de los errores para cada una de las neuronas pertenecientes a la capa:

$$\xi n = \frac{1}{2} \sum_{j \in c} e_j^2 n \quad (8)$$

La energía de error promedio cuadrada, para los N datos de entrenamiento es igual a:

$$\xi_{av} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \xi n \quad (9)$$

El error medio cuadrático ξ_{av} , una función de los parámetros libres de la red que representa el error global cometido para el par de entrenamiento, el objetivo del algoritmo de aprendizaje es la minimización de dicho valor. Esto se logra mediante la adaptación individual de cada uno de los pesos sinápticos en la red, se consigue mediante la propagación hacia atrás, desde la capa de salida hacia la capa de entrada, de los errores cometidos por cada una de las neuronas en la red (de donde deriva el nombre del algoritmo). El ajuste realizado al peso w_{kj} se expresa en términos matemáticos de la siguiente manera:

$$w_{kj} n + 1 = w_{kj} n + \Delta w_{kj} n \quad (10)$$

Siendo $w_{kj} n + 1$ y $w_{kj} n$, los valores actual y anterior del peso sináptico. Para el algoritmo Retro propagación la corrección $\Delta w_{kj} n$ aplicada se define como:

$$\Delta w_{kj} = \eta \delta_k y_k \quad (11)$$

Con η la tasa de velocidad de aprendizaje (definida por el entrenador), y_k la señal entrada a la neurona k , y δ_k un gradiente local. El cálculo de δ_k depende de si la neurona k pertenece a una capa oculta o a una capa de salida:

- Si la neurona k pertenece a la capa de salida, δ_k es el producto de la derivada de la función de activación de la neurona k valuada en u_k (suma pesada de las entradas a la neurona), por la señal de error en dicho nodo:

$$\delta_k = \varphi_k' u_k e_k \eta \quad (12)$$

Si la neurona k pertenece a una capa oculta, δ_k es el producto de la derivada de la función de activación de la neurona k valuada en u_k , y la suma pesada de los deltas calculados para las neuronas de la capa siguiente:

$$\delta_k = \varphi_k' u_k \sum_j \delta_j W_{jk} \eta \quad (13)$$

Respecto de η , este parámetro define la tasa de variación de los pesos sinápticos, de modo tal que mientras más pequeño sea, menor será la variación de los pesos entre dos iteraciones sucesivas y mayor será el tiempo de entrenamiento. A mayor valor de la tasa de velocidad de aprendizaje, menor será el tiempo de entrenamiento, pero se corre el riesgo de que la red se vuelva inestable (esto es que oscile entre distintos valores de error sin lograr minimizar el mismo).

La aplicación de las correcciones de los pesos sinápticos puede realizarse de dos modos distintos, según se trate de entrenamiento secuencial o entrenamiento por lotes:

1. El entrenamiento secuencial, los cálculos y modificaciones de los pesos sinápticos se realizan luego de presentar a la red neuronal cada uno de los ejemplos de entrenamiento.
2. El entrenamiento por lotes, los cálculos y modificaciones se realiza luego de presentados a la red todos los datos, se realiza una modificación por cada época de entrenamiento.

Los criterios de entrenamiento más utilizados son:

- Número máximo de épocas de entrenamiento, superado un número determinado de épocas se detiene el entrenamiento (esto se hace para limitar el proceso si ninguno de los otros criterios se cumple en un tiempo razonable).
- Máximo error medio cuadrático permitido para la red, si el error medio cuadrático es menor al valor se detiene el entrenamiento.
- Mínima tasa de cambio en el error medio cuadrático, si tras dos iteraciones o épocas de entrenamiento la variación en el error medio cuadrático (esto es su derivada) es menor a un determinado valor, se detiene el entrenamiento.
- Parámetros relacionados con la capacidad de generalización de la red, se emplea la técnica de validación cruzada para demostrar la capacidad de generalización de la red neuronal (la capacidad de generar las salidas adecuadas frente a entradas nunca antes presentadas a la red). El conjunto de ejemplos de entrenamiento es dividido en dos: un subconjunto de entrenamiento y un subconjunto de validación; luego en cada época de entrenamiento se calcula el error medio cuadrático para ambos subconjuntos.

2.7 CONTROLADOR DIGITAL DE SEÑAL dsPIC30F4013

El dsPIC30F4013 es un controlador digital de señal (DSC) de 16 bits de alto desempeño, adecuado para aplicaciones de propósito general.

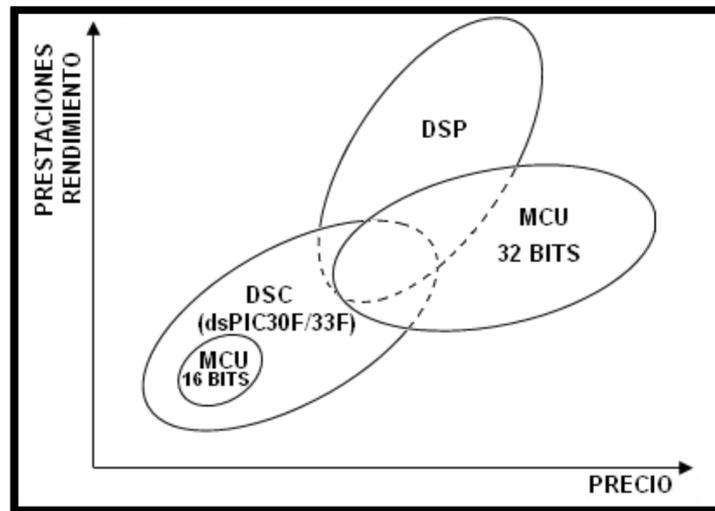
Tiene las siguientes características:

- Controlador digital de señales de 16 bits
- Memoria de programa flash de 48 kB
- RAM de 2048 Bytes
- EEPROM de datos de 1024 Bytes
- Velocidad de la CPU hasta 30 MIPS
- Oscilador externo: DC hasta 40 MHz
- 33 fuentes de interrupciones (3 externas)
- ADC de 12 bits, 200 ksps y 13 canales
- Funciones DSP de un solo ciclo

- Desplazamiento de ± 16 bits de un solo ciclo
- Modos de direccionamiento de módulo y bit-inverso
- 2 acumuladores de 40 bits con lógica de saturación opcional
- Multiplicador de enteros y fraccionarios por hardware de 17 bits x 17 bits y un solo ciclo de instrucciones
- Interfaz de conversión de datos que soporta códec de audio comunes incluyendo AC'97 y I²S
- 5 timers de 16 bits (Se pueden aparejar para formar de 32 bits)
- 2 UART's
- Puertos SPI, I²C, y CAN
- Voltaje de operación 2.5 V a 5.5 V
- Bajo consumo de potencia
- Reset Brown-Out programable
- Power-on Reset, Power-up Timer y Oscillator Start-up Timer
- Flexible Watchdog Timer (WDT)
- Soporta 10,000 ciclos de borrado/escritura en memoria flash para el rango de temperatura industrial
- Soporta 100,000 ciclos de borrado/escritura en memoria EEPROM para el rango de temperatura industrial
- Protección de código y datos programable
- Encapsulado DIP de 40 pines

El controlador digital de señales (DSC) es muy parecido a un microcontrolador MCU de 16 bits en cuanto a la arquitectura, programación y precio pero con el rendimiento y las prestaciones de un DSP (Procesador digital de señales). Microchip consigue reunir lo mejor de ambos mundos que intenta ser una respuesta eficaz a las necesidades de las modernas aplicaciones.

Figura 2. 9. Los DSC comparten áreas de aplicación de los MCU de 32 bits y DSP.



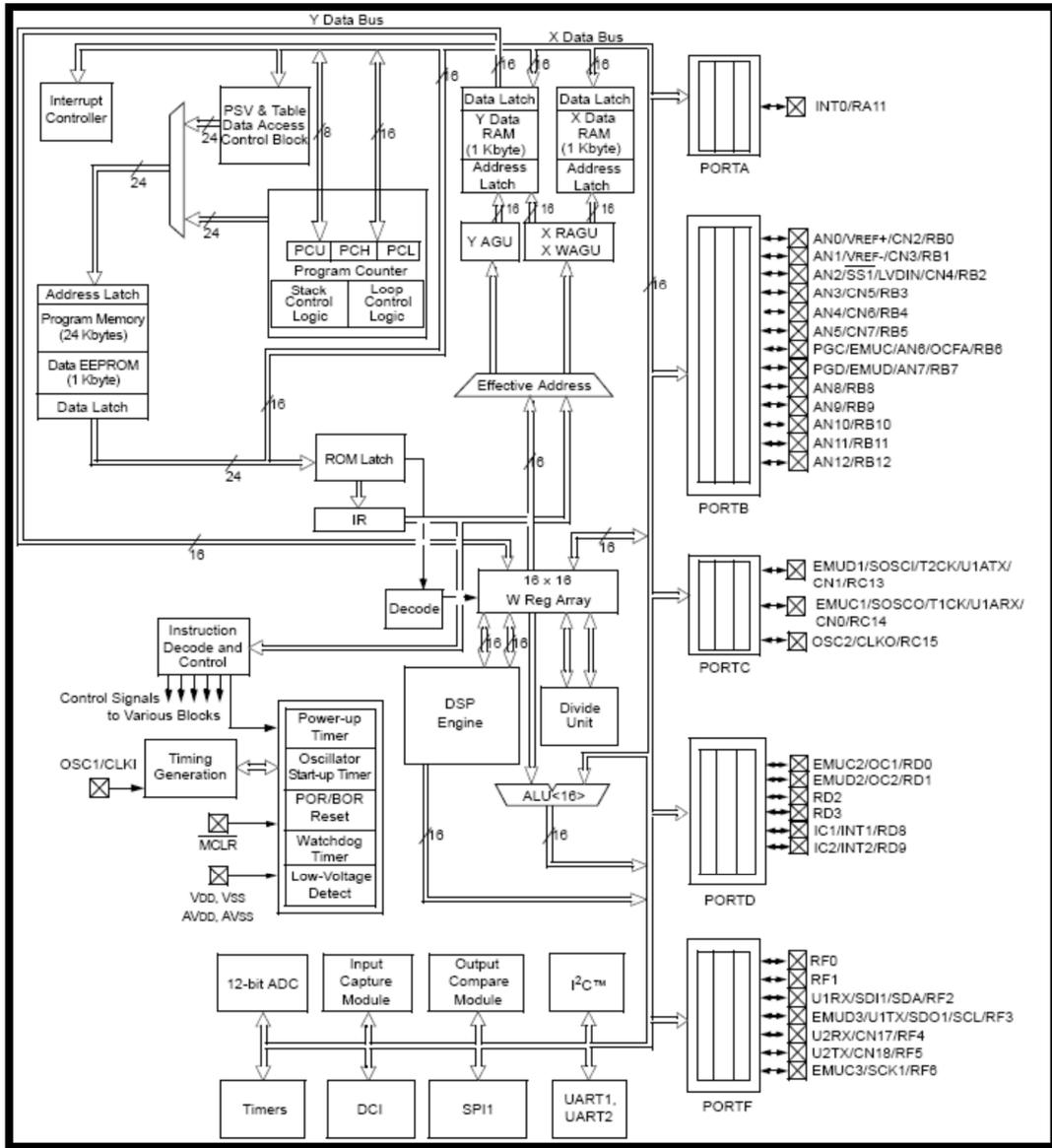
Fuente: J. M. Angulo. (2017). dsPIC Diseño Práctico de Aplicaciones. Madrid, España: Editorial McGraw-Hill.

2.7.1 Arquitectura interna

El dsPIC30F4013 admite una fuente de alimentación entre 2.5 y 5.5 VDC, tolera una temperatura interna entre -40 y 85°C y una externa entre -40 y 125°C. El rendimiento alcanza los 30 MIPS a 4.5 y 5.5 VDC. El DSC de 40 pines se sustenta en un núcleo RISC con arquitectura Harvard mejorado y una arquitectura de conjunto de instrucciones optimizadas para el empleo de compiladores C. Actuando como soporte central de información existe un banco de registros de 16x16 bits, que alimenta una ALU típica de MCU, un Motor DSP y una unidad de división.

Para potenciar la velocidad de las operaciones aritméticas complejas el Motor DSP contiene un multiplicador hardware rápido de 17x17 bits, dos acumuladores de 40 bits y un robusto registro de desplazamiento. La memoria de datos se divide en dos espacios X e Y, que pueden ser accedidos simultáneamente en las operaciones matemáticas DSP. Toda esta estructura admite operaciones MCU y operaciones DSP con 84 instrucciones de base, ejecutables en un solo ciclo de instrucción.

Figura 2. 10. Arquitectura interna del dsPIC30F4013.



Fuente: Microchip. (2017). Datasheet dsPIC30F3014/4013. U.S.A.

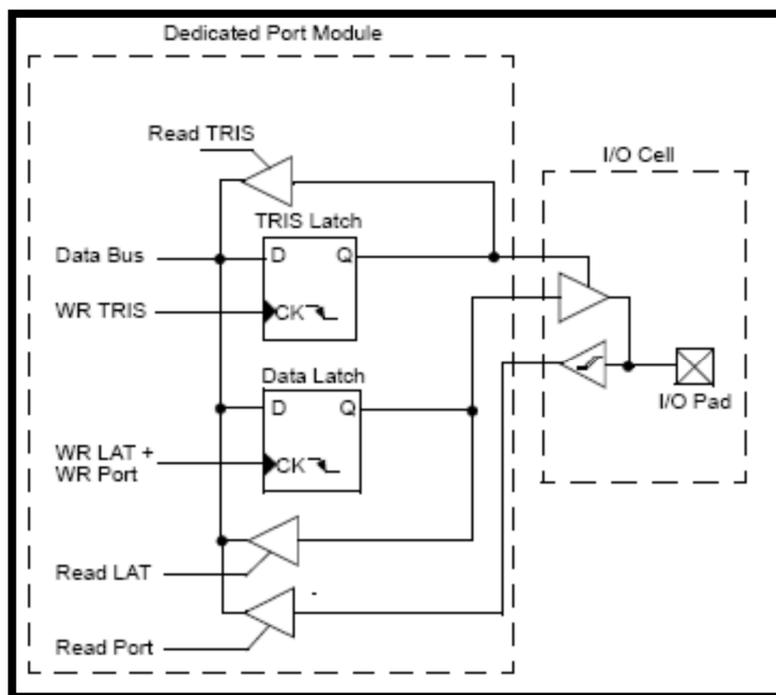
2.7.2 Puertos de entrada/salida

Los puertos de E/S del dsPIC30F4013, controla varias funciones multiplexadas, destinadas al manejo de los periféricos integrados, dedicados al control de los voltajes de alimentación, las interrupciones externas, las señales de reloj y las señales del sistema. Tiene 30 pines de E/S multifunción: 1 bit pertenece al puerto A, 13 bits al puerto B, 3 bits al puerto C, 6 bits al puerto D y 7 bits al puerto F.

Cada uno de los pines de E/S tiene asociado tres registros:

- A TRISx, registro de dirección de los datos, cada uno de sus bits determina la dirección del pin de E/S asociada.
- B PORTx, registro del puerto de E/S, una lectura de PORTx recoge el valor lógico de los pines de E/S, mientras una escritura los escribe.
- C LATx, registró tipo lach de E/S, una escritura sobre LATx escribe un valor en el puerto, una lectura de LATx lee el valor guardado en el puerto.

Figura 2. 11. Esquema interno de conexión de un pin de E/S.

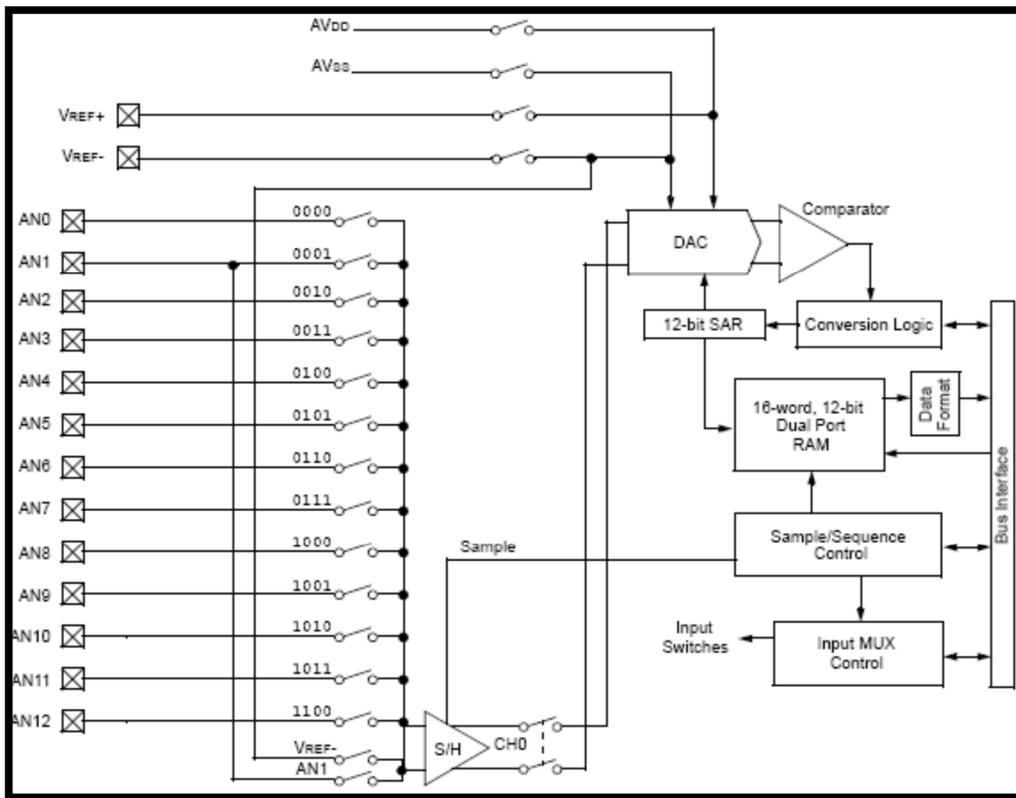


Fuente: Microchip. (2017). Datasheet dsPIC30F3014/4013. U.S.A.

2.7.3 Módulo conversor analógico digital ADC

El conversor ADC dispone de un canal CH0 con 13 entradas analógicas AN0-AN12 multiplexados en un amplificador unipolar de captura y mantenimiento (S&H). La velocidad máxima de conversión es de 200 ksps, AVDD/AVSS es la fuente de suministro para el módulo de conversión ADC y Vref+/Vref- son voltajes de referencia para la conversión.

Figura 2. 12. Esquema de la estructura interna del convertor ADC.



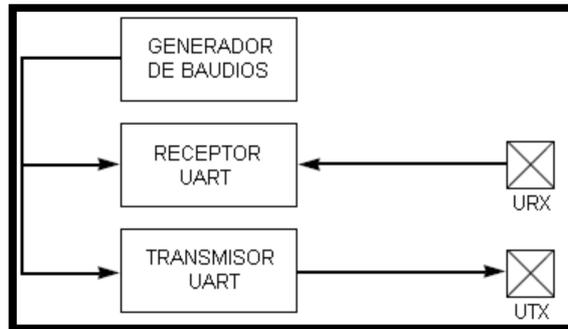
Fuente: Microchip. (2017). Datasheet dsPIC30F3014/4013. U.S.A.

Para la programación del módulo ADC se configura los seis registros: ADCON1, ADECON2, ADECON3 sirve para gobernar la operación de conversión, el registro ADCHS elige los pines de entrada analógica que se conecta a los amplificadores de S&H, ADPCFG configura los pines como entradas analógicas o E/S digitales y el registro ADCSSL selecciona las entradas que se exploraran de forma secuencial.

2.7.4 Módulo de comunicación UART

El UART es un elemento destinado a soportar la comunicación serie asíncrona y funciona de forma bidireccional, adaptándose al trabajo de muchos periféricos. La comunicación se realiza con dos líneas, una para la transmisión UTX y otra para la recepción URX, entrando y saliendo los bits a una frecuencia controlada internamente. El UART dispone de un generador de baudios con un pre-divisor de frecuencia que se encarga de generar la frecuencia de trabajo del módulo.

Figura 2.13. Esquema interno del módulo UART.

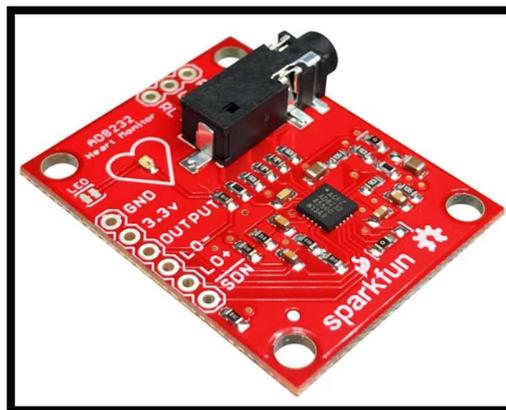


Fuente: Microchip. (2017). Datasheet dsPIC30F3014/4013. U.S.A.

La figura 2.13, muestra el esquema por bloques del módulo UART, y se distingue tres elementos hardware principales del módulo UART: generador de baudios, transmisor asíncrono UART y receptor UART. El módulo UART está compuesto por los siguientes registros: UMODE registró de modo, USTA registró de control y estado, URREG registró de recepción, UTREG registró de transmisión y UBRG registró generador de baudios.

2.8 SENSOR DE RITMO CARDÍACO AD8232

Figura 2.14. Sensor de ritmo cardíaco AD8232.

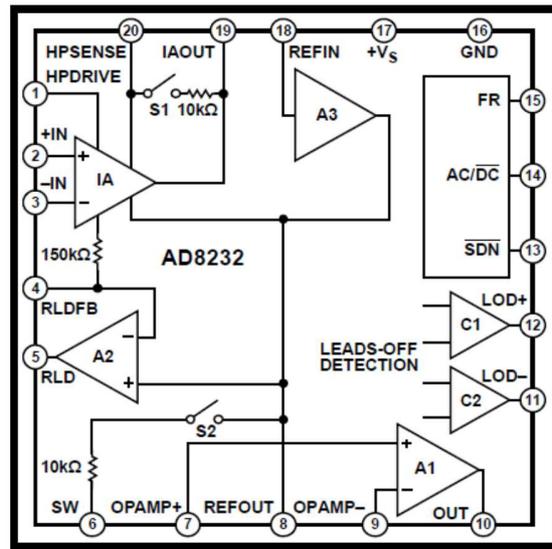


Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

El sensor de ritmo cardíaco AD8232 está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones ruidosas, como las creadas por el movimiento de los electrodos. El módulo permite realizar el acondicionamiento de la señal de

manera sencilla gracias a que tiene incorporado un amplificador de instrumentación IA, amplificador operacional A1, amplificador de la pierna derecha RLD A2, un buffer A3 y un circuito estabilizador rápido.

Figura 2.15. Diagrama interno funcional del módulo AD8232.



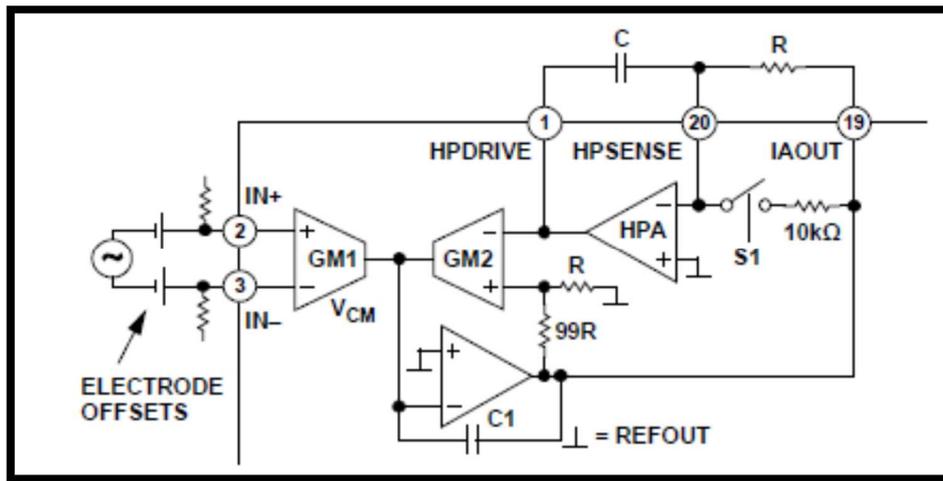
Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

2.8.1 Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación se compone por dos amplificadores de transconductancia GM1 y GM2, un amplificador de bloque DC HPA, un integrador formado por un Condensador C_1 con un amplificador operacional OP-AMP. GM1 genera una corriente de salida que es directamente proporcional a la tensión de entrada, cuando la retroalimentación es satisfactoria GM2 obtiene la tensión de entrada igual a la tensión de entrada de GM1, concediendo así la corriente de salida generada por GM1 y GM2. La corriente de error generado por GM1 y GM2 es integrado en el condensador C_1 , dando el voltaje resultante en la salida del amplificador de instrumentación IAOUT pin 19. Se diseña para realizar el acondicionamiento de las señales pequeñas, permitiendo amplificar y filtrar las señales DC casi simultáneamente. El circuito de la figura 2.19 permite amplificar la señal de ECG en un factor de 100 veces, pero rechaza las compensaciones de electrodo tan grande como ± 300

mV. Para lograr compensar el rechazo se adiciona un circuito RC entre la salida del amplificador de instrumentación HPSENSE pin 20 y HPDRIVE pin 1.

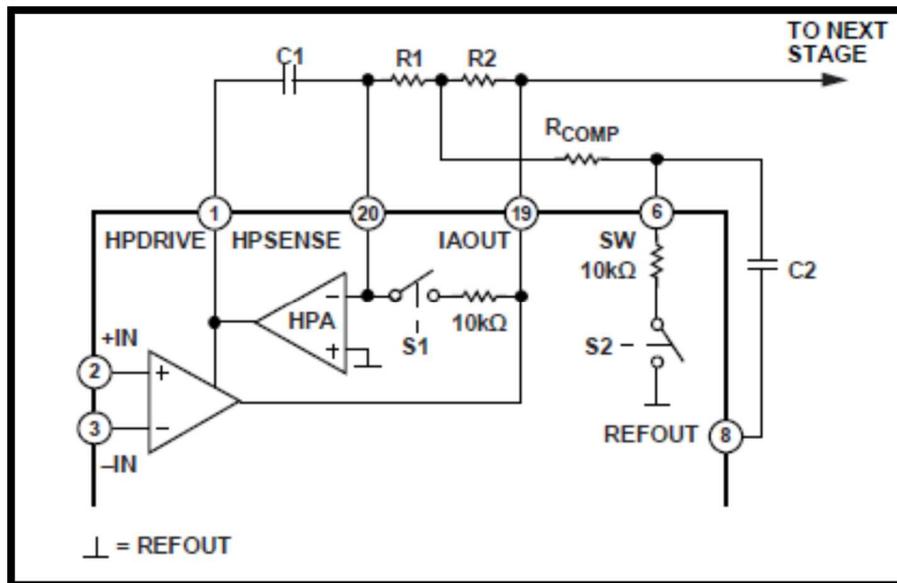
Figura 2.16. Amplificador de Instrumentación.



Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

Para obtener un mayor filtrado o atenuación de las señales de baja frecuencia, se agrega un circuito RC (R_2 , C_2) y una resistencia R_{comp} en el circuito del amplificador de instrumentación, formando un filtro pasa alto de segundo orden.

Figura 2.17. Filtro pasa alto de segundo orden.



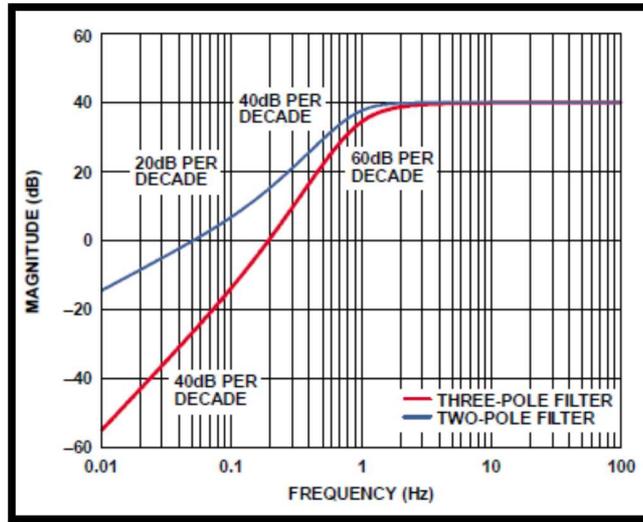
Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

Este circuito permite que una frecuencia de corte más baja con valores de R , C y la resistencia R_{COMP} bajos, se puede usar para controlar la Q del filtro para lograr filtros de pasa banda estrecha (para la detección de la frecuencia cardíaca) o el máximo de banda de paso (para monitoreo cardíaco), se obtiene un buen filtrado de las señales si se considera que los valores sean: $R_1 = R_2$, $C_1 = C_2$ y $R_{COMP} = 0.14 R_1$, la fórmula para calcular la frecuencia de corte se muestra en la ecuación 14.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (14)$$

Se considera que un valor muy bajo de R_{COMP} puede provocar que el circuito sea inestable para el filtrado de las señales ECG.

Figura 2.18. Frecuencia de corte de segundo y tercer orden.

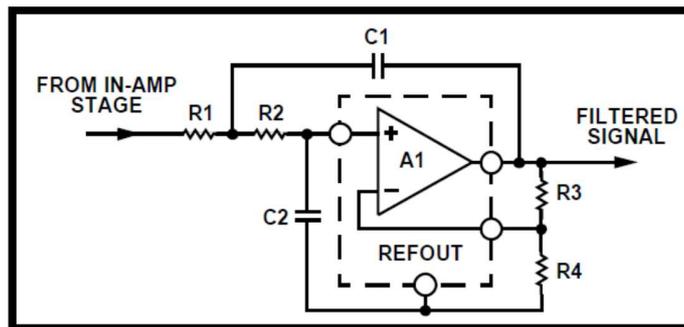


Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

2.8.2 Amplificador operacional A1

El amplificador operacional incorporado en el módulo AD8232 se utiliza como un filtro pasa bajo, que permite filtrar ruido de alta frecuencia y añade una mayor ganancia a la señal de salida, en la figura 2.19 se muestra el circuito del filtro pasa bajo de dos polos con topología Sallen-Key, esto se logra con un sencillo filtro RC.

