

**UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**



**PROYECTO DE GRADO**

**POSTULANTE: YAMIL HUGO MARZANA PERALTA**

**PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

**“CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS CARDIACAS UTILIZANDO ANÁLISIS DE  
COMPONENTES PRINCIPALES Y REDES NEURONALES PRE-ALIMENTADAS EN  
SEGMENTOS CORTOS DE ELECTROCARDIOGRAMA”**

**TUTOR: CAMPERO BUSTILLOS JOSE**

**LA PAZ – BOLIVIA**

**2019**



**UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS  
FACULTAD DE INGENIERIA**



**LA FACULTAD DE INGENIERIA DE LA UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS AUTORIZA EL USO DE LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO SI LOS PROPÓSITOS SON ESTRICTAMENTE ACADÉMICOS.**

**LICENCIA DE USO**

El usuario está autorizado a:

- a) Visualizar el documento mediante el uso de un ordenador o dispositivo móvil.
- b) Copiar, almacenar o imprimir si ha de ser de uso exclusivamente personal y privado.
- c) Copiar textualmente parte(s) de su contenido mencionando la fuente y/o haciendo la cita o referencia correspondiente en apego a las normas de redacción e investigación.

El usuario no puede publicar, distribuir o realizar emisión o exhibición alguna de este material, sin la autorización correspondiente.

**TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. EL USO NO AUTORIZADO DE LOS CONTENIDOS PUBLICADOS EN ESTE SITIO DERIVARA EN EL INICIO DE ACCIONES LEGALES CONTEMPLADAS EN LA LEY DE DERECHOS DE AUTOR.**

## **DEDICATORIA**

La elaboración de este proyecto la dedico a mis padres y a mis hermanas que con apoyo incondicional, amor y confianza permitieron que logre culminar mi carrera profesional.

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios, por la vida y la salud.

A mis padres, mis hermanas, y toda mi familia por su amor incondicional y su apoyo.

A mis amigos y aquellos anónimos que en el transcurso de mi vida marcaron etapas importantes para formarme como persona.

A la Universidad Mayor de San Andrés, por haberme permitido formarme en ella, por todas las oportunidades y experiencias vividas dentro de ella.

A mi estimado asesor de proyecto, Ingeniero Jose Campero Bustillos por sus consejos, y orientación en la elaboración de este proyecto.

A mi estimado docente, Ingeniero Alfonso Jurado por su tiempo y apoyo durante el desarrollo de este trabajo.

A todos los docentes que formaron parte de mi formación universitaria y en especial a Ing. Javier Sanabria, Ing. Juan Carlos Machicao, Ing. Hugo Balderrama por su apoyo incondicional brindado.

## **RESUMEN**

La monitorización electrocardiográfica ambulatoria es un método utilizado para medir la frecuencia y regularidad de los latidos cardiacos en tiempos prolongados. La comparación del patrón y la forma de la onda del electrocardiograma permite a los médicos diagnosticar posibles enfermedades. El procedimiento necesario para el desarrollo de este análisis consume bastante tiempo a los médicos especialistas, debido a que dicho procedimiento trata de un análisis visual de todo el registro electrocardiográfico, con la finalidad de determinar la clasificación de cada segmento electrocardiográfico anómalo. En este sentido, contemplando la situación actual del médico especialista, se plantea una solución que permite automatizar la clasificación de registros electrocardiográficos completos en segmentos.

En el presente proyecto, se presenta el diseño y desarrollo de un sistema que permite la clasificación de arritmias cardiacas mediante la utilización de análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas, en segmentos de diez segundos de electrocardiogramas (ECG). Se reconoce un alto nivel de variabilidad de los registros electrocardiográficos, incluso muestras tomadas de un mismo sujeto pueden ser muy diferentes entre sí, por tal motivo el enfoque mediante el cual se aborda el problema es un desafío académico en si mismo, debido a la aplicación de técnicas de procesamiento de imágenes, y de sistemas de inteligencia artificial como las redes neuronales artificiales empleadas para la clasificación.