Figura 2.19. Circuito de filtro pasa bajo de segundo orden.



Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A

Para el cálculo de la frecuencia de corte del circuito, ver figura 2.23, se utiliza la ecuación 15, y para el cálculo de la ganancia se aplica la ecuación 16.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1C_1R_2C_2)}} \quad (15)$$

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4} \quad (16)$$

$$Q = \frac{\sqrt{(R_1C_1R_2C_2)}}{R_1C_2 + R_2C_2 + R_1C_1(1 - Gain)}$$

Cambiar la ganancia tiene un efecto en Q y viceversa, los valores comunes para Q son 0.5 para evitar picos, 0.7 para amplitud máxima y corte brusco. Un alto valor de Q se puede utilizar en aplicaciones de banda estrecha para aumentar el pico y la selectividad del filtro pasa banda. Un procedimiento de diseño común es establecer: $R_1 = R_2 = R$ y $C_1 = C_2 = C$, reemplazando estas variables en la ecuación 15 se obtiene la ecuación 17.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (17)$$

$$Q = \frac{1}{3 - Gain}$$

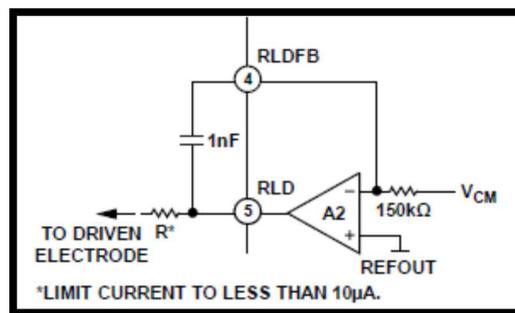
Q se puede controlar ajustando la ganancia con R_3 y R_4 , esto limita la ganancia a ser menor que tres, para valores de ganancia iguales o mayores que tres, el circuito se vuelve inestable. Una modificación simple que permite mayores ganancias es hacer que el valor de C_2 sea al menos cuatro veces mayor que C_1 .

2.8.3 Amplificador de pierna derecha A2

El amplificador de pierna derecha RLD pin 5, invierte la señal de modo común que está presente en las entradas del amplificador de instrumentación IA. Si la corriente de salida del amplificador A2 es inyectado en la pierna derecha del paciente esto compensa las variaciones de voltaje de modo común, mejorando así el rechazo de modo común del circuito

RLD. Se puede construir un integrador solo con conectar un condensador entre las terminales RLD FB pin 4 y RLD pin 5 como se muestra en la figura 2.24. La hoja de datos de AD8232 indica que un buen valor del condensador es de 1nF, colocando a la frecuencia de cruce alrededor de 1 kHz (la frecuencia con la que el amplificador tiene una ganancia de unidad de inversión). La configuración resulta en aproximadamente 26 dB de ganancia de bucle disponible en un rango de frecuencia de 50 Hz a 60 Hz para línea de rechazo de modo común.

Figura 2.20. Circuito de Pierna Derecha RLD.



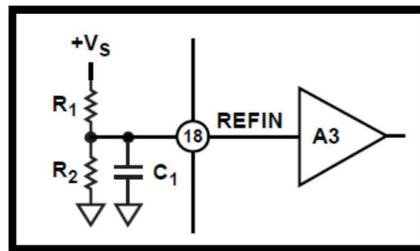
Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

Cuando el capacitor tiene un mayor valor se reduce la frecuencia de cruce, reduciendo así la ganancia que está disponible en el amplificador, aumentando así el ruido. El condensador con un valor inferior moverá la frecuencia de cruce a la frecuencia más alta, permitiendo una mayor ganancia.

2.8.4 Buffer de referencia A3

El modulo incluye un búfer de referencia para crear una conexión virtual entre la tensión de alimentación y la masa del sistema. Las señales presentes en la salida del amplificador de instrumentación están referenciadas alrededor de esta tensión. Si hay tensión de entrada con el valor cero, la tensión en la salida del amplificador de instrumentación es tensión de referencia cero.

Figura 2.21. Buffer de Referencia A3.



Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

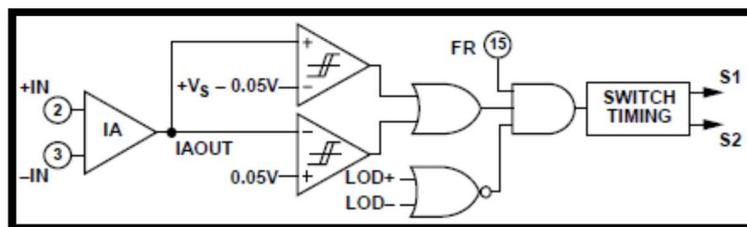
Un capacitor con un valor grande se traduce en un mejor filtrado de ruido pero tarda más en resolver la referencia después del encendido. El tiempo total que tarda la referencia a resolver es dentro de 1 %, puede ser calculado por la siguiente ecuación:

$$T_{resolver_referencia} = 5 \times \frac{R_1 R_2 C_1}{R_1 + R_2} \quad (18)$$

2.8.5 Circuito de establecimiento rápido

La baja frecuencia de corte utilizado en los filtros pasa alto, y señales de baja frecuencia que pasan, requiere de varios segundos para estabilizarse, este tiempo de retraso resulta frustrante para el usuario, cuando se conecta por primera vez los electrodos. Para mejorar la salida del amplificador de instrumentación IA se conecta a un comparador que detecta una condición de saturación cuando su tensión enfoque 50 mV, cerrando los interruptores S1 y S2.

Figura 2.22. Circuito de establecimiento rápido.



Fuente: Analog Devices, (2018). Datasheet AD8232. Norwood, U.S.A.

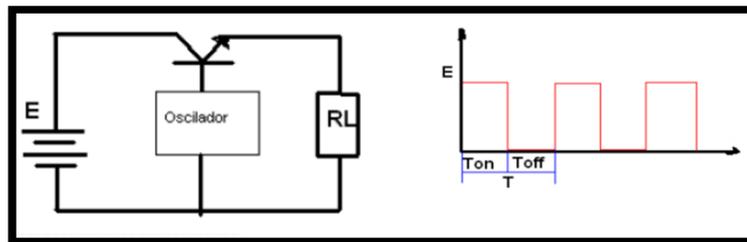
Los interruptores permiten dos diferentes tipos de caminos, con una resistencia de 10 kΩ, un camino será entre IAOUT pin 19 e HPSENSE pin 20 y otro entre SW pin 6 y REFOUT pin 8. Durante el tiempo que lleve el interruptor S1 y S2 activado las resistencias internas quedan

en paralelo con las externas formando filtros pasa alto con una frecuencia de corte más alta que la anterior, y permitiendo de esta manera filtrar temporalmente las señales de baja frecuencia que demora el tiempo de establecimiento.

2.9 FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA

Las fuentes de alimentación conmutadas son de alta eficiencia y rendimiento porque minimizan las pérdidas en el elemento regulador, utiliza un transistor en la zona de corte y saturación, obteniendo periodos de tiempo en la que la corriente y la tensión son nulas, logrando convertir la tensión de entrada en una señal cuadrada, concepto básico de las fuentes conmutadas.

Figura 2.23. Fuente de alimentación conmutada.



Fuente: Nieto Vilardell E. (2015). Fuentes de alimentación conmutada. Cataluña, España.: Editorial Fidestec.

Se representa por la siguiente ecuación:

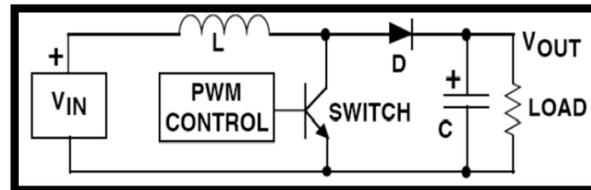
$$V_{med} = E * \frac{T_{on}}{T} \quad (19)$$

Tiene las siguientes configuraciones:

- Buck/step-down: la tensión de salida es menor que la tensión de entrada.
- Boost/step-up: la tensión de salida es mayor que la tensión de entrada.
- Buck-Boost/inverter: la tensión de salida es opuesta a la tensión de entrada.
- Flyback: posee una configuración similar que el inverter pero su funcionamiento se basa en dos o varios inductores acoplados, posee la ventaja de permitir obtener varias salidas de tensión.

La configuración: "Boost/step-up", aumenta el valor de tensión respecto a la tensión de entrada. Utiliza los siguientes componentes ordenados de la siguiente manera.

Figura 2.24. Configuración Boost/step-up.



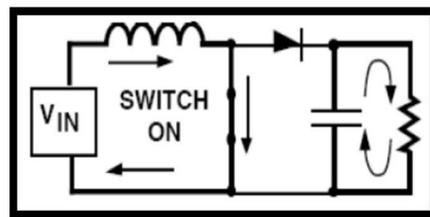
Fuente: Nieto Vilardell E. (2015). Fuentes de alimentación conmutada. Cataluña, España.: Editorial Fidestec

Se representa por la siguiente ecuación:

$$V_o = V_{in} * \frac{T}{T - T_{on}} \quad (20)$$

Cuando el switch está cerrado la corriente circula por la bobina y el transistor, y no por el diodo porque está en inversa. La corriente crecerá linealmente.

Figura 2.25. Switch on, Boost/step-up.



Fuente: Nieto Vilardell E. (2015). Fuentes de alimentación conmutada. Cataluña, España.: Editorial Fidestec.

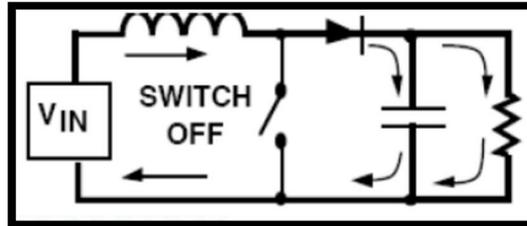
Se representa por la siguiente ecuación:

$$i_l(t_{on}) = \frac{V_{in} * T_{on}}{L} \quad (21)$$

Cuando el switch se abre, el inductor invierte la polaridad de su caída de tensión para poder mantener la misma corriente, la tensión se suma a V_{in} y la tensión de salida es mayor que

la tensión de entrada. Durante este periodo el capacitor es cargado y a su vez alimenta la carga. Cuando se pasa a saturación nuevamente el capacitor alimenta la carga.

Figura 2.26. Switch off, Boost/step-up.



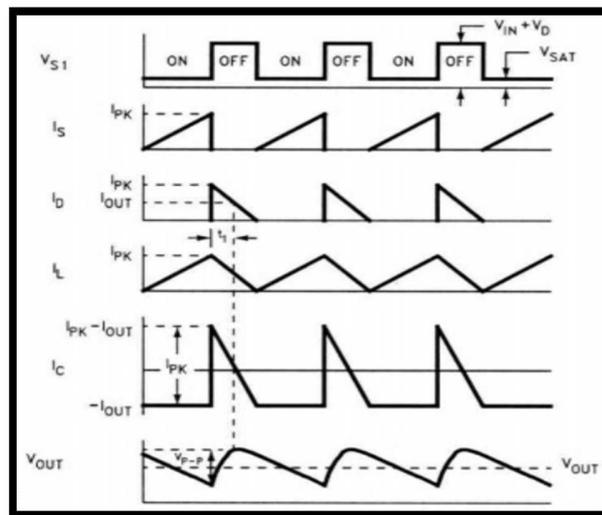
Fuente: Nieto Vilardell E. (2015). Fuentes de alimentación conmutada. Cataluña, España.: Editorial Fidestec.

Se representa por la siguiente ecuación:

$$i_l(t_{off}) = i_{pk} - \frac{(V_{out} - V_{in}) * T_{off}}{L} \tag{22}$$

La figura 2.31, muestra el diagrama de tiempo de la fuente conmutada: Boost/step-up.

Figura 2.27. Diagrama de tiempo, Boost/step-up.



Fuente: Nieto Vilardell E. (2015). Fuentes de alimentación conmutada. Cataluña, España.: Editorial Fidestec.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

La presente investigación es un estudio cuantitativo, descriptivo, ya que se realizará recopilación de información y análisis para determinar los diferentes factores de riesgo que coadyuvan con el desarrollo de las detecciones de arritmias cardiacas de un determinado paciente diagnosticado.

3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Esta tiene un diseño observacional de corte transversal, ya que se observará, en un periodo determinado las historias clínicas de 7 pacientes entre hombres y mujer de 40 a 60 años con diagnóstico de arritmias cardiacas, y que además hayan tenido factores de riesgo de esta enfermedad.

3.3 VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

Según Peters (2014, citado por Hernandez Sampieri et al., 2014, p 105) que “Una variable es una propiedad que puede fluctuar y cuya variación es susceptible de medirse u observarse”

De otra manera, en la investigación que se realiza, de acuerdo a la hipótesis planteada se definen las variables independientes y dependiente:

3.4 VARIABLE INDEPENDIENTE

Y1: Sexo, Hombre, mujer, se refiere a las características biológicas y fisiológicas que definen al varón y a la mujer. Revisando el historial clínico.

Y2: Edad, Personas de mayor de 40 años a 60. Revisando el historial clínico.

Y3: Red neuronal, Clasificador de tipos de arritmias mediante imagen. Revisando el historial clínico.

3.5 VARIABLE DEPENDIENTE

X1: Presencia de complicaciones vasculares, análisis basados al peso del paciente. Revisando historial clínico.

X2: Clasificador, arritmias cardiacas, mediante captura se señales ECG.

3.6 POBLACIÓN Y MUESTRA

Contexto: La población considerada en la presente investigación fue de 7 pacientes entre hombre y mujeres diagnosticados con inicio de arritmias cardiacas “bradicardia” y la bradicardia afecta principalmente a las personas mayores, pero puede afectar a personas de cualquier edad, incluso a niños muy pequeños.

Puede tener una de dos causas: el sistema nervioso central no comunica al corazón que debe bombear más o el nódulo S.A. podría estar dañado. Este daño puede deberse a una enfermedad cardiovascular, el proceso de envejecimiento o defectos heredados o congénitos, o podría ser causado por ciertos medicamentos, incluso aquellos que se administran para controlar las arritmias y la presión arterial alta. Y estas personas que fueron internados en el servicio de Medicina Interna de dicho Hospital desde marzo de 2020 a marzo de 2021, para lo cual se sacó una muestra de 7 pacientes, pero por los criterios de inclusión y exclusión se tomó en cuenta a 15 pacientes con un intervalo de confianza del 65%, el mismo se hizo con el programa estadístico Epi Info versión 7.2.

Este es un Hospital de 2do nivel, que pertenece a la red Corea, se inauguró el 14 de abril de 1998, en la presidencia del Gral. Hugo Banzer Suarez, ubicado en la zona Janko Kalani de la Zona Nuevos Horizontes de la ciudad de El Alto carretera a Viacha en el Km 7, es el Hospital de referencia de dos Distritos, el distrito II y III, los centros pertenecientes a esta red son:

Tabla 3. 1. Centro de clínicas más cercanos a la investigación.

Centro de Salud Villa Adela	Hospital corea
Centro de Salud 1º de mayo	C.S. Cosmos 79
C.S. Calama	C.S. San Pedro
C.S. Luis Espinal	C.S. 3 de Mayo
C.S. San Martin	C.S. 6 de junio,

Fuente: Elaboración propio.

Participantes.

Criterios de inclusión: Se realizó bajo cumplimiento de criterios de inclusión y aplicación del método de reclutamiento consecutivo lo que significa, que se seleccionan todos los individuos que cumplen dichos criterios sin ninguna excepción con diagnósticos clínicos cardiacos.

Los pacientes que serán incluidos en el presente estudio son aquellos que han sido diagnosticados con arritmias cardiacas “bradicardia” y que cumplan las siguientes características: Edad entre 40 y 60 años.

Pacientes registrados y con historial clínico disponible en el Hospital Corea de la Ciudad de El Alto, ambos sexos, femenino y masculino.

Criterios de exclusión

Pacientes con datos clínicos incompletos, pacientes menores de 40 años y mayores de 60 años, pacientes con taquicardia un tipo de arritmia cardiaca son atendidos en consulta externa particular, pacientes que hayan fallecido a su ingreso al hospital.

3.7 AMBIENTE DE LA INVESTIGACIÓN

El presente estudio se realizó con los datos médicos de personas con arritmias cardiacas en cercanías de Medicina interna del Hospital Corea de la Ciudad de El Alto, en el periodo de estudio del mes de septiembre de 2022 a noviembre 2022.

3.8 TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN

- Recolección de datos de los análisis médicos de personas con arritmias cardiacas de los pacientes con análisis clínicos cardiacos.
- Análisis de reportes y fichas médicas.
- Historiales médicos de personas de edades, 40 a 60 años de los 7 pacientes.
- Entrevista al médico especialista en cardiología del hospital corea de la ciudad de EL Alto.

3.9 INSTRUMENTOS DE INVESTIGACIÓN

Se realizará un análisis descriptivo de las variables. Los análisis estadísticos se harán con los del programa Microsoft Office “Excel” como programa estadístico 2016, Epi Info versión 7.2. y programa Simulink de Matlab versión 8.0 y el selector de las redes neuronales creado por el mismo programa de Matlab.

3.10 PROCEDIMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

Para realizar el presente trabajo de investigación se realiza la recolección de la información de las historias clínicas de los 7 pacientes diagnosticados de los distintos tipos de arritmias cardiacas y que han sido ingresados en el servicio de medicina Interna

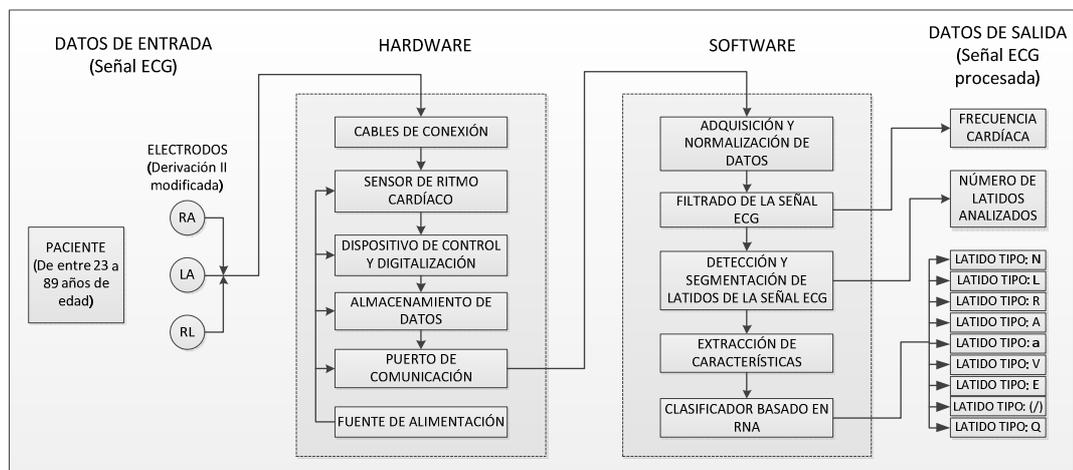
del Hospital Corea; luego se procederá a realizar y tabular una base de datos tanto en el programador del Excel 2016, como Epi Info versión 7.2. Y realizar el análisis estadístico, luego se realizará el diseño de gráficos y tablas porcentuales, y una vez verificado los datos y cargados de las imágenes de las señales SG y realizado el programa de simulink de Matlab. 8.0.

CAPÍTULO IV PROPUESTA Y TÉCNICA DEL DESARROLLO DEL PROTOTIPADO

4.1 TÉCNICAS DE SOLUCIÓN

A continuación, se muestra el diseño resultante del diagrama de bloque del sistema clasificador de arritmias cardíacas del presente trabajo de investigación y se plantea a continuación:

Figura 4. 1. Diagrama de bloque del sistema clasificador de arritmias cardíacas.



Fuente: Elaboración propio.

La figura 4.1 muestra que el sistema clasificador de arritmias cardíacas es formado por dos bloques que se define como: hardware y software.

- **Bloque hardware**, se refiere al prototipo de holter para derivación bipolar de las extremidades.
- **Bloque software**, se refiere al software de procesamiento de la señal electrocardiográfica.

4.2 DESARROLLO Y DISEÑO DEL PROTOTIPO CLASIFICADOR DE SEÑALES (ECG) DE DERIVACIÓN BIPOLAR DE LAS EXTREMIDADES

El diseño del holter para derivación bipolar de las extremidades se realiza bajo los estándares de la: AAMI (Asociación para el avance de la instrumentación médica). AAMI es una organización de desarrollo de estándares acreditada por el Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI), los procedimientos que se usa para desarrollar los

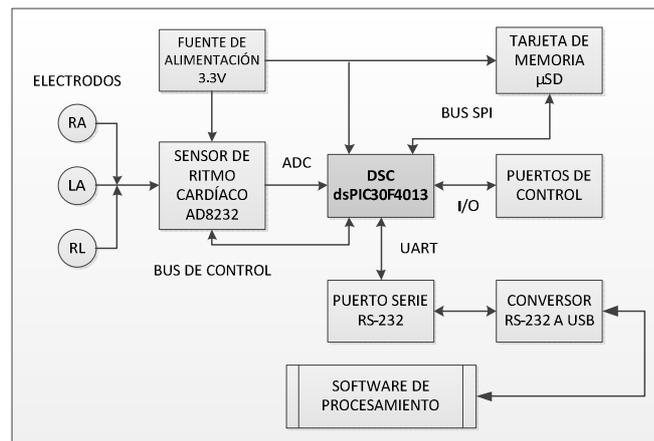
Estándares Nacionales Estadounidense cumplen con los requisitos esenciales de ANSI para la apertura, el equilibrio, el consenso y el debido proceso.

Los estándares de diseño de un Holter por recomendaciones de la AAMI son:

- Impedancia de entrada, la impedancia de entrada entre cualquier electrodo y tierra debe ser mayor a 5 MΩ.
- Ruido de entrada, el holter debe ser capaz de responder a ruidos diferenciales de 0.5 y 10 mVpp.
- Ganancia, el equipo debe contar con tres valores de ganancia: 5, 10 y 20 mm/mV. (Que corresponde a ganancias de 500, 1000 y 2000).
- Relación de rechazo de modo común (CMRR), cuando todos los electrodos se conectan a una fuente de 120 Vrms a 60 Hz a través de un capacitor de 22 pF, deberá causar una deflexión menor a 20 mmp-p. Esto equivale a tener una CMRR de 80 dB aproximadamente a dicha frecuencia.
- Protección al paciente, se protege al paciente o al operador de flujos de corriente mayores a 20 mA de cualquier electrodo a tierra física, con una tensión de prueba de 120 V a 60 Hz, por medio de un sistema de aislamiento o el uso de baterías.

El diagrama de bloque del holter para derivación bipolar de las extremidades se muestra en la siguiente figura:

Figura 4. 2. Diagrama de bloque del Holter para derivación bipolar de las extremidades.



Fuente: Elaboración propio.

Con el diagrama de bloque que se muestra en la figura 4. 2, se realiza la descripción de cada uno de los bloques.

4.2.1 Electroodos

Para registrar la señal bioeléctrica ECG es necesario de un transductor entre: corriente por iones (cuerpo humano) y corriente por electrones (instrumentación electrónica), al transductor se lo llama electrodo. De la variedad de tipos de electrodos, el holter para derivación bipolar de las extremidades utiliza electrodos de tipo: plata/cloruro de plata (Ag/AgCl).

Los electrodos de Ag/AgCl se caracterizan por un potencial de hemicelda bajo y estable, no son polarizables, de fácil fabricación, y se utiliza en aplicaciones ambulatorias por ser descartable.

Los electrodos de Ag/AgCl se forma de un disco de espuma, en la cara anterior tiene un conector tipo: *snap macho* que conecta a los cables, la cara posterior del electrodo tiene una esponja impregnada de gel conductor, el gel garantiza un buen contacto entre el electrodo y la piel del paciente y reduce la alta impedancia que presenta la capa más exterior de la piel. Se optimiza el contacto manteniendo limpia la piel con alcohol antes de colocar en su posición en el torso para eliminar la grasa de la piel.

Figura 4. 3. Composición de un electrodo descartable tipo Ag/AgCl.



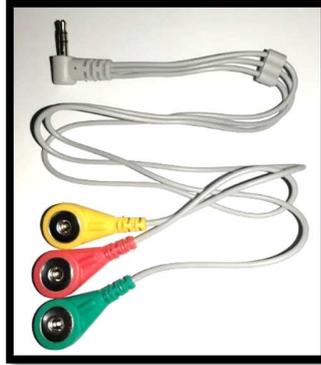
Fuente: Elaboración propio.

4.2.2 Cable de conexión para tres electrodos

El cable de conexión conecta tres electrodos al sensor de ritmo cardiaco, tiene tres conectores tipo: *snap hembra* en un extremo, y en el otro un conector de 3.5 mm macho. Los tres conectores tipo: *snap hembra*, se identifica por los siguientes colores:

- **RA**, conector de color rojo.
- **LA**, conector de color verde.
- **RL**, conector de color amarillo.

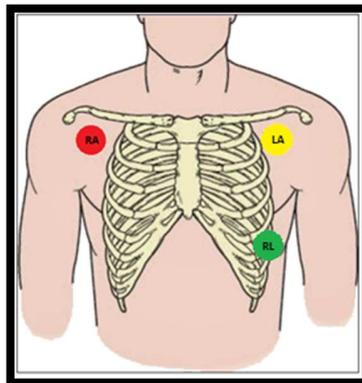
Figura 4. 4. Cable de conexión de tres derivadas.



Fuente: Elaboración propio.

El software de procesamiento utiliza la señal electrocardiográfica que se obtiene del holter configurado en derivación bipolar II modificada, la posición de los electrodos: RA, RL y LA, se ubica en la siguiente posición en el torso:

Figura 4. 5. Ubicación de los electrodos en el torso para derivación bipolar II modificada.



Fuente: Elaboración propio.

La posición de los electrodos en el torso tiene la siguiente ubicación:

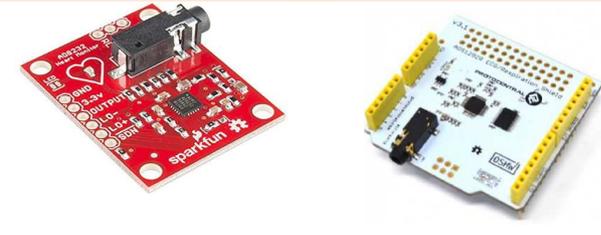
- **Electrodo RA**, se ubica en la intersección entre el eje de la clavícula derecha y segunda costilla.

- **Electrodo LA**, se ubica en la intersección entre el eje de la clavícula izquierda y segunda costilla.
- **Electrodo RL**, se ubica entre el extremo izquierdo del esternón y la quinta costilla.

4.2.3 Sensor de ritmo cardíaco

La tabla 4.1 en la cual se muestra dos sensores de ritmo cardíaco para derivación bipolar de las extremidades y tienen las siguientes características:

Tabla 4. 1. Características de los sensores de ritmo cardíaco.

SENSORES DE RITMO CARDÍACO		
Dispositivo	AD8232	ADS1292R
Fabricante	Analog Device	Texas Instruments
Descripción		
Voltaje de alimentación	2.0 V a 3.5 V	2.7 V a 5.5 V
Corriente de trabajo	170 μ A	205 μ A
Rango de temperatura de trabajo	-40 °C a 85 °C	-40 °C a 85 °C
CMRR	80 dB	120 dB
Impedancia de entrada	20 M Ω	50 M Ω
Clasificación HBM ESD	8 kV	+1 kV
Modelo de dispositivo cargado CDM	1.5 kV	+500 V
Ruido de entrada		
Ganancia	1 a 100 programable	1,2,3,4,5,6,8 y 12
Respuesta a ruido de entrada	12 μ Vpp	8 μ Vpp

Fuente: Elaboración propio.

El sensor de ritmo cardíaco que se selecciona debe cumplir con las recomendaciones de la AAMI (Asociación para el avance de la instrumentación médica):

Tabla 4. 2. Comparación de estándares de diseño de la AAMI y características de sensores de ritmo cardíaco.

RECOMENDACIONES DE DISEÑO DE LA AAMI PARA UN HOLTER	SENSOR DE RITMO CARDÍACO: "AD8232"	SENSOR DE RITMO CARDÍACO: "ADS1292R"
Impedancia de entrada: electrodo y tierra mayor a 5 MΩ	CUMPLE	CUMPLE
Ruido de entrada: voltajes diferenciales de 0.5 y 10 mVpp	CUMPLE	CUMPLE
Ganancia: 5, 10 y 20 mm/mV	CUMPLE	NO CUMPLE
Relación de rechazo de modo común CMRR: 80 dB	CUMPLE	CUMPLE

Fuente: Elaboración Propio.

De la comparación que se realiza en la tabla 4.2, el sensor de ritmo cardíaco, fabricado por: Analog Device, denominado: "Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232", cumple con las recomendaciones de diseño de la AAMI (Asociación para el avance de la instrumentación médica).

El sensor de ritmo cardíaco AD8232 debe ser configurado en hardware para su uso, considerando las variables de diseño:

Tabla 4. 3. Variables de diseño de la señal electrocardiográfica.

VARIABLE	VALOR
Rango de amplitud	0.5 – 4 mV
Rango de frecuencia	0.01 – 125 Hz
Amplificación de la señal ECG	1:100
Filtro pasa alto: f_c	0.01 Hz
Filtro pasa bajo: f_c	125 Hz

Fuente: Elaboración Propio.

La configuración en hardware del sensor de ritmo cardíaco AD8232 con variables de diseño se realiza con las siguientes ecuaciones que se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 4. 4. Ecuaciones para configuración del sensor de ritmo cardíaco.

PARÁMETRO	ECUACIÓN
Frecuencia de corte filtro pasa alto: f_c	$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1 C_1 R_2 C_2)}}$

Frecuencia de corte filtro pasa bajo: f_c

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_1 C_1 R_2 C_2)}}$$

Fuente: Elaboración propio.

Reemplazando las variables de diseño en ecuaciones que se muestra en la tabla 4.4 se obtiene los siguientes resultados:

Tabla 4. 5. Resultado de los parámetros de configuración.

PARÁMETRO	COMPONENTES
Filtro pasa alto	$R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ $R_2 = 100 \text{ k}\Omega$ $R_{comp} = 14 \text{ k}\Omega$ $C_1 = 39 \text{ }\mu\text{F}$ $C_2 = 39 \text{ }\mu\text{F}$
Filtro pasa bajo	$R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ $R_2 = 100 \text{ k}\Omega$ $C_1 = 0.35 \text{ }\mu\text{F}$ $C_2 = 0.35 \text{ }\mu\text{F}$

Fuente: Elaboración propio.

4.2.4 Diseño del dispositivo de control y digitalización

La selección del dispositivo de control y digitalización se realiza bajo las variables de diseño de la señal electrocardiográfica, ver tabla 4.3.

- **Frecuencia de muestreo**, la señal electrocardiográfica tiene un espectro en frecuencia que va desde: 0 Hz a los 125 Hz
 Por el teorema de Nyquist-Shannon se tiene la siguiente ecuación:

$$F_m = 2 * F_{maxima} \quad (23)$$

De la ecuación 23 se tiene:

$$F_m = 2 * 125 \text{ Hz}$$

$$F_m = 250 \text{ Hz}$$

El holter para derivación bipolar de las extremidades realiza el muestreo de la señal electrocardiográfica a 250 Hz.

- **Resolución del conversor**, la conversión analógica a digital (ADC) de la señal electrocardiográfica, tiene una resolución de 12 bits.

Valores de 0 a 4095 y un cambio mínimo de tensión (LSB) de:

$$LSB = \frac{V_{ref}}{2^n - 1}$$

(24)

De la ecuación 24 se tiene:

$$LSB = \frac{3.3 V}{4095} = 0.8 mV$$

- **Tiempo de adquisición**, la conversión analógica a digital se realiza por un circuito de muestreo y retención, el circuito S/H tiene un tiempo de adquisición, que se determina por la siguiente ecuación:

$$T_a = \frac{1}{F_{maxima} * 2^{n+1}}$$

(25)

Datos:

$$F_m = 250 Hz$$

$$Resolucion = 12 bits$$

Reemplazando los datos en la ecuación 25, el tiempo de adquisición mínimo requerido es:

$$T_a = \frac{1}{250 * 8192} = 0.48 \mu s$$

- Instrucciones DSP.
- Disponibilidad de compra del dispositivo en tiendas electrónicas del país.
- Libertad de diseño del circuito impreso (PCB).

La tabla 4.6, muestra dos dispositivos de control y tienen las siguientes características:

Tabla 4. 6. Características principales de dispositivos control.

DISPOSITIVOS DE CONTROL		
Tipo	DSC	MCU
Dispositivo	dsPIC30F4013	Arduino DUE (Atmel SAM3XBE)
Fabricante	Microchip	Atmel

Descripción		
Voltaje de alimentación	2.5 V a 5.5 V	1.62 V a 3.6 V
Corriente de trabajo modo ahorro	Depende del modo de trabajo y uso de periféricos	Depende del modo de trabajo y uso de periféricos
ADC	12 bits, 200 Ksps	12 bits, 1 Msps
Velocidad de la CPU	64 MHz	84 MHz
Memoria de programa	48 Kbyte	256 Kbyte
SRAM	2 Kbyte	32 Kbyte
Bus de datos	16 bits	32 bits
Instrucciones motor DSP	Si	No

Fuente: Elaboración propio.

El dispositivo de control y digitalización que se selecciona debe cumplir con los parámetros de diseño que se muestra en la tabla 4.3, para la digitalización de las muestras.

Tabla 4. 7. Comparación dsPIC30F4013 y Arduino DUE.

PARÁMETROS DE DISEÑO	DISPOSITIVO: "dsPIC30F4013"	DISPOSITIVO: "ARDUINO DUE"
Frecuencia de muestreo: 250 Hz	CUMPLE	CUMPLE
Resolución del convertor ADC: 12 bits	CUMPLE	CUMPLE
Tiempo de adquisición: 0.48 µs	CUMPLE	CUMPLE
Instrucciones DSP	CUMPLE	NO CUMPLE
Disponibilidad de compra en tiendas electrónicas del país	CUMPLE	CUMPLE
Libertad de diseño del circuito impreso (PCB)	CUMPLE	NO CUMPLE

Fuente: Elaboración propio.

De la comparación que se realiza en la tabla 4.7, el dispositivo fabricado por Microchip, denominado: "dsPIC30F4013", cumple con los parámetros de diseño que se requiere.

Las características del dispositivo: "dsPIC30F4013", se encuentra detallado en el capítulo II, Marco teórico.

4.2.5 Requerimientos de conexión del sensor de ritmo cardiaco AD8232 a dsPIC30F4013

La conexión entre el sensor de ritmo cardiaco AD8232 y el dsPIC30F4013 se realiza por el pin de salida "out" a la entrada analógica AN1, por recomendaciones del fabricante Microchip, se diseña un filtro RC para eliminar fluctuaciones en la entrada analógica. El filtro RC tiene la siguiente ecuación:

$$F_c = \frac{1}{(2*\pi*R*C)} \quad (26)$$

Datos:

- Frecuencia de corte $F_c = 125$ Hz
- $C = 1$ μ F

Reemplazando los datos en la ecuación (26) se tiene:

$R = 1061 \Omega$, el valor comercial existente es de: $R = 1$ k Ω .

La frecuencia de reloj del dsPIC30F4013 afecta a la frecuencia de reloj de la conversión A/D, se define la frecuencia de oscilación a: $F_{osc} = 8$ MHz.

El tiempo necesario para realizar una conversión A/D cuyo resultado es 1 bit se define en unidades de TAD.

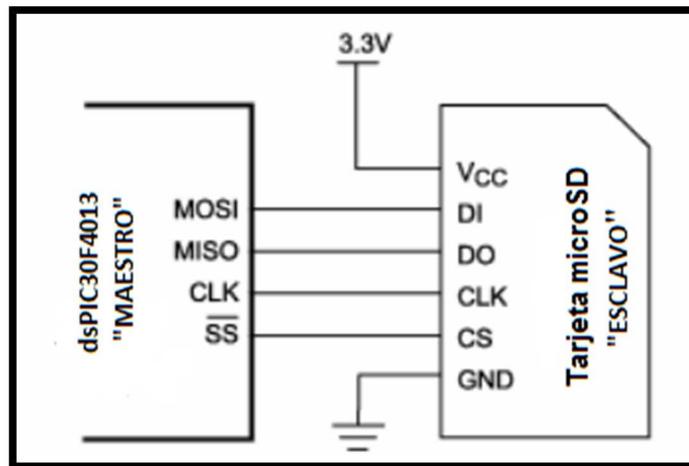
De la ecuación (25) se tiene: $TAD = 0.48 \mu$ s, significa que para realizar una conversión completa de 12 bits, la frecuencia de reloj del ADC se configura a: $F_{osc}/2 = 250$ ns.

La configuración de la frecuencia de reloj se realiza por software seleccionando una de las combinaciones de los bits disponibles $ADCS1 = 0$ y $ADCS0 = 0$, los bits corresponden al registro $ADCON1$.

4.2.6 Requerimiento de conexión de la tarjeta microSD a dsPIC30F4013

La conexión de la tarjeta micro SD al dsPIC30F4013, se realiza por el bus: interfaz de puerto serial (SPI), con la configuración sincrónica, se obtiene una comunicación full dúplex, entre los dispositivos: "Maestro" (dsPIC30F4013) y "Esclavo" (tarjeta micro SD). El establecimiento de la comunicación depende únicamente del dispositivo maestro: dsPIC30F4013.

Figura 4. 6. Conexión tarjeta Micro SD a dsPIC30F4013.



Fuente: Elaboración propio.

El protocolo de comunicación que se configura en el maestro dsPIC30F4013 es el: MODO SPI, el maestro y esclavo interactúan enviando cadenas de bytes según la solicitud.

Las secuencias de bytes cuando interactúa: "Maestro" (dsPIC30F4013) y "Esclavo" (tarjeta microSD) son las siguientes:

- **Para inicializar la tarjeta micro SD**, el maestro envía una secuencia de seis bytes: 0x40, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x95, si se confirma datos correctos, el esclavo responde con: 0x01.
- **Para seleccionar el protocolo de comunicación: MODO SPI**, una vez inicializado se selecciona el protocolo de comunicación: MODO SPI, con el pin CS a 0 V, el maestro envía la siguiente secuencia de 6 bytes: 0x41, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xFF), si se confirma datos correctos, el esclavo responde acertadamente con: 0x00.
- **Para configurar bloque de lectura y escritura**, para la lectura y escritura de un bloque de 512 bytes, el maestro envía la secuencia bytes: 0x50, 0x00, 0x00, 0x02, 0x00, 0xFF, si se confirma datos correctos, el esclavo responde afirmativamente con: 0x00.
- **Control de inactividad**, continuamente el maestro envía el byte: 0xFF al esclavo para mantener en alto las operaciones de lectura y escritura.

La tarjeta microSD que utiliza el holter de tres derivaciones tiene las siguientes características:

- **Tamaño**, 15mm de alto, 11 mm de ancho y 1 mm de grosor.
- **Formato**, FAT 32.
- **Versión**, SD con una velocidad mínima de 2 MB/s.
- **Capacidad**, a partir de 512 MB.

Figura 4. 7. Tarjeta Micro SD.



Fuente: DataSheet.

4.2.7 Diseño de la programación del módulo UART dsPIC30F4013

La transmisión de datos entre el dsPIC30F4013 y el software de procesamiento se realiza por el puerto serie RS232. La velocidad de transmisión (bps) del puerto serie se obtiene considerando los siguientes cálculos.

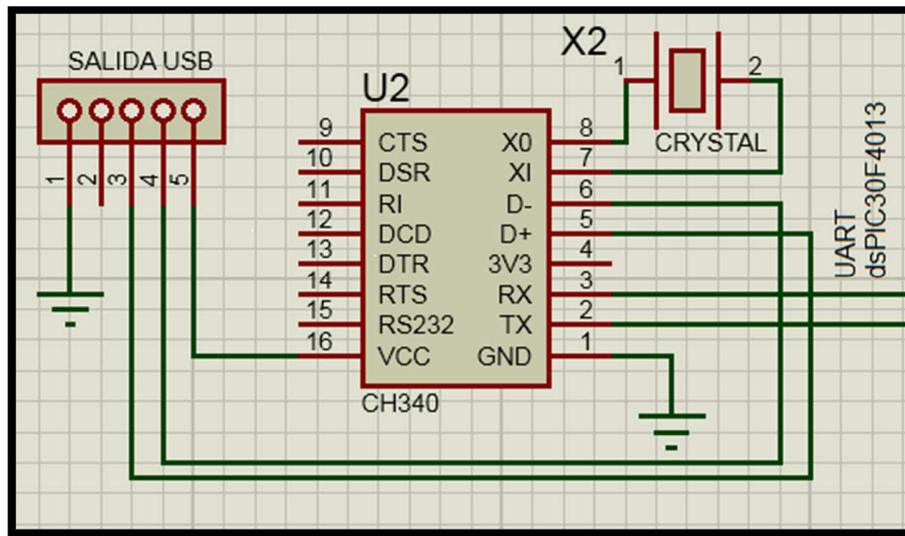
Los datos que se transmite se componen de 5 dígitos (4 dígitos para datos y 1 dígito para signo), cada dígito se cambia a un nuevo formato: cadena (string), para facilitar la transmisión.

La transmisión de 5 dígitos requiere de: $5 \text{ bytes} * 250 \text{ muestras por segundo} = 1250 \text{ Bps}$.

La UART transmite datos a 1250 Bytes por segundo, lo que es igual a 10000 bits por segundo. La configuración estándar de la velocidad en hardware y software es de: 14400 bps (no existe la configuración de 10000 bps).

Las computadoras modernas no incluyen el puerto serie RS232, se soluciona incluyendo un convertidor de RS232 a USB al circuito principal, el convertidor CH340 intercambia información simulando un puerto serie RS232 por un puerto USB.

Figura 4. 8. Conversor RS232 a USB CH340.



Fuente: Elaboración propio Mediante el Proteus 8.0.

4.2.8 Diseño de la programación de los puertos de entrada/salida

Los puertos de entrada y salida tienen la siguiente configuración:

Puerto de entrada, conecta a dos pulsadores, con la siguiente función:

- **Pulsador 1**, activa el modo de funcionamiento: “EN LÍNEA”.
- **Pulsador 2**, activa el modo de funcionamiento: “FUERA DE LÍNEA”.

Puerto de salida, conecta a señales luminosas (leds) y una alarma audible (buzzer), con la siguiente función:

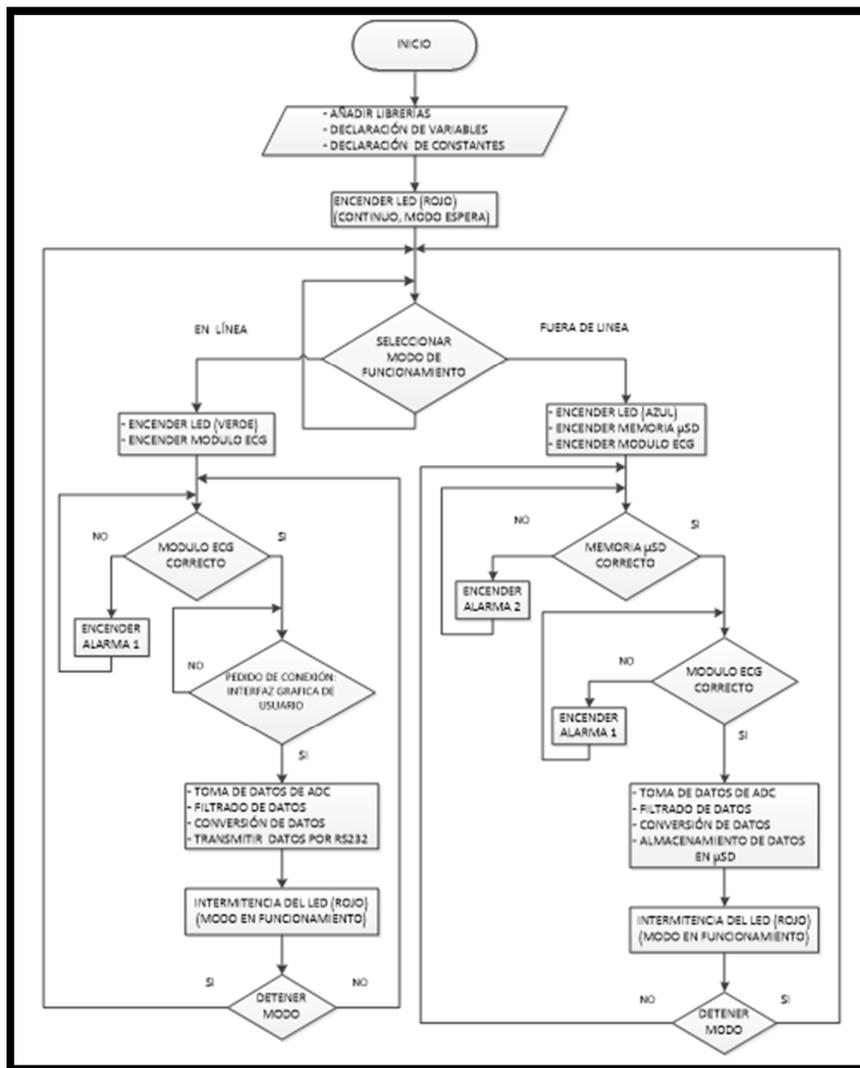
- **Led rojo**, tiene dos estados:
 - Encendido constante: modo espera.
 - Encendido con parpadeo: modo en ejecución.
- **Led verde**, tiene un estado:
 - Encendido constante: entra en funcionamiento el modo: “EN LÍNEA”.
- **Led azul**, tiene un estado:
 - Encendido constante: entra en funcionamiento el modo: “FUERA DE LÍNEA”.

- **Buzzer**, se activa si se detecta fallos en el sensor de ritmo cardiaco o en la tarjeta microSD.

4.2.9 Firmware dsPIC30F4013

El firmware que ejecuta el controlador digital de señales dsPIC30F4013, se programa de acuerdo al siguiente diagrama de flujo:

Figura 4. 9. Diagrama de flujo firmware dsPIC30F4013.

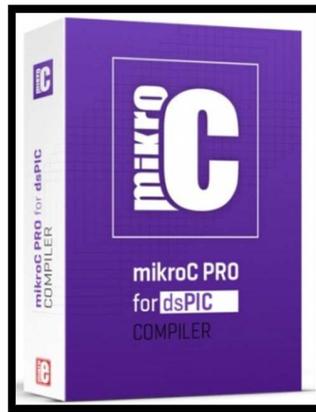


Fuente: Elaboración propio.

La figura 4.9, se muestra el diagrama de flujo de funcionamiento del firmware dsPIC30F4013, el diagrama de flujo se programa en el software “mikroC PRO for dsPIC30/33”, y tiene las siguientes características:

- Permite instalar y administrar bibliotecas de terceros.
- Compatible con dsPIC30/33 de MICROCHIP.
- Tiene bibliotecas que permite ahorrar tiempo, esfuerzo y escribir un mejor código.

Figura 4. 10. Software de programación mikroC PRO para dsPIC.



Fuente: Elaboración propio.

4.2.10 Estructura del programa

Los elementos que compone el programa son:

- Las siguientes librerías:

Tabla 4. 8. Librerías utilizadas por el programa.

LIBRERÍAS	DESCRIPCIÓN
Conversión	Se utiliza para la conversión de tipos de datos
Time	Se utiliza para el cálculo de tiempo (formato UNIX time)
ADC	Se utiliza para el funcionamiento del convertidor A/D
Memory SD	Se utiliza para operaciones con la tarjeta micro SD
SPI	Se utiliza para operaciones con el módulo SPI
UART	Se utiliza para operaciones con el módulo UART

Fuente: Elaboración propio.

- Variables y constantes:

Tabla 4. 9. Variables y constantes que se utiliza en el programa.

DECLARACIONES	TIPO	DESCRIPCIÓN
Variables: i , j	Int	Tipo entero con signo
Variables: dato_adc, estado_1, estado_2	Unsignet int	Tipo entero sin signo
Variables: ok[5], ok1[20], tempStr[10], tempStr1[10], texto[50];	Char	Tipo carácter
Constantes: nl[] = "\r\n", sep[] = ","	Char	Tipo carácter
Constantes: FILE_READ = 0x01, FILE_WRITE = 0x02, FILE_APPEND= 0x04	Int	Tipo entero con signo

Fuente: Elaboración propio.

- Directivas:

Tabla 4. 10. Directriz que requiere el programa.

DIRECTIVAS	DESCRIPCIÓN
#define on_key PORTCBITS.RC13	Pulsador "On line"
#define off_key PORTCBITS.RC14	Pulsador "Off line"
#define verde_on PORTDBITS.RD3	Led (Verde)On_line encendido
#define azul_on PORTDBITS.RD9	Led (Azul)Off_line encendido
#define estado_ok PORTABITS.RA11	Led (Rojo) estado de funcionamiento
#define buzzer PORTDBITS.RD2	Buzzer (Alarma sonora)
#define CS_ECG PORTBBITS.RB9	Chip selec ECG
#define LO_P PORTDBITS.RD0	LO+
#define LO_N PORTDBITS.RD1	LO-

Fuente: Elaboración propio.

- Configuración de puertos:

Tabla 4. 11. Configuración de puertos en el programa.

PUERTO	DESCRIPCIÓN
TRISCBITS.TRISC13=1;	Configuración como entrada (RC13) Pulsador On_line
TRISCBITS.TRISC14=1;	Configuración como entrada (RC14) Pulsador Off_line

TRISABITS.TRISA11=0;	Configuración como salida (RA11) Led Rojo
TRISDBITS.TRISD9=0;	Configuración como salida (RD9) Led Azul
TRISDBITS.TRISD3=0;	Configuración como salida (RD3) Led Verde
TRISDBITS.TRISD2=0;	Configuración como salida (RD2) Buzzer
TRISDBITS.TRISD0=1;	Configuración como entrada (RB11) LO-
TRISDBITS.TRISD1=1;	Configuración como entrada (RB10) LO+
TRISBBITS.TRISB9=0;	Configuración como salida (RB9) CS ECG

Fuente: Elaboración propio.

Funciones:

Tabla 4. 12. Funciones ejecutables del programa.

FUNCIONES	DESCRIPCIÓN
void Prueba_S_ECG();	Comprueba sensor de ritmo cardíaco
void Prueba_M_SD();	Comprueba la tarjeta microSD
void Escritura_SD ();	Se escribe en la tarjeta microSD
void Lectura_adc();	Se lee la tarjeta microSD
void On_line();	Se ejecuta el modo en línea
void Off_line();	Se ejecuta el modo fuera de línea
void initFastSPI();	Se inicia el puerto SPI
void InitTimer1();	Se inicia la interrupción por Timer 1
void InitTimer1();	Se inicia la interrupción por Timer 2

Fuente: Elaboración propio.

El código completo del firmware programado en mickroC PRO, se muestra en el Anexo C.

4.2.11 Fuente de alimentación

La tensión que proporciona dos pilas alcalinas en conexión serie es igual: $V_s = 3 \text{ V}$, no se acerca a la tensión que se requiere: $V_0 = 3.3 \text{ V}$.

Para elevar y regular la tensión de salida: $V_0 = 3.3 \text{ V}$, se diseña un regulador DC-DC tipo: Step-Up (elevador).

Las especificaciones de diseño del regulador elevador DC-DC, se define por los siguientes parámetros:

- Corriente de carga, este dato se obtiene de la hoja de datos de los dispositivos.

Tabla 4. 13. Corriente de carga total.

DISPOSITIVOS	CORRIENTE DE CARGA
DsPIC30F4013 (3.3 V, cristal de 8 MHz, Módulos activos: ADC, ALU, SPI, UART, I/O, TIMER e INTERRUPCIONES)	64.8 mA
Sensor de ritmo cardíaco AD8232	170 μ A
Tarjeta microSD	0.7 mA
C.I.: MT3608	0.4 mA
TOTAL	66.07 mA

Fuente: Elaboración propio.

- **Variables de diseño:**

Tabla 4. 14. Variables de diseño del regulador elevador DC-DC.

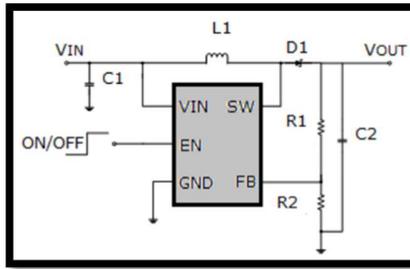
VARIABLE	VALOR
Tensión de alimentación: V_s	3.0 V
Tensión de carga: V_0	3.3 V
Frecuencia de conmutación: f	1.2 MHz
Corriente de carga: I_0	66.07 mA

Fuente: Elaboración propio.

El circuito de control del regulador elevador DC-DC, se implementa con el circuito integrado MT3608, tiene las siguientes características:

- Convertidor DC-DC
- Voltaje de entrada: 1 - 24 V
- Voltaje de salida regulable: 2 - 28 V
- Corriente de carga máxima: 2 A
- Potencia de salida: 6 W
- Eficiencia de conversión: 97 % máx.
- Frecuencia de conmutación: 1.2 MHz

Figura 4. 11. Circuito de aplicación regulador elevador DC-DC.



Fuente: Elaboración propio.

El modelo matemático del circuito de control MT3608 se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 4. 15. Modelo matemático CI: MT3608.

PARÁMETRO	ECUACIÓN
Ciclo de trabajo: k	$k = \frac{V_o - V_s}{V_o}$
Corriente de rizo pico a pico: ΔI	$\Delta I = \frac{V_s k}{fL}$
Corriente promedio a la entrada: I_s	$I_s = \frac{I_o}{1 - k}$
Corriente pico del inductor: I_2	$I_2 = I_s + \frac{\Delta I}{2}$
Voltaje pico a pico de capacitor: ΔV_c	$\Delta V_c = \frac{I_o k}{fC}$
Valor critico de inductor: L_c	$L_c = \frac{k(1 - k)V_o}{2fI_o}$
Valor critico de capacitor: C_c	$C_c = \frac{kI_o}{2fV_o}$

Fuente: Elaboración propio.

Dónde:

I_o : Corriente en la carga.

V_s : Tensión de alimentación.

V_o : Tensión de carga.

f : Frecuencia de conmutación.

El resultado de los parámetros que se obtiene con ecuaciones indicadas en la tabla 4.15 son los siguientes:

Tabla 4. 16. Resultado de los parámetros de diseño.

PARÁMETRO	ELEVADOR 3.3 V
k	0.09
ΔI	0.01 A
I_s	0.02 A
I_2	0.03 A
ΔV_c	0.00072 V
L_c	0.000170 H
C_c	$284 e^{-6}$ F

Fuente: Elaboración propio.

La tensión de salida se calcula con la siguiente ecuación:

$$= V_{ref} * \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \quad (27)$$

Datos:

- $V_0 = 3.3$ V
- $R_2 = 1$ k Ω
- $V_{ref} = 0.6$ V

Reemplazando los datos en la ecuación 27, se tiene:

Para la tensión de salida de $V_0 = 3.3$ V, R_1 tiene el valor de 4500 Ω .

El tiempo de autonomía se calcula con la siguiente ecuación:

$$\text{Tiempo de autonomía} = \frac{\text{Capacidad de la pila AA (mAh)}}{\text{Corriente de carga (mA)}} \quad (28)$$

$$\text{Tiempo de autonomía} = \frac{2900 \text{ mAh}}{66.07 \text{ mA}} = 43.89 \text{ h}$$

El tiempo de autonomía eficaz se calcula con la siguiente ecuación:

$$\text{Tiempo de autonomía eficaz} = \text{Tiempo de autonomía} * 0.7 \quad (29)$$

Dónde: 0.7 es el factor de seguridad.

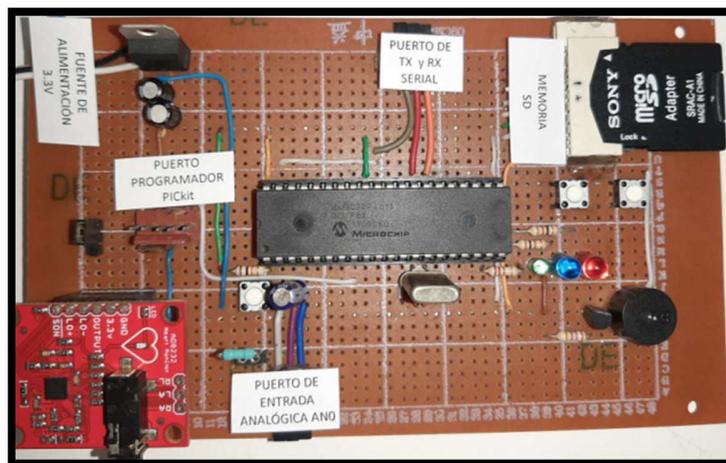
$$\text{Tiempo de autonomía eficaz} = 43.89 \text{ h} * 0.7$$

$$\text{Tiempo de duracion eficaz} = 30.72 \text{ h}$$

4.2.12 Circuito impreso

El diseño del circuito impreso, se realiza a partir del prototipo inicial:

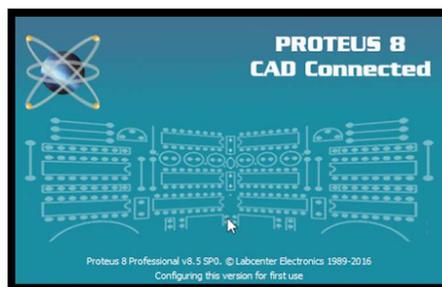
Figura 4. 12. Prototipo de la fuente inicial.



Fuente: Elaboración propio.

El circuito impreso se diseña con el software de diseño y simulación: "Proteus CAD 8.o", es un programa que permite realizar circuitos electrónicos, simular y diseñar el circuito impreso.

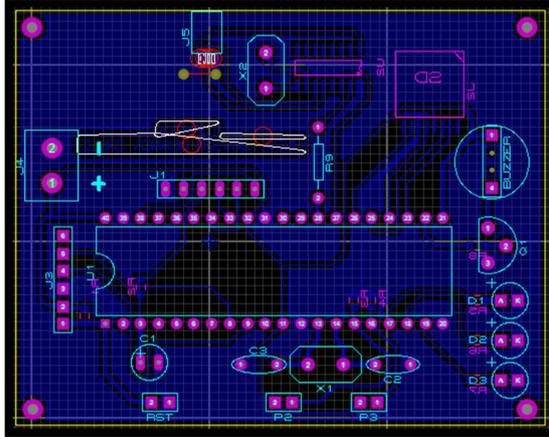
Figura 4. 13. Proteus CAD 8.



Fuente: Elaboración propio.

El circuito impreso se diseña con los siguientes componentes y dispositivos: controlador digital de señal dsPIC30F4013, sensor de ritmo cardiaco AD8232, zócalo de tarjeta micro SD, conversor CH340, cristal de cuarzo de 8 y 12 MHz, led de señalización, pulsador de cuatro contactos, buzzer activo, capacitores y resistencias.

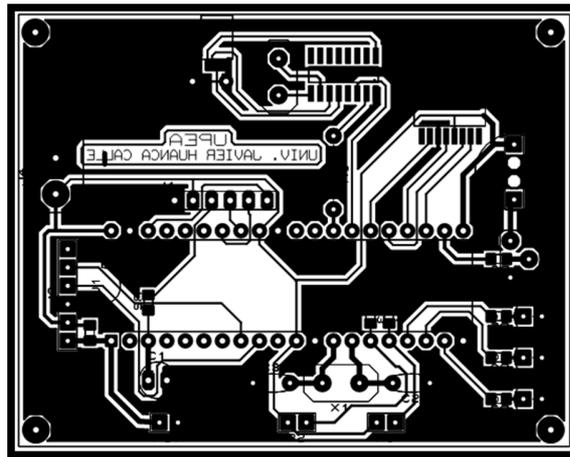
Figura 4. 14. Diseño del circuito impreso PCB en Proteus CAD 8.



Fuente: Elaboración propio

El diseño del circuito impreso concluye con el quemado del negativo PBC en placa virgen en una solución de perclorato de hierro.

Figura 4. 15. Circuito negativo PBC.



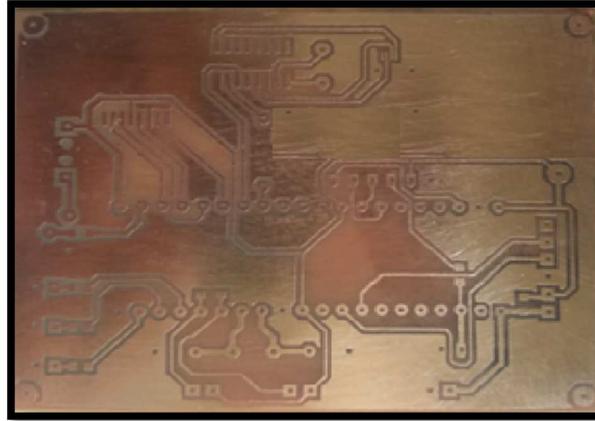
Fuente: Elaboración propio.

Los materiales utilizados para el quemado del negativo PBC en placa virgen:

- Placa Virgen: 10 x 5 cm
- Perclorato de hierro

- Mini Taladro: broca 1/16"
- Bandeja de plástico

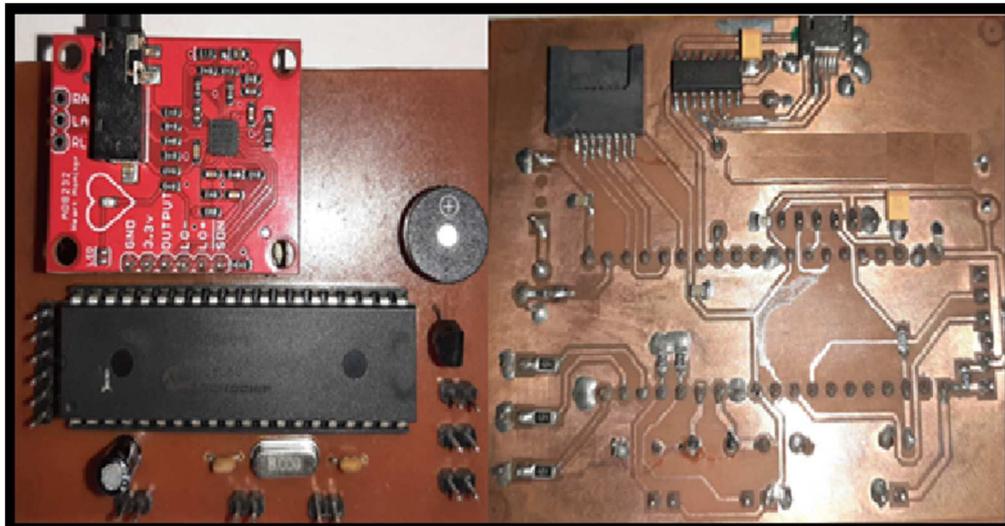
Figura 4. 16. Circuito impreso quemado en placa virgen.



Fuente: Elaboración propio.

La placa fue diseñada por el Proteus 8.0, como se puede evidenciar la estructura de los caminos del circuito impreso para que los componentes electrónicos sean soldados en la placa madre.

Figura 4. 17. Placa armada con los componentes y el respectivo estaño de soldadura.



Fuente: Elaboración propio

Figura 4. 18



Fuente: Elaboración propio.

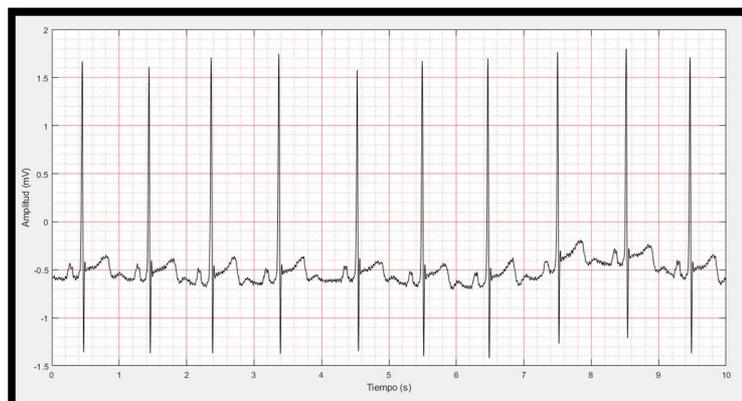
En la Figura 4. 18. se puede ver ya ensamblado los módulos de la placa del Holter. Se tiene el armado general con las placas de PVC. Con los botones de comando ya establecidos.

4.3 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL HOLTER PARA DERIVACIÓN BIPOLAR DE LAS EXTREMIDADES

Las pruebas realizadas al holter para derivación bipolar de las extremidades son las siguientes:

- **Funcionamiento del sensor de ritmo cardíaco**, se realiza la adquisición de la señal electrocardiográfica por 10 segundos, se verifica parámetros en amplitud y tiempo correcto.

Figura 4. 19. Prueba del sensor de ritmo cardíaco, muestra de 10 s.



Fuente: Elaboración propio.

Tabla 4. 17. Prueba de la tarjeta microSD.

TIEMPO DE ADQUISICIÓN	ARCHIVO GENERADO	TAMAÑO DEL ARCHIVO
1 hora	DATOS_ECG.TXT	18.3 MB
24 horas	DATOS_ECG.TXT	480.2 MB

Fuente: Elaboración propio.

La estructura del archivo: "DATOS_ECG.TXT", se forma por dos columnas:

- La primera columna con el nombre: "MUESTRAS", indica el número de muestra que se realiza.
- La segunda columna con el nombre: "DATOS", indica el valor de la muestra.

Figura 4. 20. Estructura del archivo "DATOS_ECG.TXT".



Fuente: Elaboración propio.

4.4 DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DE PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

No existe un procedimiento estándar, pero se define pasos de diseño del software de procesamiento. Los pasos de diseño siguen con los lineamientos generales estudiados durante la carrera y se basa en pruebas de funcionamiento hasta conseguir una respuesta ideal.

Los pasos de diseño son:

- Herramientas de diseño y programación.
- Adquisición y normalización de la señal electrocardiográfica.
- Filtrado de la señal electrocardiográfica.

- Detección de latido de la señal electrocardiográfica.
- Extracción de características del latido.
- Clasificador basado en redes neuronales artificiales.
- Interfaz gráfica de usuario.

4.4.1 Herramientas de diseño y programación

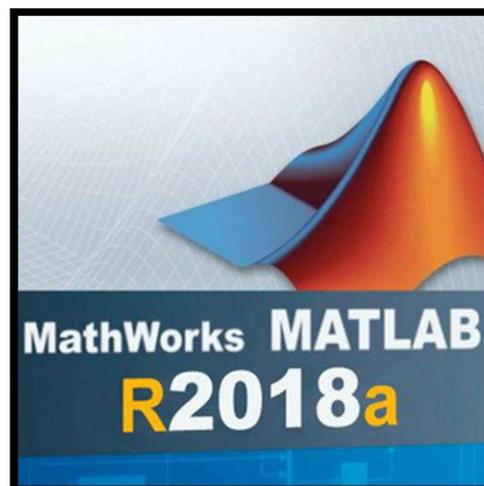
Las herramientas que se utiliza para el diseño y programación del software de procesamiento son: software de programación Matlab y la base de datos de la MIT-BIH.

4.4.2 Software de programación MATLAB

Matlab es un software de laboratorio matricial con un entorno completo para la visualizar datos la cual tiene varias herramientas para resolver problemas matemáticos y científicos.

La herramienta: “Toolbox, Neural Network”, tiene funciones predefinidas para diseñar, modelar y simular diferentes tipos de modelos neuronales.

Figura 4. 21.



Fuente: Diseño de la aplicación de MATLAB 2018.

MATLAB R2018 tiene las siguientes características:

- Computación técnica y visualización de datos.
- Resuelve problemas matemáticos y científicos.
- Se visualiza datos y herramientas informáticas.
- Soporte para secuencias y comandos de alto nivel.

- Entorno potente para diseño de algoritmos de redes neuronales.
- Crea gráficos y manipule datos de manera interactiva.
- Compatibilidad con gráficos 2D y 3D y funciones de trazado.
- Interactúa con otros lenguajes de programación: Java, Python, C / C ++.
- Funciones de modelado e implementación.
- Espacio de trabajo completo con funciones de depuración.
- Analiza los conjuntos de datos y crea modelos.

4.4.3 Base de datos de arritmias de la MIT-BIH

La MIT (Instituto de Tecnología de Massachusetts, USA), tiene una base de datos de señales electrocardiográficas de arritmias, elaborada en colaboración con BIH (Centro Médico Beth Israel Deaconess) desde 1975.

La base de datos contiene más de 40 registros Holter (monitorización del registro electrocardiográfico por tiempo prolongado a una persona en movimiento) obtenidas por el BIH (Centro Médico Beth Israel Deaconess) desde 1975 a 1979. El 10 % de las grabaciones pertenecieron a pacientes hospitalizados y el 10 % restante a pacientes no ingresados. Los primeros 11 registros (numerados del 10 al 12) están escogidos al azar de este conjunto de pacientes y los restantes registros (numerados del 12 al 15) son seleccionados para incluir fenómenos clínicamente importantes pero raros que no serían bien representados en una muestra aleatoria.

El primer grupo pretende servir como muestra de la variedad de formas de onda presentes en un ECG con pacientes clínicos sin enfermedades graves, y el segundo grupo lo forman los registros que contienen episodios como taquicardia ventricular o arritmias y por lo tanto pueden presentar dificultades para los detectores de arritmias. Los 48 registros que contiene la base en total son de 30 minutos y 5 segundos de duración cada uno. Los sujetos de los que se tomaron los registros fueron 2 hombres de entre 40 y 60 años, y 2 mujeres de entre 43 y 49 años.

Cada registro de ECG contiene dos señales, la primera señal es la MLII (derivación bipolar II modificada) obtenida con la colocación de los electrodos en el pecho del paciente, la segunda señal es casi siempre la V1 (derivación precordial) salvo en algunos casos en que son V2 o V5 (también derivaciones precordiales).

Los registros contienen anotaciones hechas por un detector simple de QRS, revisadas y completadas por dos cardiólogos de forma independiente, que sirve para interpretar y poder entender cada ECG. Contienen etiquetas de cada latido, etiquetas de ritmo cardíaco, etiquetas de calidad de la señal y comentarios. La base de datos contiene en total unas 109000 etiquetas de ritmo. Las etiquetas han sido revisadas y corregidas en ediciones posteriores, en la figura 4.22, se observa diez segundos de la forma de onda de señal MLII, esta señal tiene una etiqueta de color azul (L).

Figura 4. 22. Latido tipo L (bloqueo de rama izquierda), extraído de la base de datos MIT-BIH (10 s).



Fuente: Elaboración propio.

La base de datos de la MIT-BIH, muestra 15 tipos diferentes de arritmias representado por los siguientes latidos:

Tabla 4. 18. Latidos presentes en la base de datos de la MIT-BIH.

Datos		QUINCE TIPOS DIFERENTES DE ARRITMIAS PRESENTES EN LA BASE DE DATOS				
MIT-BIH	Ritmo Normal (N)	Latido auricular prematuro (A)	Contracción ventricular prematura (V)	Fusión de latido ventricular y normal (F)	Ritmo acelerado (I)	
	Latido de bloqueo de rama izquierda (L)	Latido auricular prematuro aberrado (a)	Latido de escape ventricular (E)	Fusión de ritmo y latido normal (f)		
	Latido de bloque de rama derecha (R)	Latido nodal prematuro (de unión) (J)		Latido inclasificable (Q)		
	Latido de rama izquierda (L)	Latido supra				

escape auricular ventricular
 (e) prematuro o
 ectópico
 (auricular o
 nodal) (S)

Latido de
 escape nodal
 (de unión) (j)

Fuente: Elaboración propio.

Debido al tiempo de desarrollo del proyecto de investigación se utiliza el 50% de los registros de la base de datos de la MIT-BIH, aproximadamente 51600 latidos para diseñar y validar la red neuronal artificial.

Los primeros registros que se utiliza de las señales son: **100, 101, 103, 105, 106, 109, 119, 200, 202, 203, 205, 207, 208, 209, 210, 213, 214, 222, 223, 232 y 233.**

Las muestras más significativas (el mayor número de muestras existente a cada tipo de latido) dentro de los 21 registros que se utiliza, corresponde a los siguientes latidos:

1. Latido normal (N)
2. Latido de bloqueo de rama izquierda (L)
3. Latido de bloque de rama derecha (R)
4. Latido auricular prematuro (A)
5. Latido auricular prematuro aberrado (a)
6. Contracción ventricular prematura (V)
7. Latido de escape ventricular (E)
8. Ritmo acelerado (/)
9. Latido inclasificable (Q)

El software de procesamiento clasifica 9 tipos de latidos de la MIT-BIH. Los latidos excluidos tienen escasas muestras, no pueden ser validados por la red neuronal artificial.

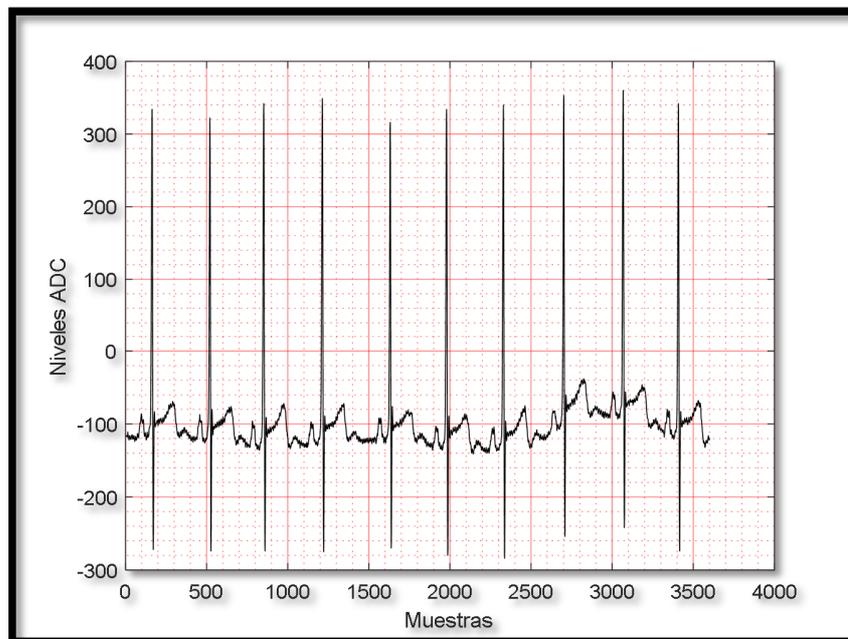
4.4.4 Adquisición y normalización de la señal electrocardiográfica

El software de procesamiento adquiere la señal electrocardiográfica, según el tipo de procesamiento a realizar:

- **Procesamiento a corto plazo (Electrocardiograma en reposo)**, se adquiere la señal electrocardiográfica directamente del holter para derivación bipolar de las extremidades. El tiempo de adquisición es programado por el usuario.
- **Procesamiento a largo plazo (Holter 2 horas)**, se adquiere la señal electrocardiográfica desde la tarjeta microSD. La señal electrocardiográfica almacenada en la tarjeta microSD tendrá una duración según el requerimiento del especialista.

En ambos casos la señal electrocardiográfica obtenida no está en el rango fisiológico de la señal que se analiza, por esta razón la señal electrocardiográfica debe ser normalizada para un correcto procesamiento.

Figura 4. 23. Señal electrocardiográfica sin normalizar.



Fuente: Elaboración propio.

La señal electrocardiográfica se normaliza con las siguientes ecuaciones:

- Resolución del conversor analógico - digital.

$$ADC_{resolucion} = (V_{high} - V_{low})/2^n \quad (30)$$

Datos:

$$V_{low} = 0 V$$

$$V_{high} = 3.3 V$$

$$n = 12$$

Reemplazando datos en la ecuación 30, se tiene:

$$ADC_{resolucion} = 0.0008056 V$$

- Señal electrocardiográfica original, la ecuación es:

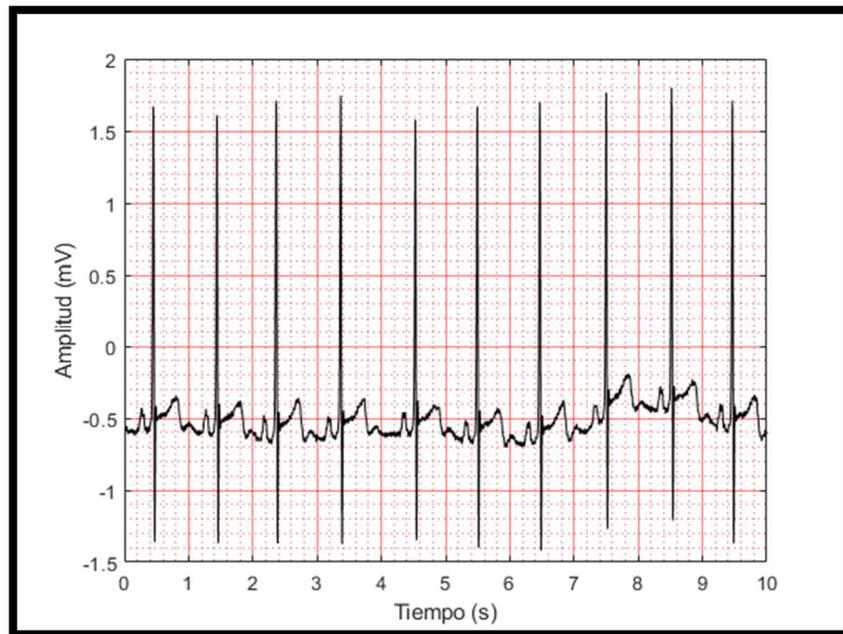
$$ECG_{salida}(n) = \frac{ECG_{entrada}(n) * ADC_{resolucion}(n)}{K} \quad (31)$$

Datos:

$$K = 1$$

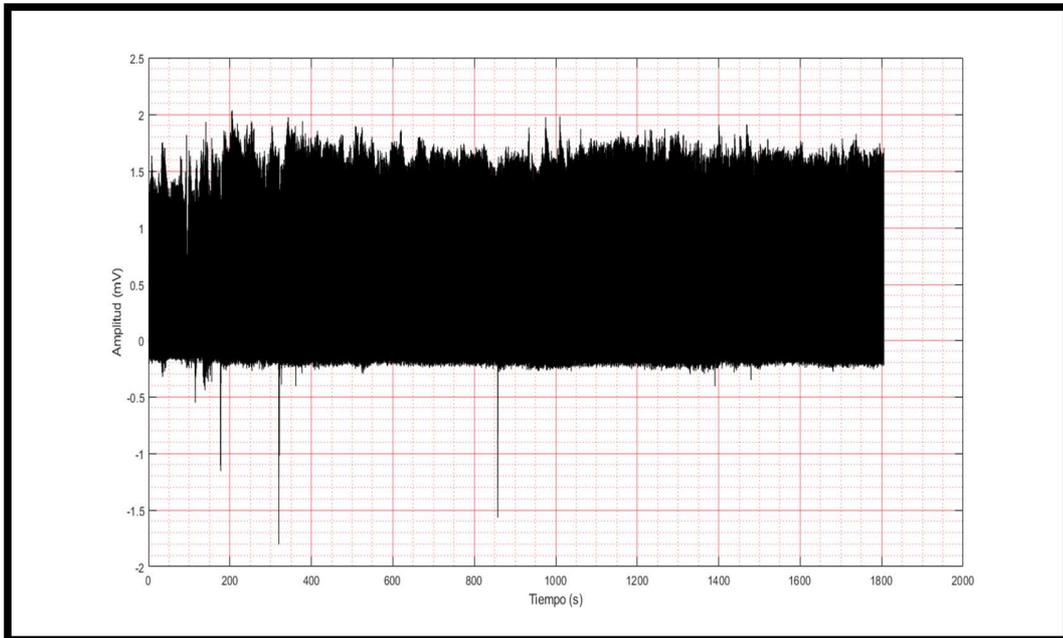
El resultado de la ecuación (31) proporciona la señal electrocardiográfica normalizada.

Figura 4. 24. Señal electrocardiográfica normalizada.



Fuente: Elaboración propio.

Figura 4. 25. Señal electrocardiográfica normalizada, con una duración de una hora.



Fuente: Elaboración propio.

4.4.5 Filtrado de la señal electrocardiográfica

Es importante que la señal electrocardiográfica esté libre de ruidos que puedan producir errores en la clasificación produciendo resultados negativos.

La señal electrocardiográfica adquirida representa la suma de los elementos:

$$x = ECG + m + r + b \quad (32)$$

Donde *ECG* es la señal electrocardiográfica real creada por la actividad cardíaca que se registra, *m* es el ruido en general, *r* es la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica, y *b* son las variaciones en la línea base.

El objetivo del filtrado de la señal electrocardiográfica es reducir al máximo las contribuciones de *m*, *r* y *b* para que la señal de salida *x* sea lo más parecida a la señal electrocardiográfica real.

4.4.6 Reducción de las variaciones de la línea base

Las variaciones de la línea base se produce debido a varios factores: la respiración, el movimiento del paciente durante la adquisición de la señal electrocardiográfica y los

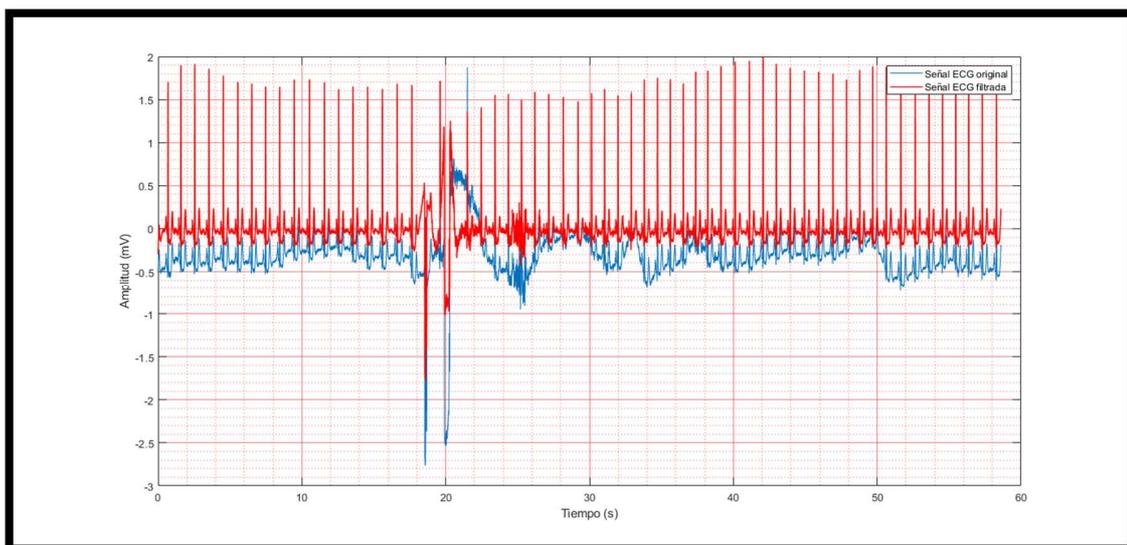
cambios en la impedancia de los electrodos. Las variaciones de la línea de base crean interferencias de baja frecuencia en el rango de 0 a 0.5 Hz.

Se diseña un filtro digital NOTCH pasa alto, con una frecuencia de corte de 0.5 Hz y un orden de 2000.

El filtro digital NOTCH pasa alto tiene las siguientes especificaciones:

- Banda eliminada: 0 – 0.5 Hz.
- Frecuencias de corte de la banda de paso: 0.5 Hz.
- Atenuación mínima de la banda eliminada: 50 dB.
- Desviación de la banda de paso: 0'122.
- Frecuencia de muestreo: 250 Hz.

Figura 4. 26. Señal electrocardiografía filtrada de las variaciones de línea base.



Fuente: Elaboración propio.

4.4.7 Reducción de la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica

La interferencia de 50 Hz se produce debido a la red de alimentación eléctrica en Bolivia tiene la frecuencia de 50 Hz.

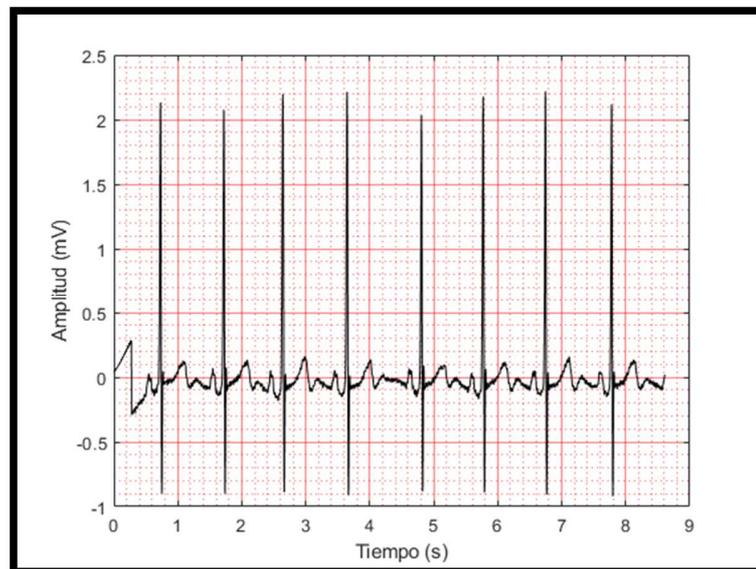
Se diseña un filtro FIR, el orden del filtro se eligió por prueba y error, se comienza por un orden de 64, subiendo hasta un orden de 1536 donde la interferencia de 50 Hz se reduce

lo suficiente. Si el orden sube a más de 2000, la respuesta de fase se hace no lineal, distorsionando la señal electrocardiográfica.

El filtro digital FIR rechaza banda tiene las siguientes especificaciones:

- Banda eliminada: 49-51 Hz.
- Frecuencias de corte de la banda de paso: 44-56 Hz.
- Atenuación mínima de la banda eliminada: 50 dB.
- Desviación de la banda de paso: 0'122.
- Frecuencia de muestreo: 250 Hz.

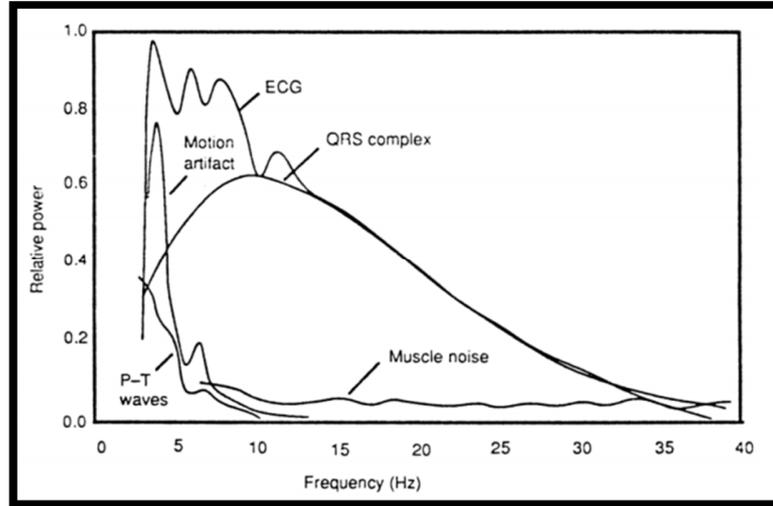
Figura 4. 27. Señal electrocardiográfica filtrada de la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica.



Fuente: Elaboración propio.

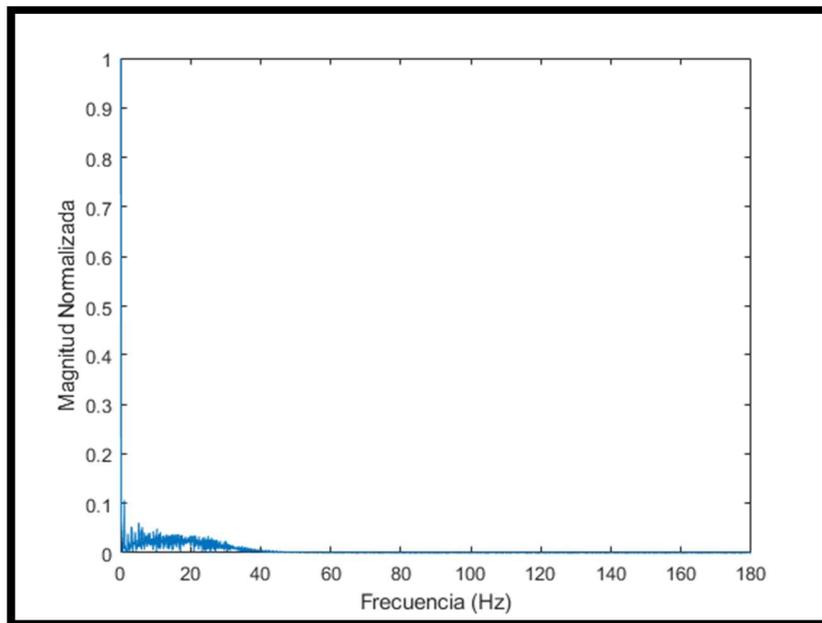
A simple vista no se observa el filtrado de la interferencia de 50 Hz, para observar el correcto filtrado de la interferencia de 50 Hz se hace uso de la Transformada de Fourier, permite ver las componentes en frecuencia y amplitud que tiene la señal electrocardiográfica en forma gráfica.

Figura 4. 28. Espectro de componentes en frecuencia y amplitud de la señal electrocardiográfica.



Fuente: Elaboración propio.

Figura 4. 29. Espectro de componentes en frecuencia y amplitud de la señal electrocardiográfica luego del filtrado de la interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica.



Fuente: Elaboración propio.

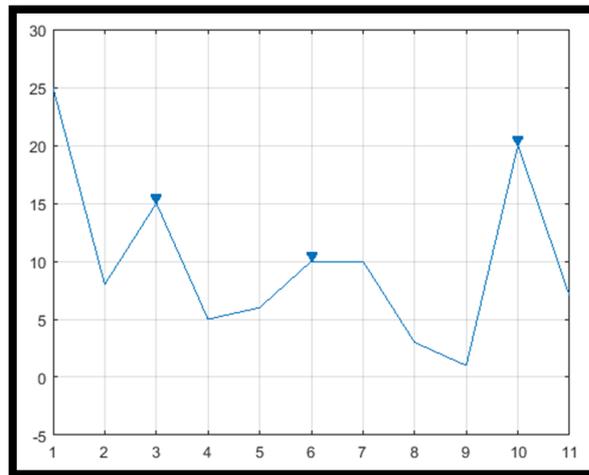
La figura 4.29, muestra que no existe la interferencia de 50 Hz en la señal electrocardiográfica.

4.4.8 Detección de latido de la señal electrocardiográfica

La detección de latido se realiza con el siguiente procedimiento:

Detección del pico R: La detección del pico R en la señal electrocardiográfica, se la realiza por medio de la función: “findpeaks” de Matlab. La función “findpeaks” busca dentro de una muestra los datos mayores que sus dos muestras vecinas lo es igual a un pico. Se excluye los puntos finales que no son parte de la señal, si un pico es plano, la función devuelve solo el punto con el índice más bajo. La función devuelve dos vectores: el primer vector contiene los valores máximos encontrados (picos) y el segundo vector contiene la distancia mínima entre ellos de los valores máximos encontrados.

Figura 4. 30. Detección de picos con la función “findpeaks” de Matlab.



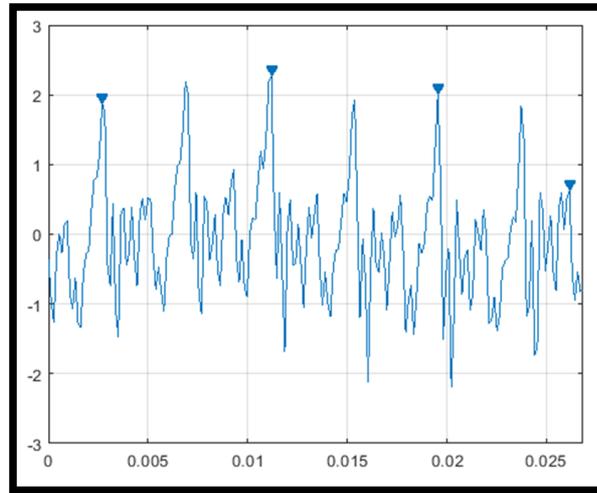
Fuente: Elaboración propio.

En la figura 4.30. Se aplicando la función “findpeaks”, se busca los picos R del complejo QRS en la señal por encima de un valor prominente. Como resultado de la función “findpeaks” se obtiene dos vectores con el siguiente dato:

- Picos R
- Intervalo de tiempo entre picos R

El valor prominente permite encontrar picos R por encima de un valor estimado.

Figura 4. 31. Detección de los picos R con el valor prominente de 0.7.



Fuente: Elaboración propio.

El valor prominente utilizado para obtener los picos R del complejo QRS en el software de procesamiento, se obtiene del promedio de picos R del complejo QRS en toda la señal de los 21 registros que se utiliza y la cual se visualiza en la figura 4. 31.

Tabla 4. 19. Selección del valor prominente.

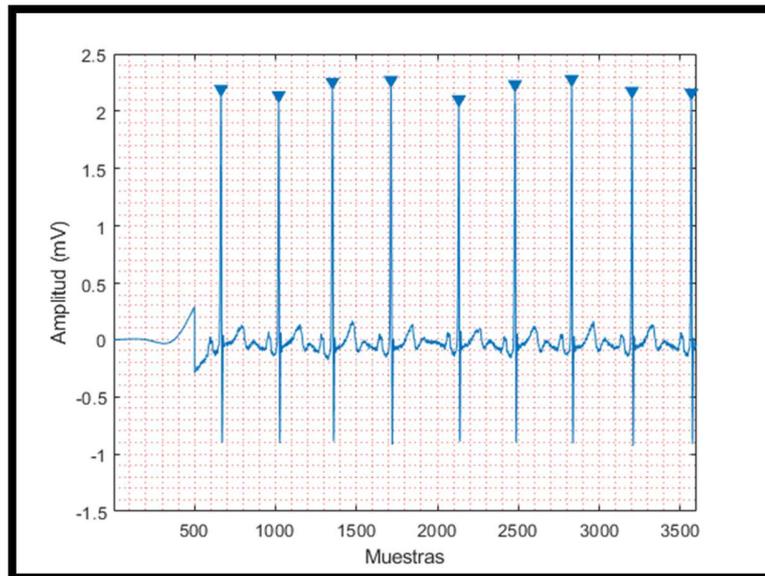
REGISTRO	NÚMERO DE LATIDOS QUE CONTIENE EL REGISTRO	PROMEDIO DEL COMPLEJO QRS Amplitud (mV)	DEL
100	2239	2.1	
101	1860	2.4	
103	2082	1.7	
105	2526	2.5	
106	1507	2.6	
109	2492	1.6	
119	1543	1.8	
200	1743	0.9	
202	2061	0.95	
203	2529	2.5	
205	2571	2.5	
207	1457	2.4	

208	1586	2.6
209	2621	2.2
210	2423	2.1
213	2641	1.9
214	2003	0.8
222	2062	2.4
223	2029	2.3
232	1382	2.4
233	2230	2.6
VALOR MÍNIMO DEL PICO R		0.8

Fuente: Elaboración propio.

El valor prominente utilizado para obtener los picos R del complejo QRS es igual a 0.8

Figura 4. 32. Detección de picos R del complejo QRS con el valor prominente de 0.8



Fuente: Elaboración propio.

Detección del complejo QRS:

- La detección del complejo QRS se efectúa con datos de la siguiente tabla:

Tabla 4. 20. Complejo QRS y su duración.

EVENTO DEL ECG	DURACIÓN	FENÓMENOS CARDÍACOS
----------------	----------	---------------------

Complejo QRS	0,08 – 0,1s	Despolarización ventricular. Oculta la repolarización ventricular.
--------------	-------------	--

Fuente: Dubin Dale. (2010). Electrocardiografía práctica. México D.F.: Editorial McGRAW

La ecuación para la detección del complejo QRS es:

- $QRS = R + 0,08 \text{ s}$ si: *Latidos por minuto* > 100
- $QRS = R + 0,1 \text{ s}$ si: *Latidos por minuto* < 60

Detección de las ondas P y T:

- La detección de las ondas P y T se efectúa con datos de la siguiente tabla:

Tabla 4. 21. Ondas P y T y su duración.

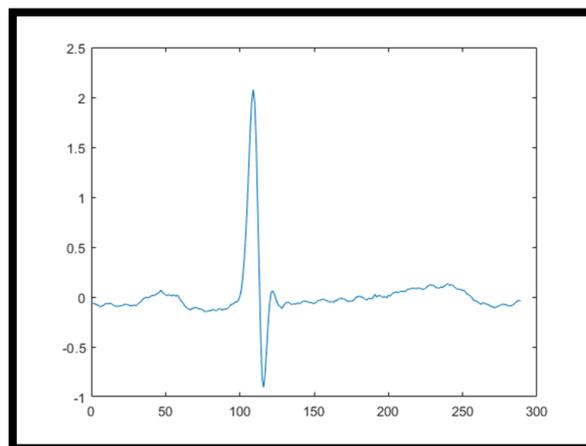
EVENTO DEL ECG	DURACIÓN	FENÓMENOS CARDÍACOS
Onda P	0,12 s	Despolarización auricular
Onda T	0,15 s	Repolarización ventricular

Fuente: Dubin Dale. (2010). Electrocardiografía práctica. México D.F.: Editorial McGRAW

La ecuación para la detección de las ondas P y T es:

- $P = QRS + 0,12 \text{ s}$
- $T = QRS + 0,15 \text{ s}$

Figura 4. 33. Latido detectado en la señal electrocardiográfica.



Fuente: Elaboración propio.

4.4.9 Extracción de características del latido

Análisis del latido en el dominio del tiempo y frecuencia:

El análisis del latido en el dominio del tiempo y frecuencia se realiza con la Transformada de Wavelet Continua (CWT). La transformada CWT se utiliza para obtener la máxima información de un latido, extrayendo características en el dominio del tiempo y frecuencia. La transformada CWT combina información temporal y espectral en la misma representación, lo cual es muy importante en señales no estacionarias como la electrocardiográfica.

La característica más importante es la de analizar cómo cambia el contenido de frecuencia del latido a lo largo del tiempo. El análisis de tiempo y frecuencia utiliza tramas de Gabor no estacionarias con la transformada de Q constantes.

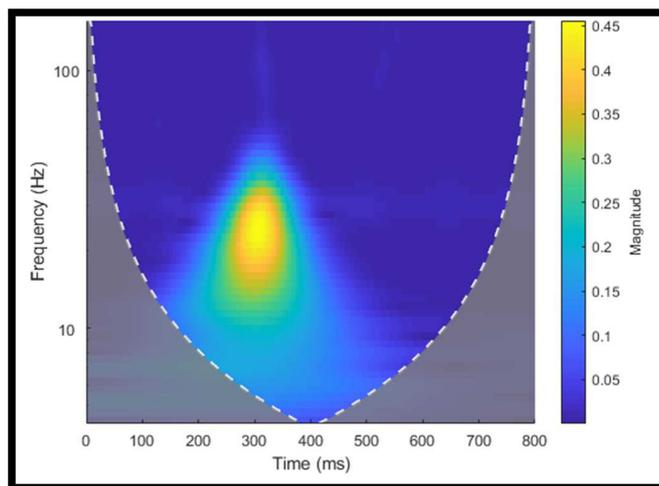
$$CWT[j, k] = \frac{1}{\sqrt{a_0^k}} \sum_{n \in Z} x[n] g\left(\frac{k - nb_0 a_0^k}{a_0^k}\right) \quad (33)$$

Donde $g(t)$ es la Wavelet madre, k es el número de la muestra de la señal de entrada y los factores de escalado a y de traslación b se convierten en funciones discretas del parámetro k en la expresión:

$$a = a_0^k \text{ y } b = nb_0 a_0^k$$

Aplicando la función CWT de Matlab, al latido detectado, se obtiene la siguiente figura:

Figura 4. 34. Representación gráfica de los coeficientes CWT aplicado a un latido detectado



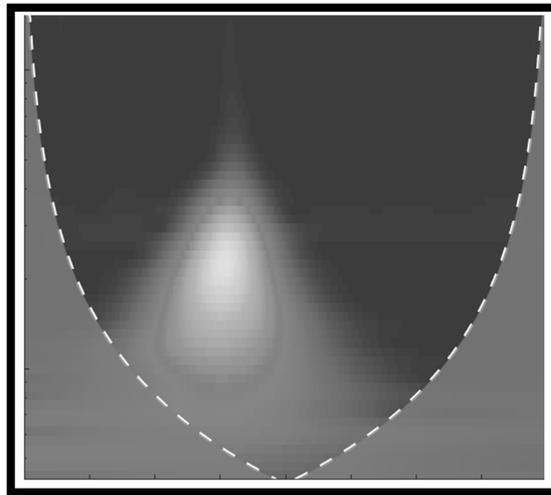
Fuente: Elaboración propio.

En la figura 4.34, muestra que las distribuciones de energía difieren claramente en el dominio tiempo y frecuencia. En un latido con un ritmo normal, la energía se localiza en el tiempo, principalmente debido al complejo QRS, y presenta una amplia gama de frecuencias.

Extracción de características de una imagen a través de reducción dimensional:

En la representación gráfica de los coeficientes CWT aplicado a un latido detectado, se convierte en una imagen (Img) a escala a grises.

Figura 4. 35. Gráfica de coeficientes CWT convertida en imagen (Img).



Fuente: Elaboración propio.

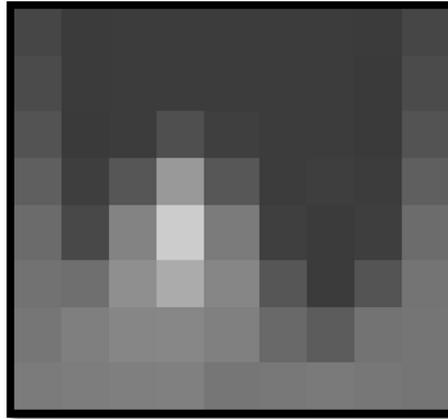
La imagen (Img) se reduce en dimensión aplicando la función: "imresize" de Matlab.

Especificaciones de la función "imresize":

- Método de interpolación: "nearest" (Interpolación de vecino más cercano).
- Tamaño de la imagen de salida: $8 \times 9 = 72$ píxeles.

La ventaja de tratar con una imagen es la de poder aplicar técnicas de clasificación en tratamiento de imágenes, crece la capacidad de clasificación de la red neuronal a una imagen de tiempo y frecuencia de una señal temporal.

Figura 4. 36. Reducción de la imagen (Img) con la función “imresize” de Matlab.



Fuente: Elaboración propio.

4.4.10 Clasificador basado en redes neuronales artificiales

Se diseña el clasificador de arritmias cardíacas en base a la red neuronal artificial tipo: “Reconocimiento de patrones”, optimizado para resolver problemas de reconocimiento de patrones.

Número de neuronas por capas:

- Se define el número de neuronas por capas de la red neuronal artificial:

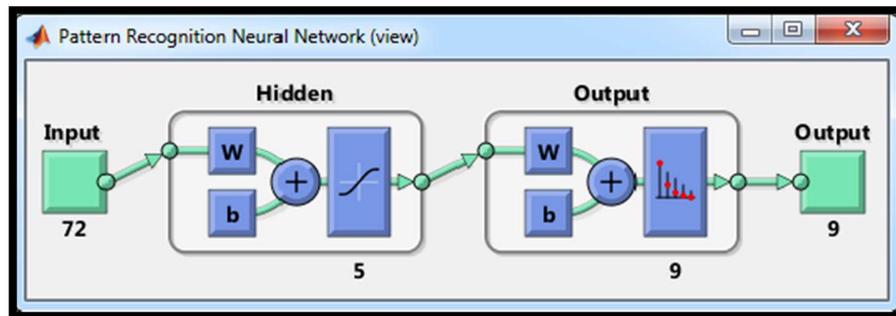
Figura 4. 37. Representación de las capas de una red neuronal artificial.



Fuente: Elaboración propio.

- **Capa de entrada**, la capa de entrada está compuesto de 72 neuronas, se define por el tamaño del vector de características de la imagen $Img = 72$.
- **Capa intermedia (oculta)**, por prueba y error se determina que el número de neuronas óptima para la capa intermedia es de 5 (resultado de los entrenamientos de la red neuronal artificial).
- **Capa de salida**, la capa de salida está compuesto por 9 neuronas, definido por el número de tipos arritmias a clasificar.

Figura 4. 38. Numero de neuronas en capas de la RNA.



Fuente: Elaboración propio.

Selección del algoritmo de entrenamiento:

La selección del algoritmo de entrenamiento está definida por el tipo de red que se utiliza: “Reconocimiento de patrones”, el algoritmo de entrenamiento que se utiliza es “Backpropagation” o método del gradiente.

El algoritmo del gradiente requiere la siguiente configuración:

- **Tasa de aprendizaje**, es la constante que relaciona la variación de los pesos sinápticos con el gradiente del error respecto a dicho peso sináptico.

$$\text{Tasa de aprendizaje} = 0.1$$

- **Número de iteraciones**, es el número de veces que cambian los pesos sinápticos.

$$\text{Numero de iteraciones} = 1000$$

Selección de datos para el conjunto de entrenamiento:

Los datos de entrenamiento tienen un total de 51600 latidos (21 registros), se divide aleatoriamente en tres conjuntos con los siguientes porcentajes:

- Conjunto de entrenamiento (training set), se define el 70 % (36120 latidos) de la base de datos. Utilizado para la actualización de los pesos sinápticos de la red (entrenamiento).
- Conjunto de validación (validation set), se define el 15 % (7740 latidos) de la base de datos. Utilizado en la primera evaluación del modelo en la misma fase de entrenamiento para evitar el sobre ajuste.

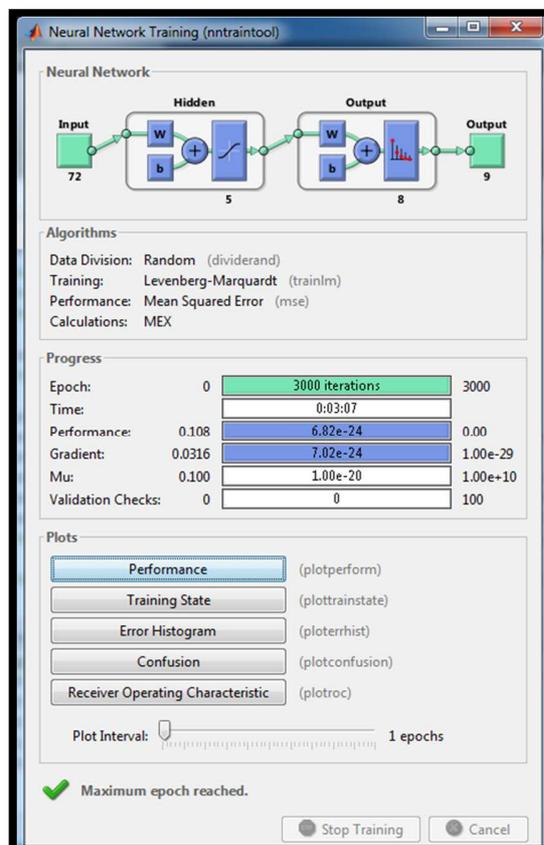
- Conjunto de prueba (test set), se define el 15 % (7740 latidos) de la base de datos. Utilizado para comprobar la validez o no de la modelo una vez finalizada la fase de entrenamiento.

Entrenamiento y validación de la red neuronal artificial:

El entrenamiento de la red neuronal artificial se realiza ingresando datos de entrada (input) y datos de salida (targets) a la red neuronal tipo reconocimiento de patrones:

- Datos de entrada (input): Matriz de [72 x 51600]
- Datos de salida (targets): Matriz de [9 x 51600]

Figura 4. 39. Herramienta de entrenamiento de redes neuronales de Matlab.



Fuente: Elaboración propio.

Se realiza varios entrenamientos variando: número de neuronas en la capa oculta y parámetros de diseño para así obtener el mejor performance de la red. La tabla 4.22 muestra un resumen de los resultados de entrenamientos que se realiza.

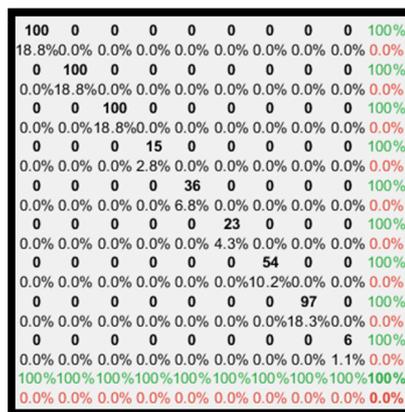
Tabla 4. 22. Resultado del entrenamiento de la red neuronal artificial.

Cantidad de Neuronas: Capa Oculta	Error	% De aciertos de latido tipo: N	% De aciertos de latido tipo: L	% De aciertos de latido tipo: R	% De aciertos de latido tipo: A	% De aciertos de latido tipo: a	% De aciertos de latido tipo: V	% De aciertos de latido tipo: E	% De aciertos de latido tipo: (/)	% De aciertos de latido tipo: Q	% De aciertos en TOTAL
1	0.00737	100	97.0	100	0.0	55.6	0.0	81.5	99.0	0.0	86.1
2	0.00161	100	100	100	93.3	83.3	95.7	98.1	99.0	0.0	97.0
3	2.26e-20	100	100	100	100	100	96.7	100	100	66.7	99.4
4	3.12e-23	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
5	1.76e-23	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
6	7.77e-23	100	100	100	100	97.2	100	100	100	83.3	99.6

Fuente: Elaboración Propio.

Por otro lado, también se muestra en la tabla 3.22, que para cinco neuronas en capa oculta se obtiene un menor error y un mayor porcentaje de aciertos del clasificador. También se observa que los tipos de latido que mejor se clasifica son: N, L, R, A, V, E y (/), por tener un mayor número de muestras.

Figura 4. 40. Matriz de confusión.



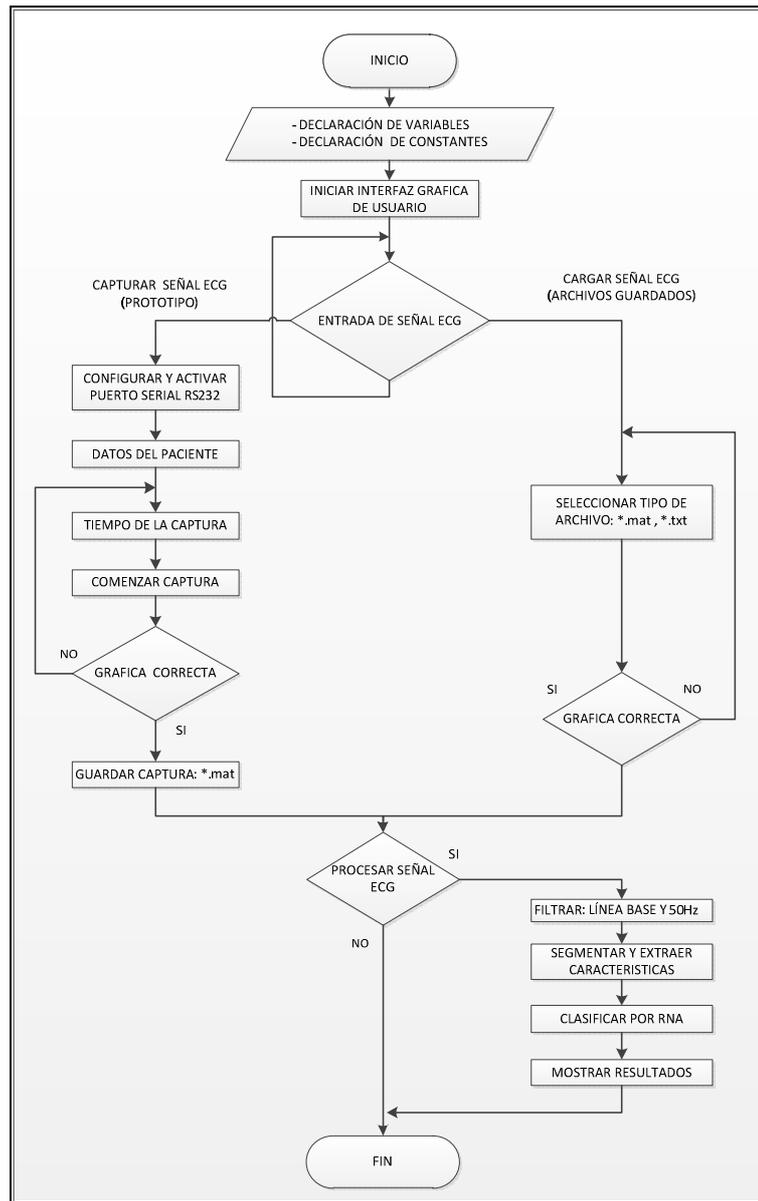
Fuente: Elaboración propio.

La figura 4.40, muestra los resultados en una matriz de confusión, datos de: entrenamiento, test y validación.

4.4.11 INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

Se diseña y programa una interfaz gráfica de usuario en un entorno de programación visual de Matlab llamada: “GUIDE”.

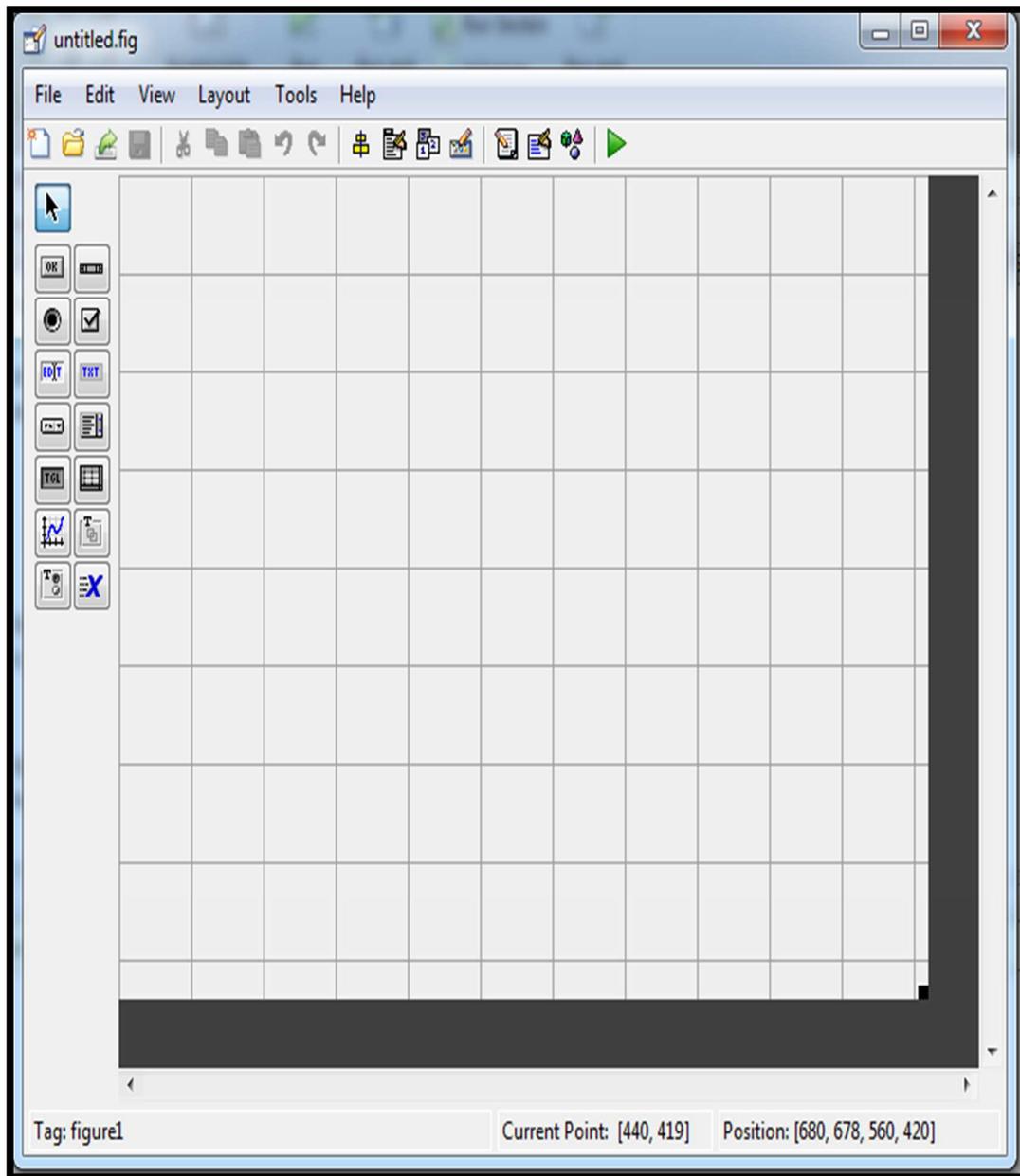
Figura 4. 41. Diagrama de flujo de la interfaz gráfica de usuario.



Fuente: Elaboración propio.

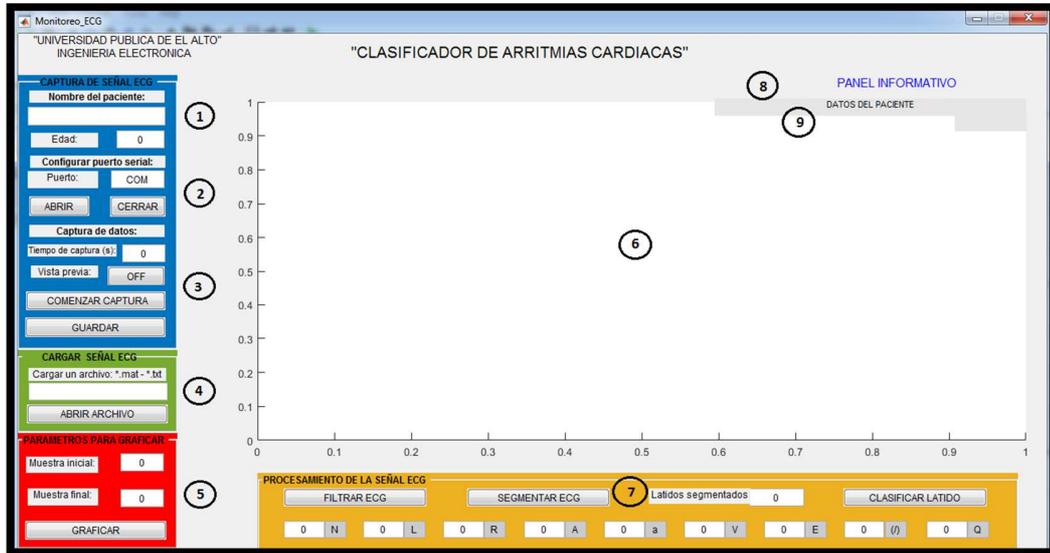
La figura 4.41, muestra el diagrama de flujo de funcionamiento de la interfaz gráfica de usuario, interfaz gráfica que se programa en “GUIDE”.

Figura 4. 42. Área de trabajo de GUIDE.



Fuente: Elaboración propio.

Figura 4. 43. Interfaz gráfica de usuario que se implementa en GUIDE de Matlab.



Fuente: Elaboración propio.

Tabla 4. 23. Descripción de la interfaz gráfica de usuario.

N.º	MENÚ	DESCRIPCIÓN
1	Sub menú	Datos del paciente.
2	Sub menú	Se configura el puerto serial RS232.
3	Sub menú	Se configura el tiempo de adquisición de la señal electrocardiográfica.
4	Sub menú	Se carga datos de la tarjeta microSD.
5	Sub menú	Se grafica la señal electrocardiográfica.
6	Sub menú	Pantalla donde se muestra la gráfica la señal electrocardiográfica.
7	Sub menú	Procesamiento de la señal electrocardiográfica.
8	Sub menú	Panel informativo de datos de entrada.
9	Sub menú	Panel informativo de datos de salida.

Fuente: Elaboración propio.

El código de programa elaborado en GUIDE, se muestra en Anexos.

CAPÍTULO V PROPUESTA DE PRUEBAS

5.1 ANÁLISIS DE PRUEBAS

El clasificador de las redes neuronales de arritmias cardiacas se evalúa por una matriz de confusión y parámetros de desempeño que se calcula a partir del resultado obtenido.

5.2 MATRIZ DE CONFUSIÓN

La matriz de confusión se presenta en una tabla bidimensional mostrando la relación entre las predicciones y los resultados.

Tabla 5. 1. Matriz de confusión

PREDICCIONES	Verdaderos	Falsos
Positivos	VP	FP
Negativos	VN	FN

Fuente: Elaboración propio.

Se tiene las siguientes predicciones:

VP son los verdaderos positivos, representa la cantidad de predicciones verdaderas cuando la clase es positiva (acierto), FP son los falsos positivos, es la cantidad de predicciones falsas cuando la clase es positiva (error), VN son los verdaderos negativos, es la cantidad predicciones verdaderas cuando la clase es negativa (error), FN son los falsos negativos, representan la cantidad de predicciones falsas cuando la clase es negativa (acierto). Se tiene las siguientes ecuaciones de las métricas utilizadas para la evaluación de los resultados:

$$Exactitud = \frac{VP+VN}{VP+VN+FP+FN} \quad (34)$$

$$Prediccion = \frac{VP}{VP+FP} \quad (35)$$

$$Sensibilidad = \frac{VP}{VP+FN} \quad (36)$$

$$Especificidad = \frac{VN}{VN+FP} \quad (37)$$

La prueba de funcionamiento del sistema clasificador de arritmias se realiza inicialmente utilizando la base de datos de la MIT-BIH y posteriormente utilizando la señal electrocardiográfica capturada de pacientes.

La prueba se realiza en una computadora con las siguientes características:

Computadora portátil marca HP 450, procesador CORE i5 de 2.5 GHz, memoria RAM de 4 GB, sistema operativo Windows 7 de 64 bits y espacio en disco duro 2 GB.

5.3 RESULTADOS DEL CLASIFICADOR CON LA BASE DE DATOS MIT-BIH

La prueba del clasificador con la base de datos de la MIT-BIH, se realiza utilizando los registros de arritmias de la MIT-BIH, cada registro es cargado en el software de procesamiento, donde se realiza el procesamiento de los latidos y su clasificación.

Se obtiene los siguientes resultados:

Tabla 5. 2. Resultado de las pruebas al clasificador.

REGISTRO	CLASES DE ARRITMIAS									
	N		L		R		A		a	
	Re	Pr	Re	Pr	Re	Pr	Re	Pr	Re	Pr
115	195	19								
	3	48								
111			212	211						
			3	3						
118					216	220	96			
					6	2				
207			145	140	86	69	107	97		
			7	3						
201									97	80

Fuente: Elaboración Propio.

Tabla 5. 3. Resultado de las pruebas al clasificador (continuación).

REGISTRO	CLASES DE ARRITMIAS							
	V		E		(/)		Q	
	Re	Pr	Re	Pr	Re	Pr	Re	Pr
114	43	39						
207	105	10	54	60				
		3						
117					97	95		
101							2	2

Fuente: Elaboración propio.

Los resultados de la clasificación muestran la cantidad de latidos y a qué tipo de arritmia pertenece según la base de datos de la MIT-BIH (**Re**) y la predicción que realiza el software de procesamiento (**Pr**).

Al resultado obtenido se aplica las métricas de desempeño del clasificador: exactitud, sensibilidad, especificidad y precisión.

Remplazando valores en las ecuaciones 34, 35, 36 y 37 se tiene los siguientes resultados:

Tabla 5. 4. Métricas del clasificador.

TIPO	EXACTITUD	SENSIBILIDAD	ESPECIFICIDAD	PRECISIÓN
N	99.74	99.74	99.74	99.74
L	99.53	99.53	99.52	99.53
R	98.37	98.36	98.39	98.36
A	91.07	91.45	90.65	91.45
a	83.88	85.08	82.47	85.08
V	91.11	91.48	90.69	91.48
E	90.47	90	90.90	90
(/)	97.95	97.97	97.93	97.97
Q	100	100	100	100
PROMEDIO	94.68 %	94.84 %	94.47 %	94.84 %

Fuente: Elaboración propio.

Un clasificador de arritmias cardíacas que se implementa tiene una precisión de: **94.84 %** de acierto. El tiempo de procesamiento y clasificación de un latido en el software de procesamiento se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 5. 5. Tiempo y procesamiento de un latido.

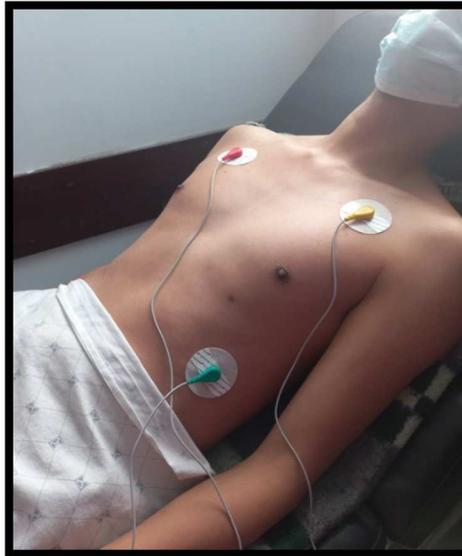
CARACTERÍSTICAS DE LA PC (Donde se ejecuta el software de procesamiento)	PROCESAMIENTO Y CLASIFICACIÓN	TIEMPO REQUERIDO (Promedio)
<ul style="list-style-type: none"> • Computadora portátil marca HP 450 • Procesador CORE i5 de 2.5 GHz. • Memoria RAM de 4 GB. • Sistema operativo Windows 7 de 64 bits. • Espacio en disco duro 2 GB. 	1 latido	0.48 s

Fuente: Elaboración propio.

5.4 RESULTADOS DEL CLASIFICADOR CON DATOS DE PACIENTES

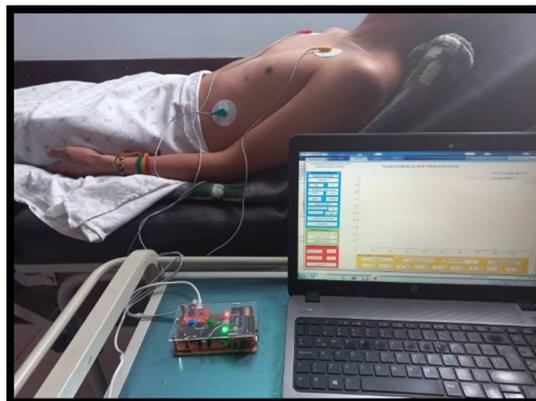
La prueba del clasificador con datos de pacientes se realiza utilizando el manual de usuario del sistema clasificador de arritmias cardíacas que se muestra en anexo D.

Figura 5. 1. Paciente 1 con electrodos en derivación bipolar II modificada.



Fuente: Elaboración propio.

Figura 5. 2. Sistema clasificador de arritmias cardíacas.



Fuente: Elaboración Propio.

Para el procesamiento y clasificación de la señal electrocardiográfica del paciente 1, se tiene los siguientes pasos:

- Se captura la señal electrocardiográfica por el tiempo requerido, en este caso se captura por 20 s, se tiene la siguiente figura:

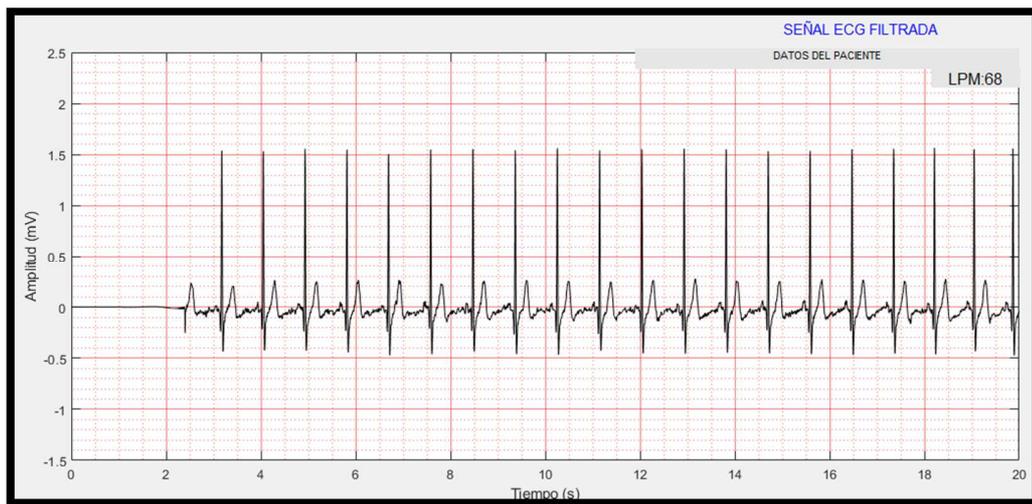
Figura 5. 3. Señal electrocardiográfica del Paciente 1 obtenida por 20s.



Fuente: Elaboración propio.

- Se filtra la señal electrocardiográfica que se captura del paciente 1 (de variaciones de la línea base e interferencia de 50 Hz presente en la red eléctrica), se obtiene la primera salida de datos **LPM: 68**.

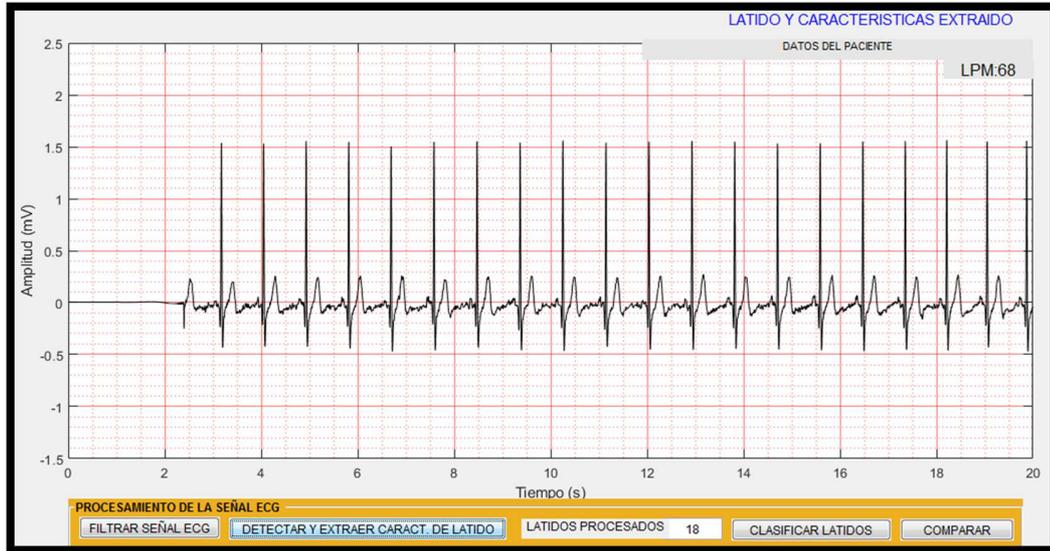
Figura 5. 4. Señal electrocardiográfica filtrada del Paciente 1.



Fuente: Elaboración propio.

- Se detecta y se extrae las características de los latidos, se muestra la siguiente salida de datos **latidos procesados: 18**.

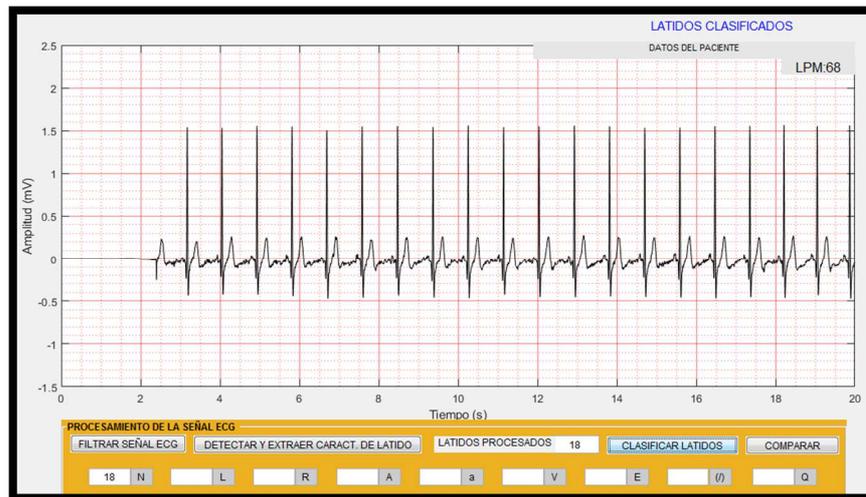
Figura 5. 5. Latido y características extraído de señal electrocardiográfica del Paciente 1.



Fuente: Elaboración propio.

- Se clasifica los latidos, y se obtiene la siguiente salida de datos **N: 18**, Indica que 18 latidos han sido clasificados como: latido de ritmo normal (N).

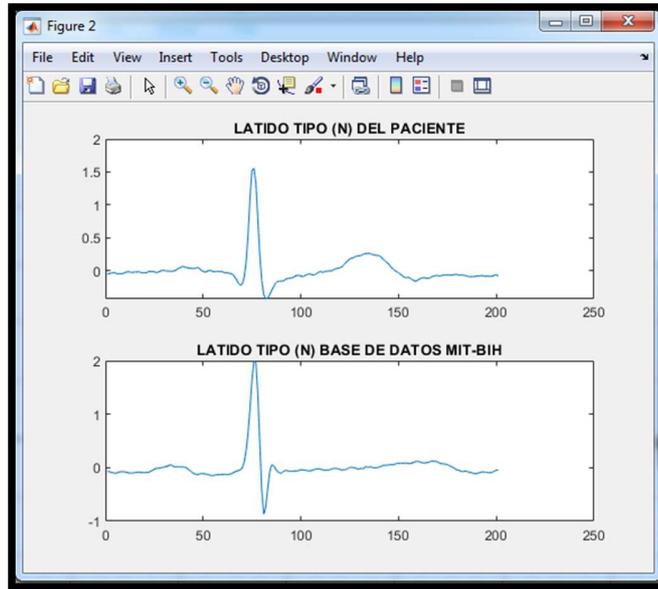
Figura 5. 6. Clasificación de latidos del Paciente 1.



Fuente: Elaboración propio.

- Realizar la comparación de los latidos del paciente 1 con latidos de la base de datos MIT-BIH.

Figura 5. 7. Comparación del latido del paciente 1 y MIT-BIH



Fuente: Elaboración propio.

Finalmente se realiza el guardado e impresión de los datos obtenidos. La tabla 5.6 muestra el procesamiento y clasificación de la señal electrocardiográfica de nueve pacientes

Tabla 6. 1. Resultado del sistema clasificador de arritmias con datos de pacientes.

PACIENTE	GENERO	EDAD	TIEMPO DE CAPTURA	LATIDOS PROCESADOS	LPM	LATIDOS CLASIFICADOS
Paciente 1	M	36	20 s	18	68	Tipo N = 18
Paciente 2	F	35	15 s	12	67	Tipo N = 12
Paciente 3	M	40	15 s	14	75	Tipo N = 14
Paciente 4	M	39	15 s	13	70	Tipo N = 13
Paciente 5	M	57	15 s	14	75	Tipo N = 14
Paciente 6	M	60	15 s	16	82	Tipo N = 16
Paciente 7	M	42	15 s	13	68	Tipo N = 13
Paciente 8	M	45	15 s	18	96	Tipo E = 15, Tipo (/) = 3
Paciente 9	M	52	20 s	24	91	Tipo N = 24

Fuente: Elaboración propio.

CAPÍTULO VI PRESUPUESTO

6.1 ANÁLISIS ECONÓMICO

El análisis económico del proyecto de investigación se combina de un costo directo e indirecto. Los recursos que se utiliza para cubrir los costos del proyecto de investigación provienen de recursos propios.

6.2 COSTO DIRECTO DEL PROYECTO

Son los costos incurridos en la implementación del holter para derivación bipolar de las extremidades y el diseño del software de procesamiento.

6.2.1 Costo de materiales para la implementación del clasificador ECG

Los costos de los materiales para la implementación son:

- Costo de materiales para la implementación de la fuente de alimentación.
- Costo de materiales para la implementación del circuito principal.
- Costo de los materiales para la implementación del convertor RS232 a USB.

Tabla 7. 1. Componentes para la implementación de la fuente de alimentación.

COMPONENTES	CANTIDAD	PRECIO UNIDAD (Bs.-)	PRECIO TOTAL (Bs.-)
Circuito integrado: MT3608	1	10,00	10,00
Resistencia: R1 = 4.5 kΩ	1	0.5,00	0.5,00
Resistencia: R2 = 1 kΩ	1	0.5,00	0.5,00
Diodo Rectificador: D = 1N5819	1	0.5,00	0.5,00
Capacitor cerámico C1 = 1500 pF	1	0.5,00	0.5,00
Capacitor electrolítico C2 = 330 μF	1	0.5,00	0.5,00
Capacitor electrolítico C3 = 100 μF	1	0.5,00	0.5,00
Inductor fijo L = 170 μH	1	2,00	2,00
Placa PCB (elaboración): 2x2 cm	1	25,00	25,00

Subtotal	65,00
-----------------	--------------

Fuente: Elaboración propio.

Tabla 7. 2. Componentes para la implementación del circuito principal.

COMPONENTES	CANTIDAD	PRECIO UNIDAD (Bs.-)	PRECIO TOTAL (Bs.-)
DSC: dsPIC30F4013	1	120,00	120,00
Modulo: AD8232	1	95,00	95,00
Cable ECG	1	45,00	45,00
Cristal: XT = 8 MHz	1	5,00	5,00
Capacitor cerámico C1, C2 = 22 pF	2	0.5,00	1,00
Capacitor electrolítico C2 = 1 μ F	1	0.5,00	0.5,00
Resistencia: R1, R2, R3 = 4.7 k Ω	3	0.5,00	1.5,00
Resistencia: R4, R5, R6 = 120 Ω	3	0.5,00	1.5,00
Resistencia: R7 = 1 k Ω	1	0.5,00	0.5,00
Transistor: Q = 2N3904	1	2,00	2,00
Buzzer: B = Activo de 3.3 V	1	5,00	5,00
Pulsadores: 4 pines, 12x12x7.3 mm	3	2.5,00	7.5,00
Zócalo: μ SD	1	10,00	10,00
Diodo LED	3	0.5,00	1.5,00
Placa PCB (elaboración): 7.5x6 cm	1	50,00	50,00
Pin header hembra: largo 10 pines	2	3,00	6,00
Estuche acrílico: 11.3x6.5x1.8 cm	1	25,00	25,00
Subtotal			377,00

Fuente: Elaboración propio.

Tabla 7. 3. Componentes para la implementación del convertor RS232 a USB.

COMPONENTES	CANTIDAD	PRECIO UNIDAD (Bs.-)	PRECIO TOTAL (Bs.-)
-------------	----------	----------------------	---------------------

Microcontrolador: CH340R	1	30,00	30,00
Cristal: XT = 12 MHz	1	3,00	3,00
Capacitor cerámico C1, C2 = 22 pF	2	0.5,00	1,00
Capacitor cerámico C3, C4 = 100 pF	2	0.5,00	1,00
Conector: USB micro B	1	5,00	5,00
Cable USB	1	15,00	15,00
Subtotal			55,00

Fuente: Elaboración Propio.

Tabla 7. 4. Costo total del holter para derivación bipolar de las extremidades.

DESCRIPCIÓN	PRECIO TOTAL (Bs.-)
Fuente Conmutada	65,00
Circuito principal	377,00
Conversos RS232 a USB	55,00
Total	497,00

Fuente: Elaboración propio.

6.2.2 Costo de las herramientas de diseño del software de procesamiento

Tabla 7. 5. Costo de las herramientas de diseño del software de procesamiento.

HERRAMIENTAS	CANTIDAD	PRECIO TOTAL (Bs.-)
Paquete de software: Matlab (licencia de uso académico, tipo perpetuo)	1	380,00
Base de datos: MIT-BIH	1	0,00
Subtotal		380,00

Fuente: Elaboración propio.

El costo total directo del proyecto es de: **877,00 Bs.**

6.3 COSTO INDIRECTO DEL PROYECTO

Son los costos que no se atribuyen directamente al proyecto pero que existen: Internet, suministro de luz y papelería, pasajes de visita a los centros médicos.

CAPÍTULO VII CONCLUSIONES

El clasificador de arritmias cardíacas para derivación bipolar de las extremidades cumple con el análisis de las señales ECG, de diseño de la AAMI y las variables de diseño planteados en los objetivos del proyecto de investigación.

El software de las redes neuronales de las multicapas cumple con el procesamiento los objetivos planteados en el proyecto de investigación.

Las redes neuronales artificiales realizan la clasificación de los latidos, entrenado con una base de datos de 9 tipos de arritmias cardíacas.

El sistema clasificador de arritmias cardíacas tiene una precisión de clasificación del 94.84% de acierto.

El tiempo de procesamiento y clasificación de un latido es de aproximadamente 49 minutos en promedio.

CAPÍTULO VIII RECOMENDACIONES

Para una captura de datos por más de una hora se recomienda utilizar electrodos hechos de fibra de algodón, así la piel pueda respirar y soportar la sudoración.

Se recomienda verificar la posición de los electrodos en el cuerpo, para evitar la captura de señal ECG errónea.

Prestar atención a la alarma audible del holter: un pitido con una duración de 1 s, indica un error de funcionamiento del sensor de ritmo cardíaco o cables de conexión de los electrodos. Dos pitidos con una duración de 1s, indica un error de funcionamiento de la tarjeta microSD.

Se recomienda revisar el manual de usuario del sistema clasificador de arritmias cardíacas antes de su uso.

BIBLIOGRAFÍA

- Alvarez, M. M. (2016). *procesamientos de señales de electrocardiografía en equipos portables mediante estrategias de inteligencia artificial*. cordoba: universidad nacional de cordoba.
- Bargheer K. (2017). *Manual de Enfermería en Prevención y Rehabilitación Cardíaca*. españa: Curr Probl Cardiol.
- Borge, M. J. (2011). *Fisiología Humana*. madrid: Universidad cantabria.
- Cabrales, N. M. (2006). *manual de metodos de diagnosticos en electrocardiografía cardiovascular*. colombia : Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular.
- cardiología, r. e. (2003). Anatomía de los nodos cardíacos y del sistema de conducción específico auriculoventricular. *Cardiología*, 1085-1092.
- Casilla. (2010). *Evolución del conocimiento de un personaje de videojuego mediante el uso de redes neuronales artificiales*. La Paz, Bolivia: SUI, UMSA.
- Castell, D. e. (septiembre de 2002). *PÁGINA WEB INTERACTIVA DE BIOLOGÍA CELULAR Y TISULAR*. Obtenido de <http://www.facmed.unam.mx>
- Cruz., d. l. (2013). “*Desarrollo de algoritmos para la medición automática de los intervalos de repolarización ventricular JT y JTp del ECG, de Bioelectrónica, para el estudio de su variabilidad en reposo y durante ejercicio*”. mexico: CINVESTAV.
- dataScientest. (7 de marza de 2022). *datascientest.com*. Obtenido de <https://datascientest.com/es/perceptron-que-es-y-para-que-sirve>
- Dr. Azcona, L. (2010). *El electrocardiograma*. Madrid: Servicio de Cardiología del Hospital Clínico San Carlos.
- Dr. BARRIOS, F. A. (2016). *MANUAL DE ATENCIÓN NEONATAL*. PARAGUAY: Ministerio de Salud Pública y Bienestar Social.
- Dr. Fajuri, A. (2009). Manual de Arritmias, . *Anatomía y Fisiología del Sistema Excito-Conductor*, (págs. 1-15). mexico.
- Dr. Juan Carlos García, R. (noviembre de 2002). Fisiología cardíaca. *Médico adjunto del Servicio de Cardiología*. , pág. 45.

- Dra. Andrea, K. M. (2017). *Mecanismos de termorregulación del RN*. MEXICO: Dra. Andrea Klein M.
- Fernando. (2007). *Entendiendo la hipertrofia ventricular izquierda*. Mexico: Editor en Jefe Archivos de Cardiología de México.
- GALLEGOS, G. L. (2018). AREQUIPA: UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN AGUSTÍN DE AREQUIPA FACULTAD DE ENFERMERÍA.
- GALLEGOS, G. L. (2018). “*CUIDADO DE ENFERMERÍA EN TERMOREGULACIÓN Y SUS EFECTOS ADVERSOS EN EL RECIÉN NACIDO*”. HOSPITAL. Lima : UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN AGUSTÍN DE AREQUIPA FACULTAD DE ENFERMERÍA.
- Gamarra, G. M. (2018). *DESARROLLO DE UN EQUIPO TIPO HOLTER DE UNA DERIVACIÓN PARA MONITOREO DE SEÑALES CARDIACAS Y UNA APLICACIÓN WEB DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES ECG PARADETECCIÓN Y ESTUDIO DE ARRITMIAS DE TIPO FIBRILACIÓN AURICULAR*. Lima, Peru: UNIVERSIDAD PERUANA DE CIENCIAS APLICADAS.
- Haykin. (1999). *redes neuronales . comunicaciones inalámbricas empoderadas por el cerebro*, página 3.
- Hirsch, L. (21 de septiembre de 2018). Obtenido de KidsHealth : <https://kidshealth.org/es/parents/heart.html>
- infoMED. (25 de 10 de 2014). *revcardiologia.sld.cu*. Obtenido de <http://www.revcardiologia.sld.cu/index.php/revcardiologia/article/view/339/501>
- J.C. Hsieh. (2005). “*Detecting ECG Characteristic Points by Novel Hybrid Wavelet Transform: An evaluation of Clinical SCP-ECG Database*”. USA: IEEE Computers in Cardiology,.
- J.P. Martínez. (abril, 2004). “*A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases*”. USA: IEEE Transactions on Biomedical Engineering,.
- Jiménez, S. S. (julio 2018). *Clasificación automática de registros ECG para la detección de Fibrilación Auricular y otros ritmos cardiacos*. Valencia : universitat politecnica de valencia .
- Jorge, M. D. (s.f.).

- L. Brent, M. (2019). *MANUAL MSD*. california : MSD.
- Magne, M. D. (2009). *Deteccion de arritmias cardiacas con redes neuronales artificiales*. La Paz - Bolivia: UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS-FACULTAD DE CIENCIAS PURAS Y NATURALES- CARRERA DE INFORMATICA.
- Matich. (2001). *Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones*. rosario, argentina : Universidad Tecnológica Nacional – Facultad Regional Rosario.
- Matich, D. J. (2018). “*Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones*”. Rosario: Universidad Tecnológica Nacional Facultad Regional Rosario Departamento de Ingeniería Química.
- MONTAÑO. (2002). *Redes Neuronales Artificiales aplicadas al Análisis de Datos*. Baleares, españa: La Universidad de las Islas Baleares UIB.
- MOOTH Robert. (2003). *Diseño de elementos de máquina*,. USA: Prentice Hall,.
- NorthEast, M. (lunes de enero de 2021). *nemon.com*. Obtenido de <https://www.nemon.com/>
- OMS, o. m. (2018). *Para los cuidados durante el parto, para una experiencia de parto positiva*. mexico: publicaciones OMS.
- RALAE, R. L. (2016). Temperatura de los recién nacidos sometidos a calor radiante y al dispositivo Top Maternal al nacimiento. *Rev. Latino-Am. Enfermagem*, 1-8.
- Ramirez, F. J. (2009). ciencias basicas medicas . *fisiologia cardiaca* , 1,2,3,4.
- RIdE. (2018). transformando la educación Neurodidáctica na sala de aula. *Revista Iberoamericana de Educación*, 220.
- Rivera., J. (2006). “*Extracción de características de la señal electrocardiográfica mediante software de análisis matemático*”. mexico: Scientia et Technica, año XII,.
- Rodríguez, B. F. (2021). “*Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiograficas para la ayuda en el diagnóstico de arritmias mediante redes neuronales convolucionales*”. Trujillo, Peru: UNIVERSIDAD NACIONAL DE TRUJILLO PERU FACULTAD DE INGENIERIA.
- Sabbah, H. (2000). Apoptotic cell death in heart failure. *CardiovascR. CardiovascRes*, nº4.
- Sánchez., A. (2019). *Manual de Enfermería en Prevención y Rehabilitación Cardíaca*. Madrid:: Asociación Española de Enfermería en Cardiología,.
- Silva, M. P. (2015). *MANUAL DEBIOSEGURIDADHOSPITALARIA*. LIMA: HOSPITAL SAN JUAN DE LURIGANCHO.

- Silvan, B. S. (2015). *CUIDADOS DE ENFERMERIA EN NEONATOS RELACIONADOS CON TERMORREGULACION*. mendoza: UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO.
- SIMATIC. (2015). *Siemens AG*. USA: TTS Tooltechnic Systems AG.
- Sirvent. (2009). *la investigacion cualitativa*. pariz: encuestas Questionpro.
- Smith. (1997). *The Scientist & Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California : echnical Pub.
- UnaB, M. (2020). revista de la faultad de iencias de la salud. *Control central de la temperatura corporal y sus alteraciones: Fiebre e hipertermia e hipotermia*, 21-31.
- UNAM. (octubre de 2017). Obtenido de Departamento de Fisiología: <https://fisiologia.facmed.unam.mx>
- UNNE. (2017). Sistema Cardiovascular.
- Uribe, M. D. (2005). *ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA*. mexico: P.L.A Export, Editores Ltda.
- Vicente, C. C. (2008). *El pericardio*. Filadelfia: W. B. Saunders.
- Yllescas, M. C. (2015). *Medidas de termorregulación que aplica el profesional de enfermería en el prematuro de la UCI del I.N.M.P. - 2013*. lima : UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS.
- Zavala-Villeda. (2004). *Descripción del electrocardiograma normal*. España: www.chospab.es/libros/ecg/guia_ECG.pdf.

ANEXOS

ANEXO 1: RESOLUCIÓN DEL SENAPI



SENAPI
SERVICIO NACIONAL DE PROPIEDAD INTELECTUAL



ESTADO PLURINACIONAL DE
BOLIVIA
MINISTERIO DE DESARROLLO
PRODUCTIVO Y ECONOMÍA PLURAL



2022-1111-1139-0-1

DIRECCIÓN DE DERECHO DE AUTOR
Y DERECHOS CONEXOS
RESOLUCIÓN ADMINISTRATIVA NRO. 1-2959/2022
La Paz, 13 de Diciembre del 2022

VISTOS:

La solicitud de Inscripción de Derecho de Autor presentada en fecha 7 de Diciembre del 2022, por RONALD CALLA HUALLPA con C.I. Nº 4316792 LP, con número de trámite DA 1380/2022, señala la pretensión de inscripción de la Compilación de Obras Escritas titulada: "PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN UPEA GESTIÓN 2022 - INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA", conformada por las Obras Escritas: "ESTIMACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PRODUCIDA POR ANTENAS DE TELEFONÍA MÓVIL EN EL DISTRITO MUNICIPAL 1 DE EL ALTO", "MODELO DE RED NEURONAL ARTIFICIAL PARA CLASIFICAR LAS ARRITMIAS CARDIACAS EN LOS HOSPITALES DE CARDIOLOGÍA EN LA CIUDAD DE EL ALTO", "DESARROLLO DE UN SISTEMA DE SEGURIDAD BIOMÉTRICA DACTILAR PARA VEHÍCULOS DEL TRANSPORTE PÚBLICO DE LA CIUDAD DE EL ALTO EN EL SINDICATO "SAGRADO CORAZÓN DE JESÚS" y "ESTUDIO DE LA RADIACIÓN SOLAR MEDIANTE LA AUTOMATIZACIÓN DE PANELES FOTOVOLTAICOS A FIN DE TRAZAR LAS CURVAS DE COMPORTAMIENTO PARA LA CIUDAD DE EL ALTO", cuyos datos y antecedentes se encuentran adjuntos y expresados en los Formularios de Solicitud, documentación que tiene la calidad de Declaración Jurada.

CONSIDERANDO

Que, en observación al Artículo 4º del Decreto Supremo Nº 27938 modificado parcialmente por el Decreto Supremo Nº 28152 el "Servicio Nacional de Propiedad Intelectual SENAPI, administra en forma desconcentrada e integral el régimen de la Propiedad Intelectual en todos sus componentes, mediante una estricta observancia de los regímenes legales de la Propiedad Intelectual, de la vigilancia de su cumplimiento y de una efectiva protección de los derechos de exclusiva referidos a la propiedad industrial, al derecho de autor y derechos conexos; constituyéndose en la oficina nacional competente respecto de los tratados internacionales y acuerdos regionales suscritos y adheridos por el país, así como de las normas y regímenes comunes que en materia de Propiedad Intelectual se han adoptado en el marco del proceso andino de integración".

Que, el Artículo 16º del Decreto Supremo Nº 27938 establece "Como núcleo técnico y operativo del SENAPI funcionan las Direcciones Técnicas que son las encargadas de la evaluación y procesamiento de las solicitudes de derechos de propiedad intelectual, de conformidad a los distintos regímenes legales aplicables a cada área de gestión". En ese marco, la Dirección de Derecho de Autor y Derechos Conexos otorga registros con carácter declarativo sobre las obras del ingenio cualquiera que sea el género o forma de expresión, sin importar el mérito literario o artístico a través de la inscripción y la difusión, en cumplimiento a la Decisión 351 Régimen Común sobre Derecho de Autor y Derechos Conexos de la Comunidad Andina, Ley de Derecho de Autor Nº 1322, Decreto Reglamentario Nº 23907 y demás normativa vigente sobre la materia.

Que, la solicitud presentada cumple con: el Artículo 6º de la Ley Nº 1322 de Derecho de Autor, el Artículo 26º inciso a) del Decreto Supremo Nº 23907 Reglamento de la Ley de Derecho de Autor, y con el Artículo 4º de la Decisión 351 Régimen Común sobre Derecho de Autor y Derechos Conexos de la Comunidad Andina.





**"2022 AÑO DE LA REVOLUCIÓN CULTURAL PARA LA DESPATRIARCALIZACIÓN:
POR UNA VIDA LIBRE DE VIOLENCIA CONTRA LAS MUJERES"**



Oficina Central - La Paz
Av. Morales, No. 575,
entre Bg. Ingavi y
E. Batallon Wilmas,
Tel.: 220204 - 220205
220206 Fax: 220208

Oficina - Santa Cruz
Av. Uruguay, Calle
Independencia (Quilmes),
Nº 29, Edif. Bicentenario,
Tel.: 322052 - 32042936

Oficina - Cochabamba
Calle Chuquiaguá, Nº 64a,
Piso 2, entre Americana y Lanza
zona Central - Noroeste,
Tel.: 344449 - 32042957

Oficina - El Alto
Av. Juan Pablo II, Nº 2560
Edif. Multicentros El Centro
Calle. Piso 2, Of. 58,
zona de Julio,
Tel.: 244501 - 24042929

Oficina - Oruro
Calle Kilometro 1, Nº 366
Cso. 102, Trilográfica,
zona Parque Bolivian,
Tel.: 2200873

Oficina - Tarija
Calle Ingeniero, Nº 185
entre Santa Cruz
y Méndez, zona
La Pampa,
Tel.: 2200286

Oficina - Mera
Calle 6 de Octubre,
Nº 533, entre Ayacucho
y Junín, Sabera Central,
Of. N.º Dos Banco Fiel,
Tel.: 2200088

Oficina - Potosí
Av. Villazón entre calles
Moreno de Alva y San Alberto,
Edif. B.A. Salinas Nº 342,
Plaza Potosí, Of. 11

www.senapi.gob.bo



Que, de conformidad al Artículo 18º de la Ley Nº 1322 de Derecho de Autor en concordancia con el Artículo 18º de la Decisión 351 Régimen Común sobre Derecho de Autor y Derechos Conexos de la Comunidad Andina, referentes a la duración de los Derechos Patrimoniales, los mismos establecen que: *"la duración de la protección concedida por la presente ley será para toda la vida del autor y por 50 años después de su muerte, a favor de sus herederos, legatarios y cesionarios"*.

Que, se deja establecido en conformidad al Artículo 4º de la Ley Nº 1322 de Derecho de Autor, y Artículo 7º de la Decisión 351 Régimen Común sobre Derecho de Autor y Derechos Conexos de la Comunidad Andina que: *"...No son objeto de protección las ideas contenidas en las obras literarias, artísticas, o el contenido ideológico o técnico de las obras científicas ni su aprovechamiento industrial o comercial"*.

Que, el artículo 4, inciso e) de la ley 2341 de Procedimiento Administrativo, instituye que: *"... en la relación de los particulares con la Administración Pública, se presume el principio de buena fe. La confianza, la cooperación y la lealtad en la actuación de los servidores públicos y de los ciudadanos ..."*, por lo que se presume la buena fe de los administrados respecto a las solicitudes de registro y la declaración jurada respecto a la originalidad de la obra.

POR TANTO

El Director de Derecho de Autor y Derechos Conexos sin ingresar en mayores consideraciones de orden legal, en ejercicio de las atribuciones conferidas

RESUELVE:

INSCRIBIR en el Registro de Obras Escritas de la Dirección de Derecho de Autor y Derechos Conexos, la Compilación de Obras Escritas titulada: "PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN UPEA GESTIÓN 2022 - INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA", conformada por las Obras Escritas:

- "ESTIMACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PRODUCIDA POR ANTENAS DE TELEFONÍA MÓVIL EN EL DISTRITO MUNICIPAL 1 DE EL ALTO" a favor de los autores: BRAULIO PACO HUANCA con C.I. Nº 6097196 LP, ZULEYDA MENDOZA BASILIO con C.I. Nº 9881745 LP y ORLANDO CARDOZO CONDARCO con C.I. Nº 9913380 LP y como titular derivado: INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA, UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO - UPEA con NIT Nº 122025022 representado legalmente por CARLOS CONDORI TITIRICO.
- "MODELO DE RED NEURONAL ARTIFICIAL PARA CLASIFICAR LAS ARRITMIAS CARDIACAS EN LOS HOSPITALES DE CARDIOLOGÍA EN LA CIUDAD DE EL ALTO" a favor de los autores: EVER GUARACHI CHOQUE con C.I. Nº 6042510 LP, NESTOR MAMANI HILAQUITA con C.I. Nº 9236327 LP y GROVER GUSTAVO VERGARA PACO con C.I. Nº 8439413 LP y como titular derivado: INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA, UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO - UPEA con NIT Nº 122025022 representado legalmente por CARLOS CONDORI TITIRICO.
- "DESARROLLO DE UN SISTEMA DE SEGURIDAD BIOMÉTRICA DACTILAR PARA VEHÍCULOS DEL TRANSPORTE PÚBLICO DE LA CIUDAD DE EL ALTO EN EL SINDICATO "SAGRADO CORAZÓN DE JESÚS" a favor de los autores: DAVID FEDERICO TOLA ZAPATA con C.I. Nº 6784972 LP, EDWIN NINA ALVARADO con C.I. Nº 8403471 LP y EDWIN BARRENOSO BARRERA con C.I. Nº 10955112 LP y como titular derivado: INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA, UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO - UPEA con NIT Nº 122025022 representado legalmente por CARLOS CONDORI TITIRICO.



Oficina Central - La Paz
 Av. Montes, No 375,
 entre Esp. Buzagay y
 C. Estación Buzagay,
 Telf.: 2193300 - 2193225
 2193251 Fax: 2193260

Oficina - Santa Cruz
 Av. Uruguay, Calle
 prodempredes Ojeda,
 Nº 75, Edif. Elcomercio,
 Telf.: 322752 - 7204295

Oficina - Cochabamba
 Calle Chuquiaguani, Nº 669,
 Piso 2, entre Antezana y Lanza
 zona Central - Buerde,
 Telf.: 3444401 - 7204292

Oficina - El Alto
 Av. Juan Pablo II, Nº 2550
 Edif. Multicentros El Cebo
 Uda. Piso 2, Of. 18,
 zona 16 de Julio,
 Telf.: 7444001 - 7204299

Oficina - Chuquiaguani
 Calle Kilómetro 2, Nº 366
 caso esp. Urubogochina,
 zona Parque Bolívar,
 Telf.: 7209583

Oficina - Tarija
 Calle Inca, Nº 385
 entre Santa Cruz
 y Méndez, zona
 La Pampa,
 Telf.: 7205286

Oficina - Oruro
 Calle 6 de Octubre,
 Nº 5831, entre Ayacucho
 y Junco, Cuadra Central,
 Of. Nº (El Santo Fra),
 Telf.: 6220288

Oficina - Potosí
 Av. Villafra entre calles
 Wenceslao Alva y San Alberto,
 Edif. 804, Edif. Nº 26,
 Primer Piso, Of. 11.



**"2022 AÑO DE LA REVOLUCIÓN CULTURAL PARA LA DESPATRIARCALIZACIÓN:
 POR UNA VIDA LIBRE DE VIOLENCIA CONTRA LAS MUJERES"**

www.senapi.gob.bo



MINISTERIO DE DESARROLLO PRODUCTIVO Y ECONOMÍA PLURAL

- "ESTUDIO DE LA RADIACIÓN SOLAR MEDIANTE LA AUTOMATIZACIÓN DE PANELES FOTOVOLTAICOS A FIN DE TRAZAR LAS CURVAS DE COMPORTAMIENTO PARA LA CIUDAD DE EL ALTO" a favor de los autores: JUAN CARLOS YANA MAQUERA con C.I. N° 8359559 LP, EDWIN LUIS FLORES MENACHO con C.I. N° 4938195 LP, CARLOS HENRY COCASAPA CALLISAYA con C.I. N° 8466970 LP, DENNIS MIGUEL MONTAÑO COLQUEHUANCA con C.I. N° 7031184 LP y RUBÉN CARLOS QUISPE APAZA con C.I. N° 6733172 LP y como titulares derivados: "INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA" Y "INSTITUTO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERIA ELECTRICA", UNIVERSIDAD PÚBLICA DE EL ALTO - UPEA con NIT N° 122025022 representado legalmente por CARLOS CONDORI TITIRICO.

Quedando amparado su derecho conforme a Ley, salvando el mejor derecho que terceras personas pudieren demostrar.

Regístrese, Comuníquese y Archívese.

[Handwritten Signature]
 Abg. Carlos Alberto Soruco Arroyo
 DIRECTOR DE DERECHO DE AUTOR
 Y DERECHOS CONEXOS
 SERVICIO NACIONAL DE PROPIEDAD INTELECTUAL



CASA/Inca
c.c Arch

"2022 AÑO DE LA REVOLUCIÓN CULTURAL PARA LA DESPATRIARCALIZACIÓN:
POR UNA VIDA LIBRE DE VIOLENCIA CONTRA LAS MUJERES"



Oficina Central - La Paz
Av. Morales, N° 315,
entre Cuz. Arce y
C. Suroeste
Tel.: 22000000
22000000

Oficina - Santa Cruz
Av. Orugua, Calle
promotora Juana,
N° 20, Edif. Brumante
Tel.: 30000000 - 30000000

Oficina - Cochabamba
Calle Chepivaca, N° 543,
Piso 2, entre Antezana y Lanza
zona Central - Noroeste
Tel.: 31000000 - 30000000

Oficina - El Alto
Av. Juan Pablo II, N° 950
Edif. Multicentro El Cerro
Calle Pasa 2, Of. 18,
zona 16 de Julio
Tel.: 24000000 - 20000000

Oficina - Oruro
Calle Kilómetro 7, N° 366
caso esp. Miraflores,
zona Parque Bolívar
Tel.: 20000000

Oficina - Tarija
Calle Inca, N° 385
entre Santa Cruz
y Miñaca, zona
La Pampa
Tel.: 20000000

Oficina - Sucre
Calle 6 de Octubre,
N° 611, entre Ayacucho
y Lanza, Sucre Central,
Of. 14, Edif. Banco Fiel,
Tel.: 20000000

Oficina - Potosí
Av. Villarroel entre Cuzco,
Barrío Alto y San Alberto,
Edif. AN Sella, N° 242,
Primer Piso, Of. 10

www.senapi.gob.bo

ANEXO 2: CIRCUITOS ELECTRÓNICOS EN SOFTWARE: “PROTEUS ISIS”

Fig. 1. Circuito electrónico del software “PROTEUS ISIS”

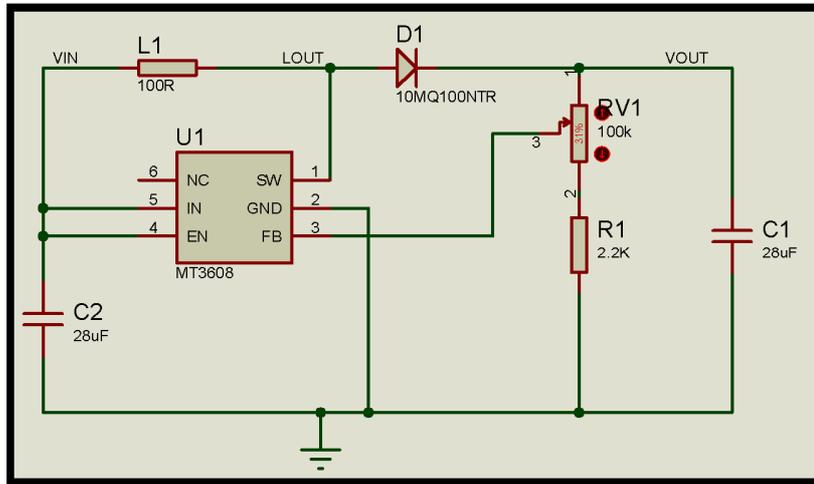
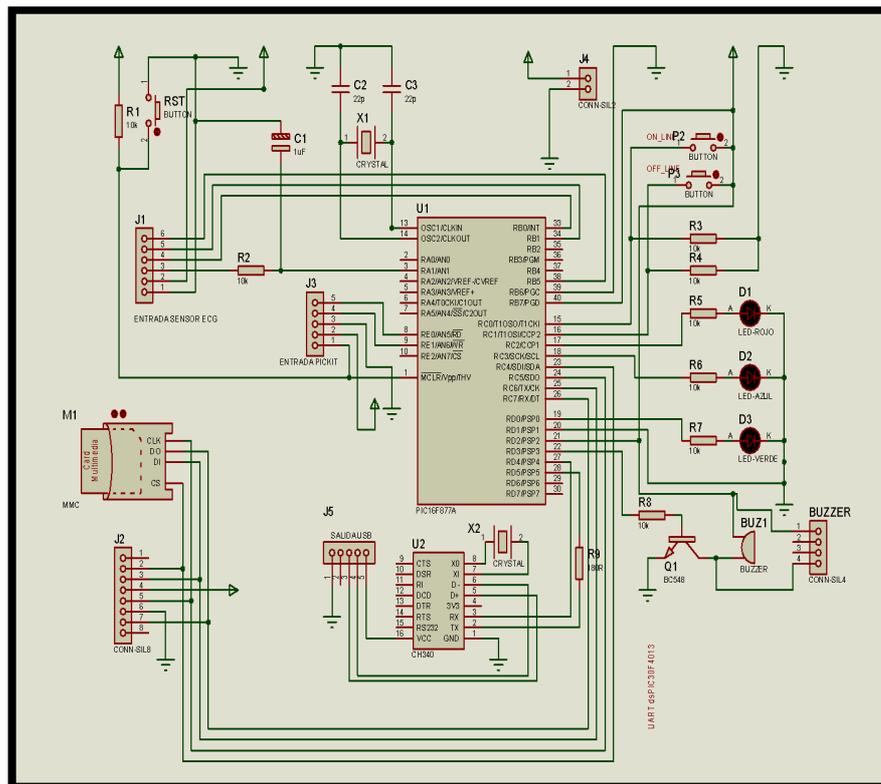


Fig. 2. Circuito principal de analizador de arritmias cardiacas software “PROTEUS ISIS”



ANEXO 3: CIRCUITO PBC "PROTEUS ARES"

Fig. 3. Elevador de tención

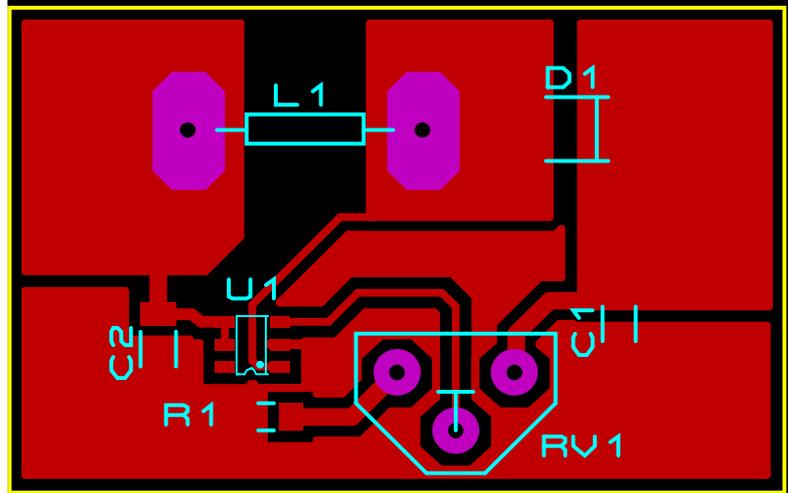
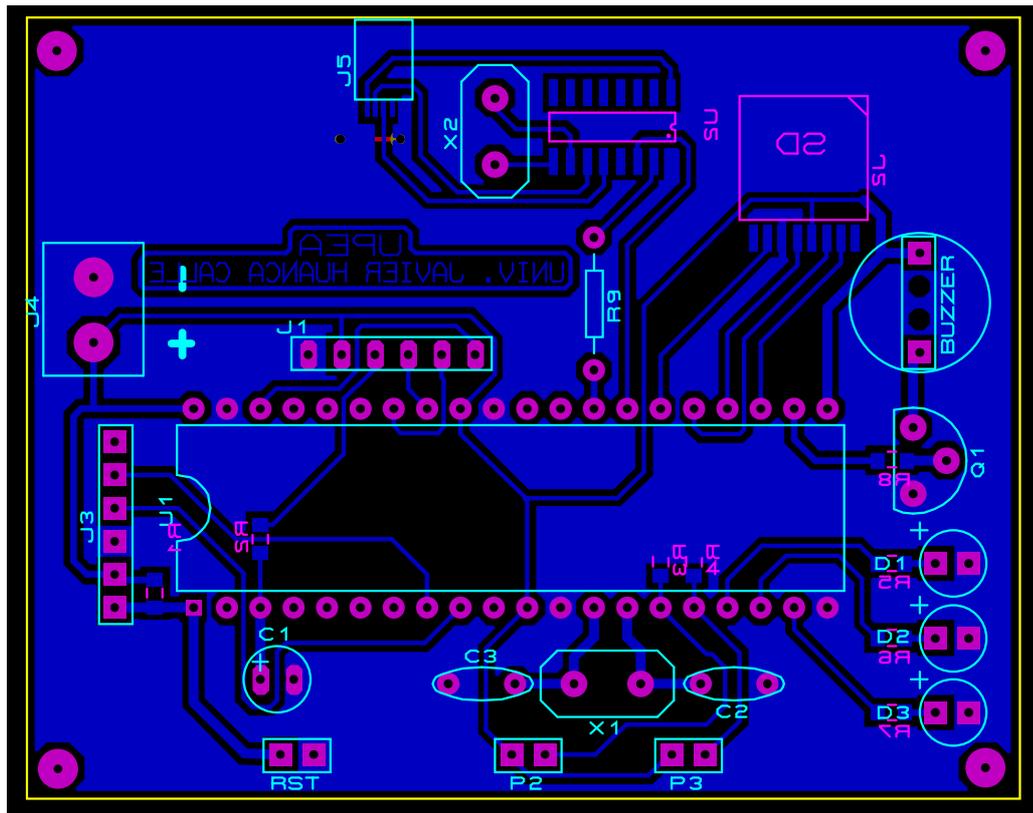


Fig. 4. Circuito principal del sistema embebido



ANEXO 4: MANUAL DEL USUARIO DEL SISTEMA DE CLASIFICADOR DE ARRITMIAS CARDIACAS

PRECAUCIÓN:

Leer el manual de usuario.

Mantener el holter para derivación bipolar a una distancia prudencial del marcapasos (mínimo 10 cm).

No conectar directamente ninguna parte del sistema a la red eléctrica.

Revisar el holter, electrodos y cables antes de cada uso.

Retirar y desechar electrodos después de cada uso.

Reemplazar las pilas AA de 1.5 V y 2900 mAh después de cada uso.

Observar la polaridad de las pilas antes de colocar en el holter.

ALARMA AUDIBLE:

Un pitido con una duración de 1 s, primero verificar los cables de conexión de los electrodos y si todo está correcto verificar el sensor de ritmo cardíaco.

Dos pitidos con una duración de 1 s, verificar que este insertada la tarjeta microSD.

REQUERIMIENTO MÍNIMO DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LA COMPUTADORA PARA LA INSTALACIÓN DEL SOFTWARE DE PROCESAMIENTO

- PC con procesador CORE i5 a 2.5 GHz.
- RAM de 4 GB.
- Sistema operativo Windows 7 de 64 bits o superior.
- Espacio mínimo en disco duro 2 GB.

PROTOCOLO PARA REALIZAR EL ESTUDIO DE UN PACIENTE CON EL SISTEMA CLASIFICADOR DE ARRITMIAS CARDIACAS.

1. Limpiar con alcohol las zonas donde se ubican los electrodos en el torso del paciente para remover cualquier clase de impureza existente sobre la piel.

2. Ubicar los electrodos en el torso del paciente con la configuración: derivación bipolar II modificada. Conectar los cables a los **snap** hembra de cada electrodo. Ver figura D.1

3. Conectar: **cable de los electrodos** al holter (a conector 3.5 mm) y **cable USB** desde el analizador cardiaco (puerto USB tipo B hembra) a PC. Ver figura D.2

PROTOCOLO PARA REALIZAR EL ESTUDIO A UN PACIENTE CON EL SISTEMA CLASIFICADOR DE ARRITMIAS CARDÍACAS

Figura .1. Electrodo en paciente con configuración derivación bipolar II modificada.

4. **Estudio electrocardiograma en reposo** (iniciar el software de procesamiento en la PC).

5. Introducir los datos más relevantes del paciente. Llenar todos los espacios.

6. Configurar el puerto serial RS232 (**COM**: definido en la PC y **Puerto** definido por el holter (bps: 19200, D: 8 bits, P: ninguno, Parada: 1 y CF: ninguno). Presionar **abrir** (para abrir los puertos en el software).

7. Encender el holter y verificar la comunicación con la PC y software, presionar el botón: **vista previa** (se observará en el software la señal ECG del paciente).

8. Introducir el tiempo de captura de la señal electrocardiográfica (en segundos), indicar al paciente que trate de no moverse y presionar el botón: **comenzar captura** (esperar el tiempo introducido).

9. Guardar la señal ECG capturada en la PC, presionar el botón: **guardar**.

10. En el siguiente orden presionar los botones: **filtrar ECG** y **segmentar ECG** para realizar el procesamiento de la señal electrocardiográfica.

11. Presionar el botón: **clasificar latido** para realizar la clasificación de arritmias cardíacas de la señal electrocardiográfica.

12. Verificar los datos de salida que se obtiene (número de latidos procesados, clasificación de arritmias cardíacas y el cálculo promedio de los LPM).

Guardar e imprimir los datos obtenidos y fin del estudio.

ANEXO 5: TIPOS DE ARRITMIAS CLASIFICADA POR LOS LATIDOS DE LA MIT- BIH

Latido Ritmo Normal (N)

Figura .1. MIT-BIH número de registro de la grabación 115

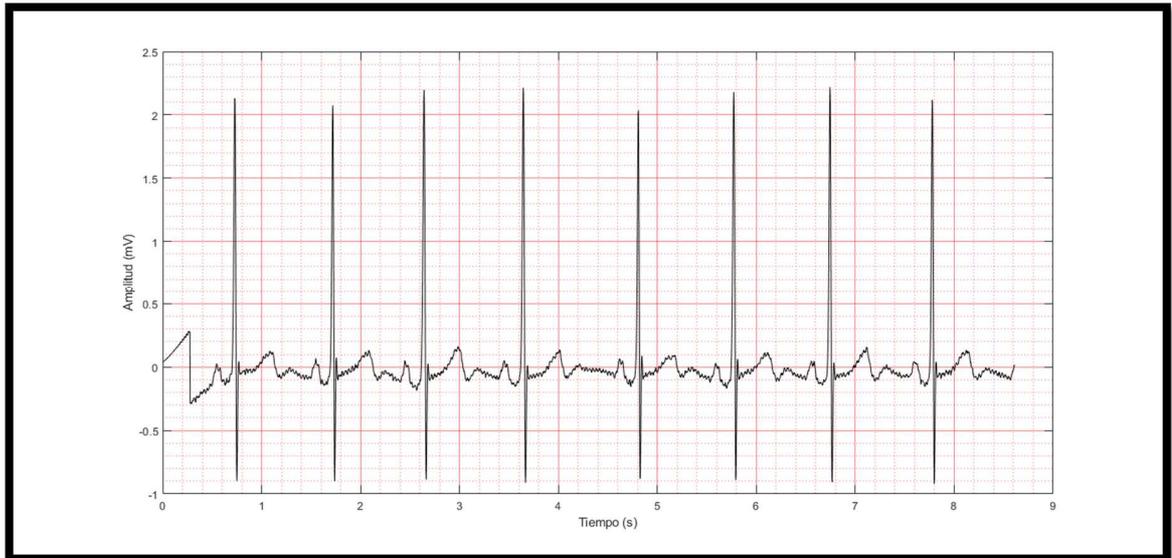


Figura .2. Latido tipo N

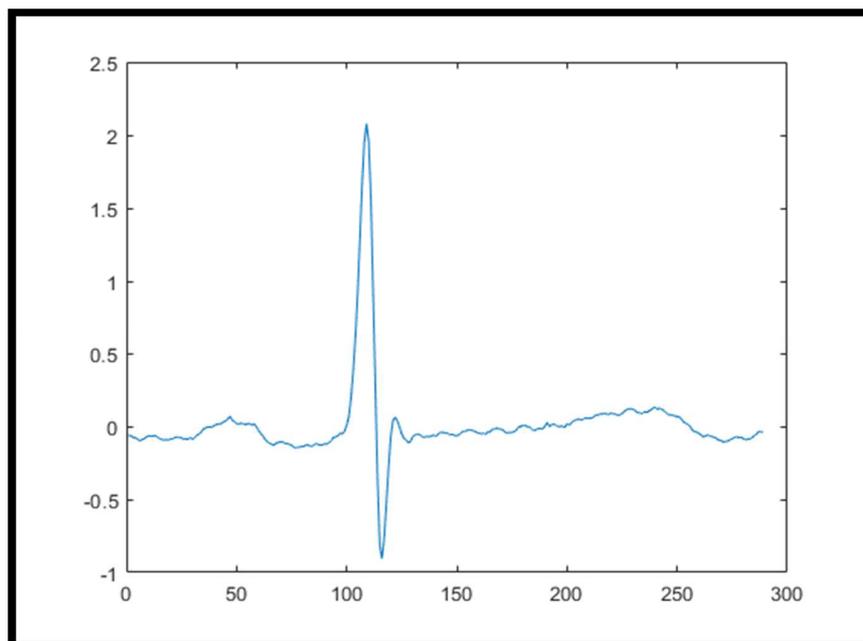


Figura .3. Representación gráfica de los coeficientes CWT

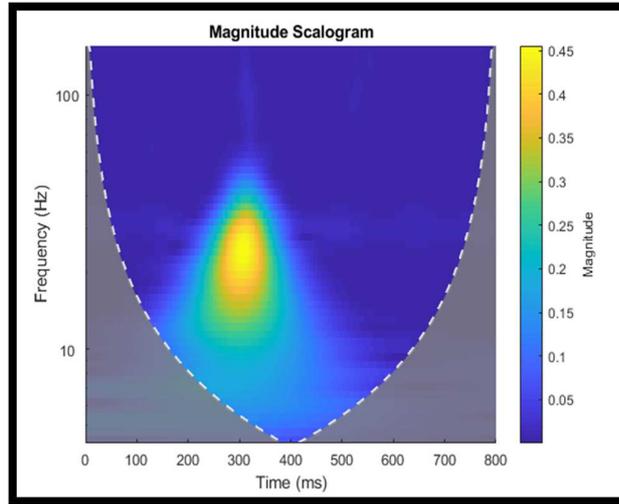
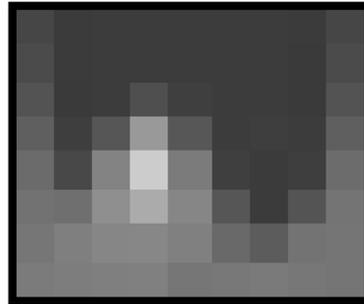


Figura .4. Reducción de la imagen (Img) con la función "imresize" de Matlab



Latido de bloqueo de rama izquierda (L)

Figura .5. MIT-BIH número de registro de la grabación 111

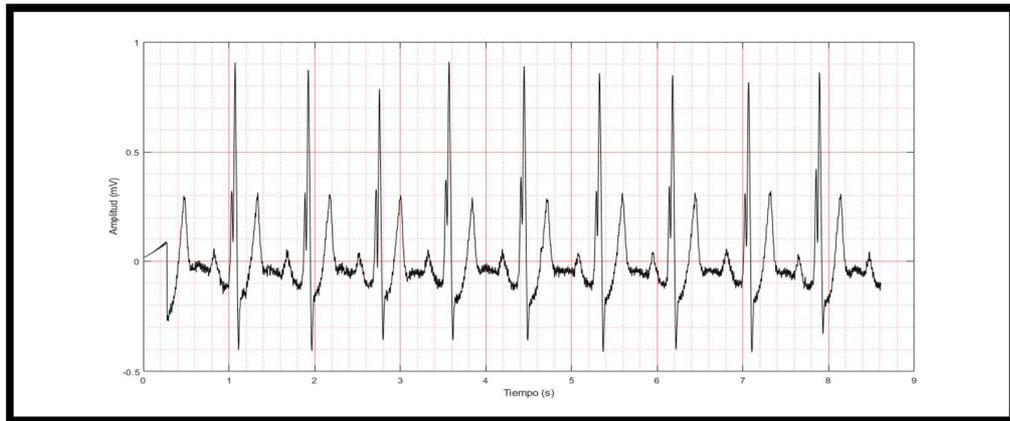


Figura .6. Latido tipo L

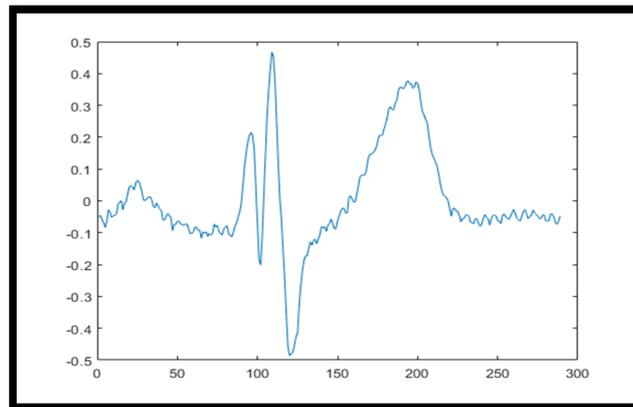


Figura .7. Representación gráfica de los coeficientes CWT

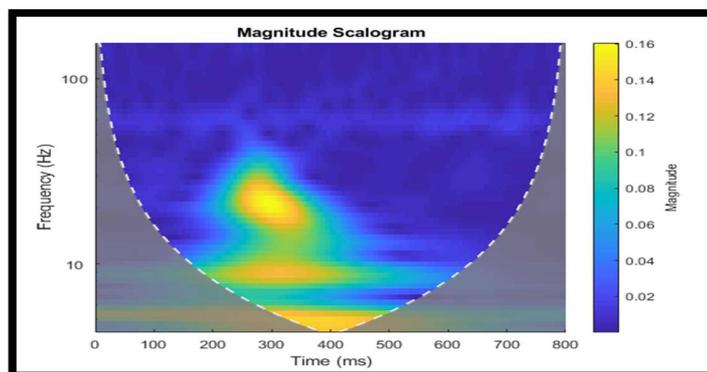
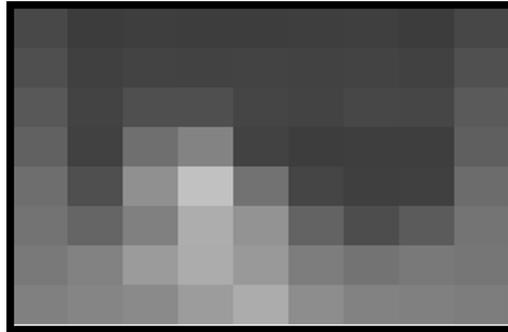


Figura .8. Reducción de la imagen (Img) con la función "imresize" de Matlab



Latido de bloque de rama derecha (R)

Figura .9. MIT-BIH número de registro de la grabación 118

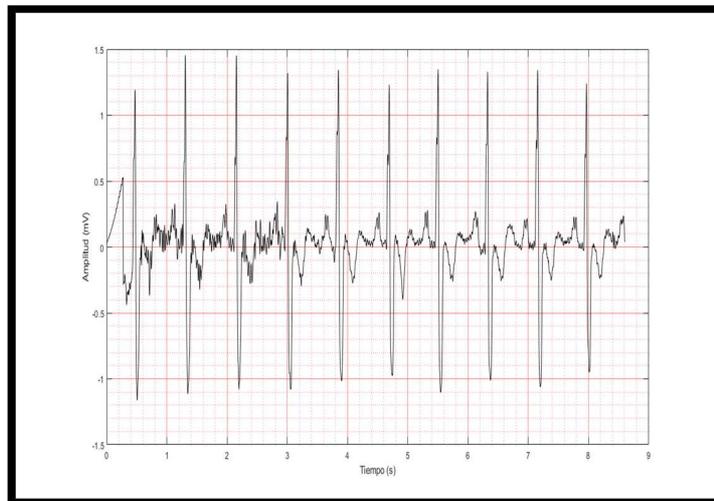


Figura .10. Latido tipo R

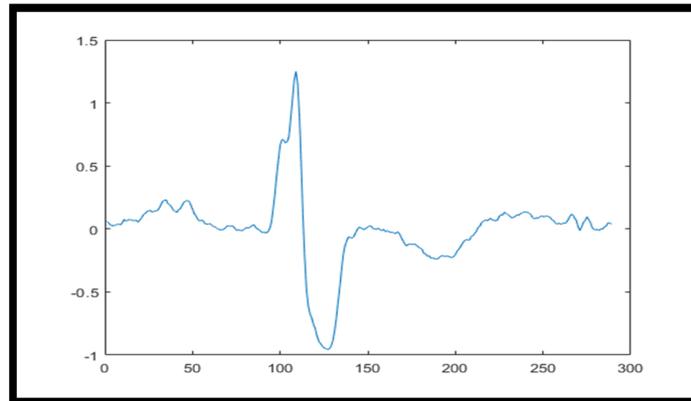


Figura .11. Representación gráfica de los coeficientes CWT

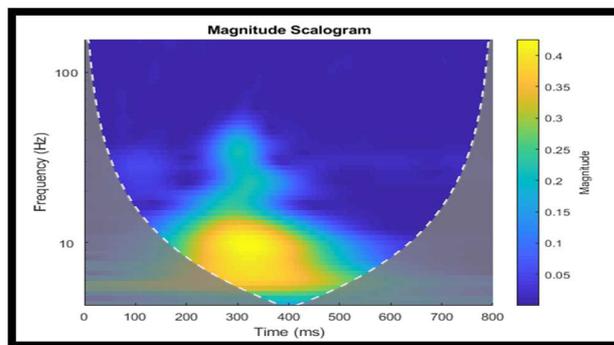
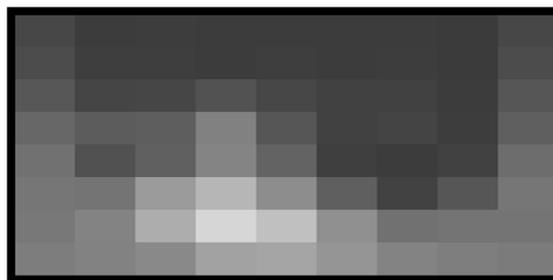


Figura .12. Reducción de la imagen (Img) con la función "imresize" de Matlab



Latido auricular prematuro (A)

Figura .13. MIT-BIH número de registro de la grabación 207

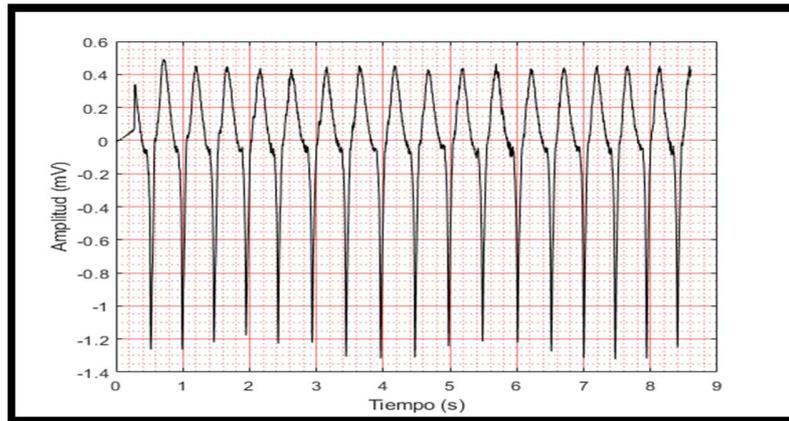


Figura .14. Latido tipo A

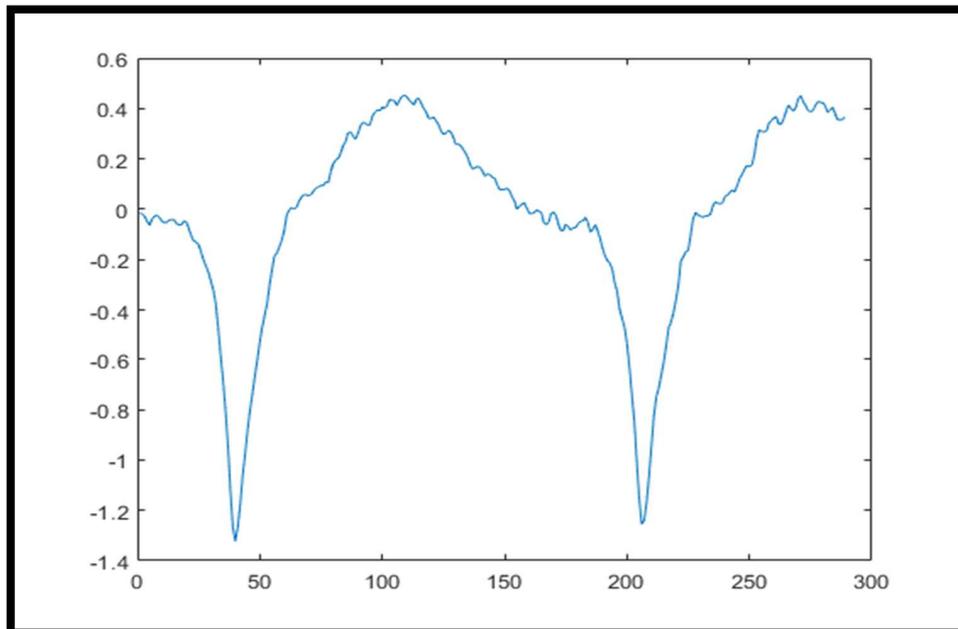


Figura .15. Representación gráfica de los coeficientes CWT

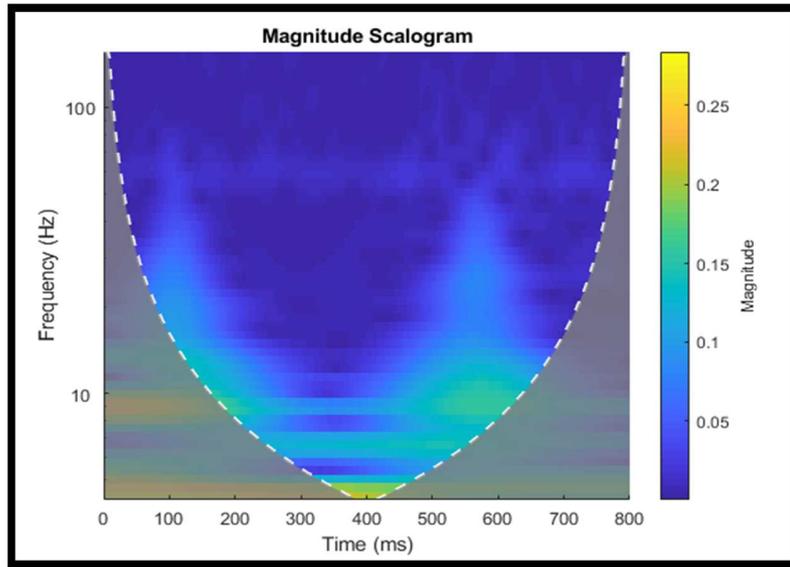
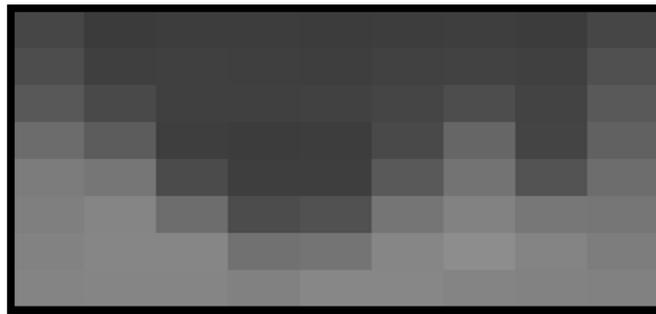


Figura .16. Representación gráfica de los coeficientes CWT



Latido auricular prematuro aberrado (a)

Figura .17. MIT-BIH número de registro de la grabación 201

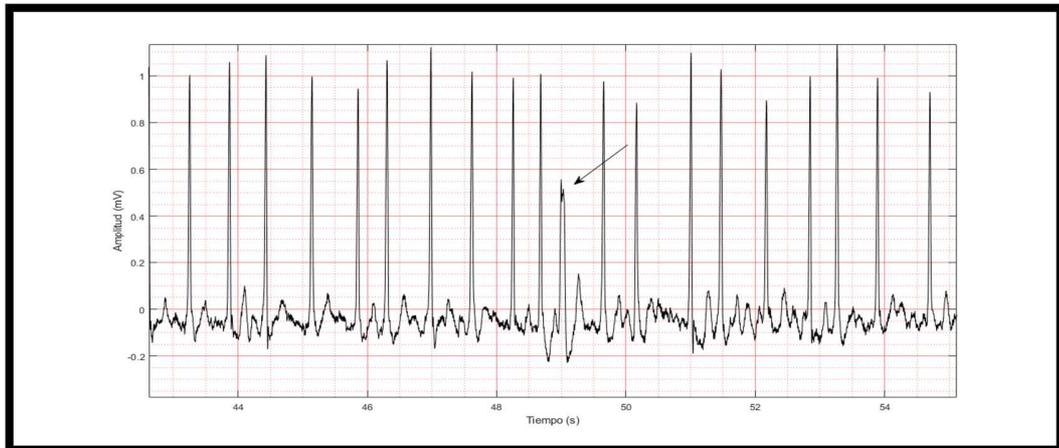


Figura .18. Latido tipo a

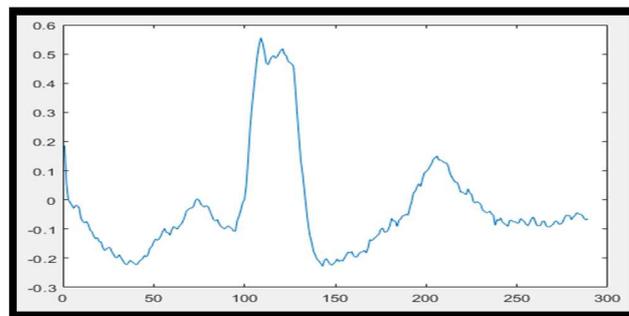


Figura .19. Representación gráfica de los coeficientes CWT

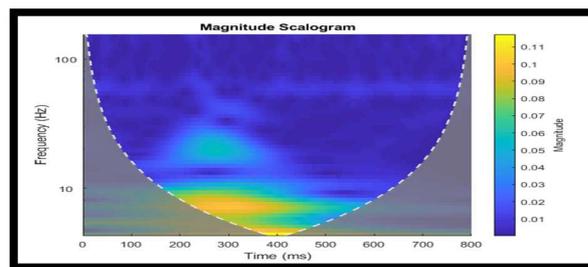


Figura .20. Representación gráfica de los coeficientes CWT



Contracción ventricular prematura (V)

Figura .21. MIT-BIH número de registro de la grabación 114

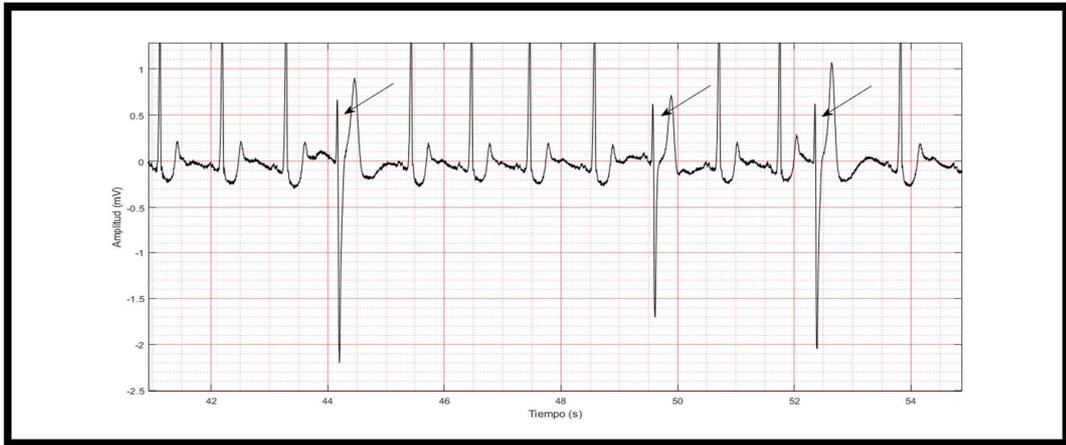


Figura .22. Latido tipo a

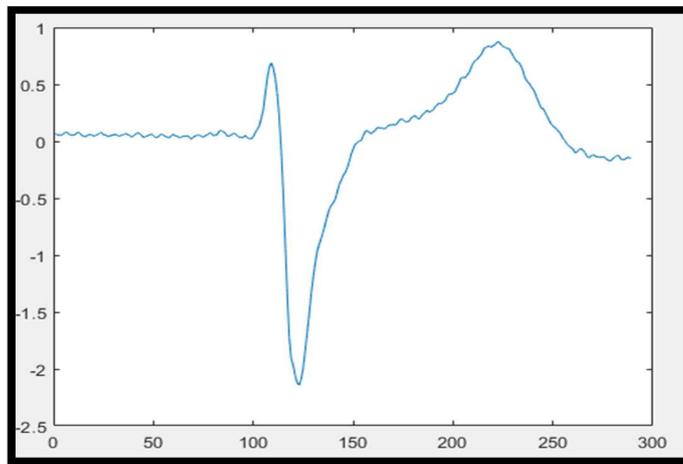


Figura .23. Representación gráfica de los coeficientes CWT

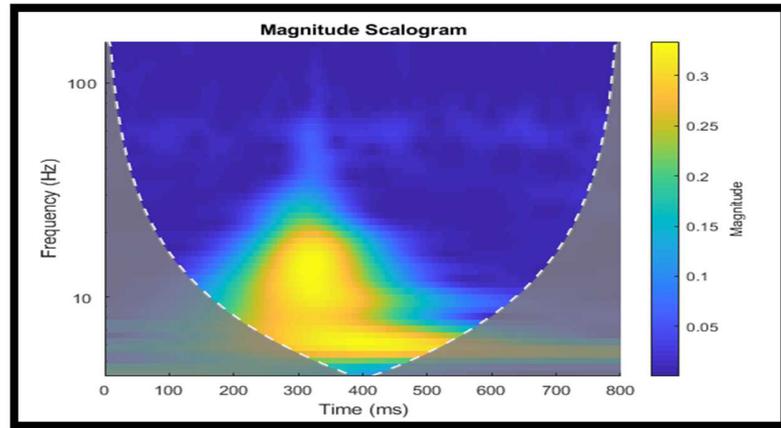
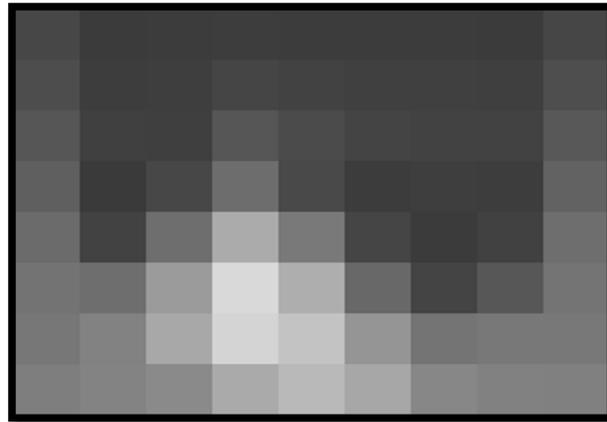


Figura .24. Representación gráfica de los coeficientes CWT



Latido de escape ventricular (E)

Figura .25. MIT-BIH número de registro de la grabación 207

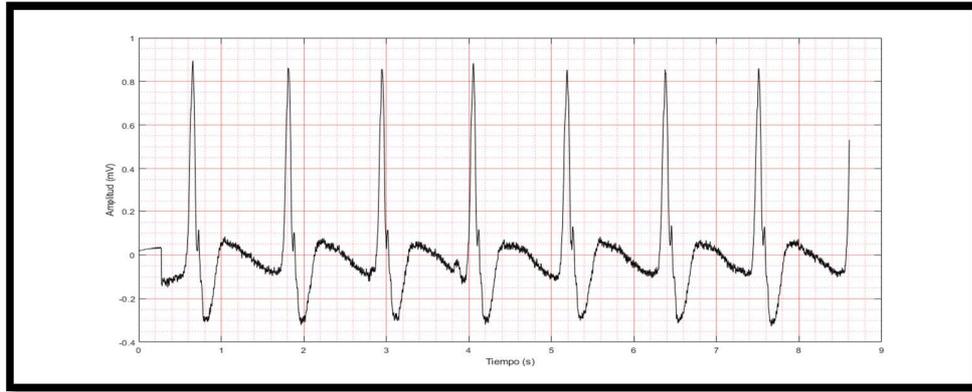


Figura .26. Latido tipo E

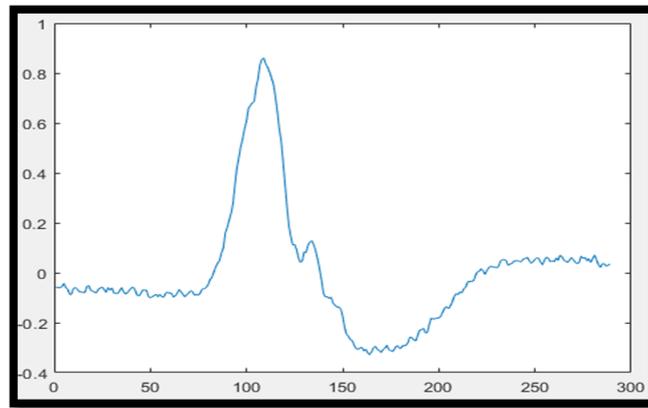


Figura .27. Representación gráfica de los coeficientes CWT

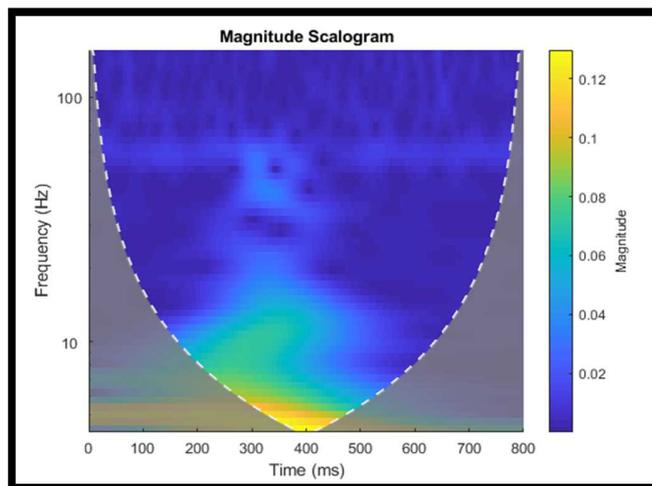
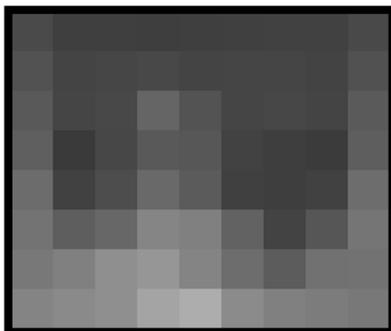


Figura .28. Representación gráfica de los coeficientes CWT



Ritmo acelerado (/)

Figura .29. MIT-BIH número de registro de la grabación 107



Figura .30. Latido tipo /

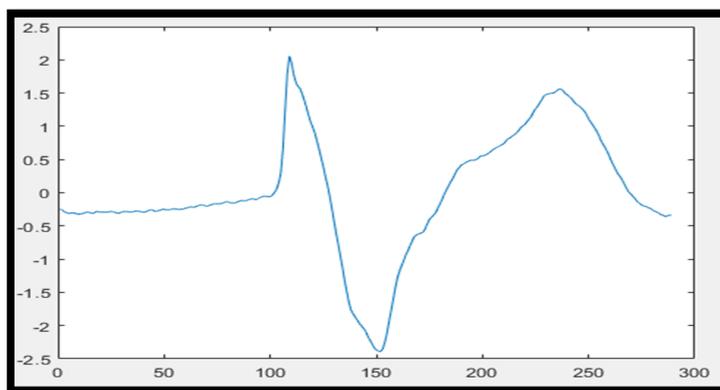


Figura .31. Representación gráfica de los coeficientes CWT

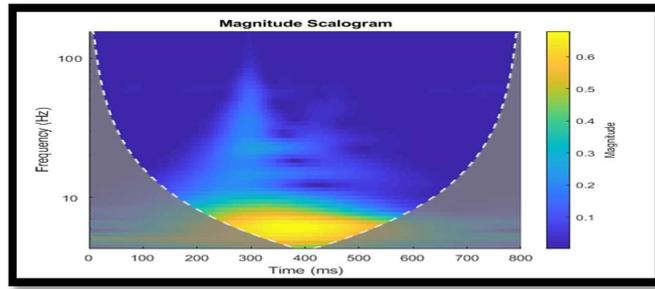
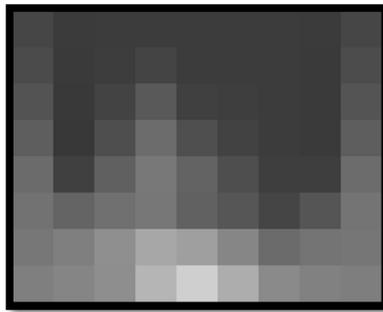


Figura .32. Representación gráfica de los coeficientes CWT



Latido inclasificable (Q)

Figura .33. MIT-BIH número de registro de la grabación 101

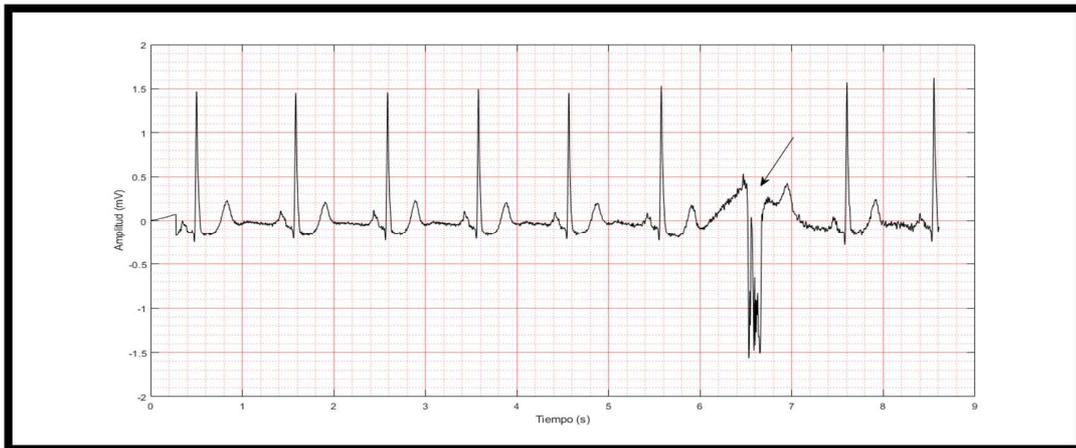


Figura .34. Latido tipo Q

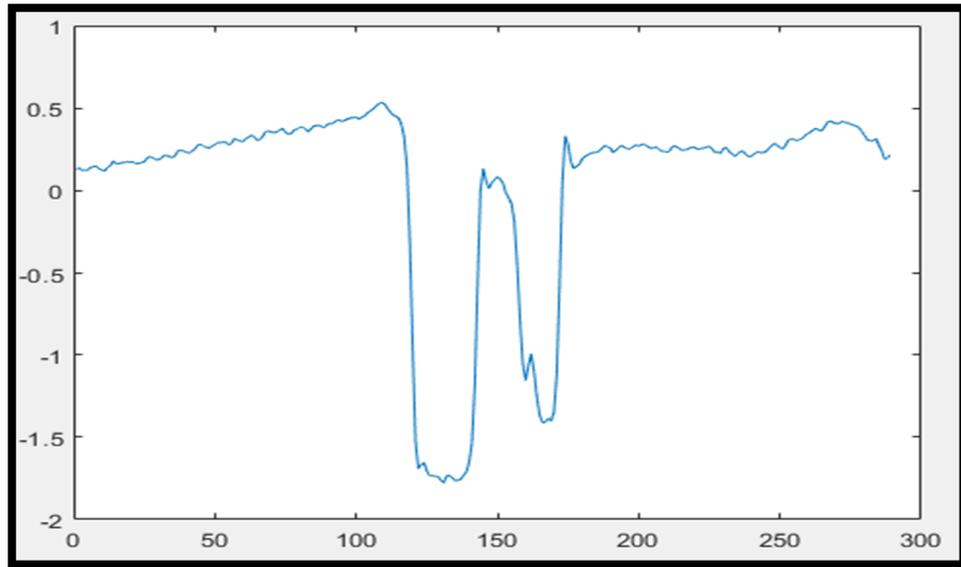


Figura .35. Representación gráfica de los coeficientes CWT