Los resultados obtenidos fueron evaluados mediante la técnica de matrices de confusión, y el sistema clasificador logró una exactitud general del 80.1% al distinguir entre los catorce tipos de señales electrocardiográficas en estudio. Estos resultados son prometedores y se podrían mejorar aumentando los datos de entrenamiento.

## Índice de Contenido.

Parte I. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO.....	1
Capítulo 1 .- INTRODUCCIÓN.....	2
1.1.    Antecedentes. ....	3
1.1.1. Sistema de conteo de leucocitos en muestras de sangre humana por recuento diferencial automatizado. ....	3
1.1.2. Sistema interprete del lenguaje de señas boliviano bajo tecnología de visión por computador.....	3
1.1.3. Técnicas y algoritmos básicos de visión artificial. ....	4
1.1.4. Reconocimiento facial mediante el método de análisis de componentes principales.....	4
1.1.5. Análisis de componentes principales en el procesamiento de señales de electrocardiograma. ....	4
1.2.    Definición del Problema.....	5
1.3.    Objetivos. ....	7
1.4.    Justificación.....	7
1.4.1. Económica. ....	7
1.4.2. Académica. ....	8
1.5.    Alcances, limitaciones y aporte.....	8
1.5.1. Alcances.....	8
1.5.2. Limitaciones. ....	9
1.5.3. Aporte. ....	10
Parte II. ASPECTOS REFERENCIALES DEL PROYECTO.....	11
Capítulo 2 .- MARCO TEÓRICO. ....	12

2.1.	Arritmias en señales electrocardiográficas.....	12
2.1.1.	El electrocardiograma.....	14
2.1.2.	Arritmias.....	15
2.2.	Análisis de Componentes Principales. ....	22
2.3.	Redes Neuronales pre-alimentadas. ....	24
2.3.1.	Evaluación de los modelos de clasificación. ....	27
Capítulo 3 .- MARCO DE REFERENCIA. ....		29
3.1.	La especialidad de cardiología en la ciudad de La Paz. ....	29
3.1.1.	Reseña histórica de la Sociedad Boliviana de Cardiología. ....	29
3.1.2.	Procedimiento de la Monitorización Electrocardiográfica Ambulatoria.....	30
3.2.	Isquemia miocárdica y arritmias ventriculares.....	30
3.3.	Consideraciones de la normativa para la implementación de auto-analizadores electrocardiográficos. ....	31
Parte III. DESARROLLO DEL PROYECTO.....		34
Capítulo 4 .- ANALISIS DE REQUERIMIENTOS Y ARQUITECTURA DEL SISTEMA...35		
4.1.	Visión Del sistema. ....	35
4.1.1.	Esquema general.....	35
4.1.2.	Funcionalidades. ....	36
4.2.	Atributos de Requerimientos.....	39
4.2.1.	Matriz de Atributos Funcionales. ....	40
4.3.	Especificación de Requerimientos. ....	45
4.3.1.	Modelos de casos de uso. ....	46
4.4.	Arquitectura del sistema.....	51
4.4.1.	Arquitectura General (Representación en bloques).....	51
4.4.2.	Elemento de Adquisición de Datos.....	51

4.4.3.	Elemento de Procesamiento de Datos.....	51
4.4.4.	Elemento de Almacenamiento de Datos.....	52
4.4.5.	Sistema de Gestión de la Información.....	53
Capítulo 5 .- ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO.....		54
5.1.	Lectura y formación de la señal.....	54
5.1.1.	Registros en la base de datos de arritmias MIT-BIH.....	54
5.1.2.	Pre-procesamiento.....	54
5.2.	Segmentación de la Señal.....	55
Capítulo 6 .- EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS.....		57
6.1.	Características de interés para el reconocimiento de señales electrocardiográficas	57
6.1.1.	Análisis y aplicación de los descriptores de forma.....	57
6.2.	Análisis de Componentes Principales como Soporte de Caracterización.....	60
6.2.1.	Criterio de la varianza explicada.....	60
Capítulo 7 .- Clasificación.....		63
7.1.	Red Neuronal Artificial como soporte de clasificación.....	63
7.1.1.	Arquitectura de la red neuronal artificial.....	63
7.1.2.	Funciones de Activación.....	65
7.1.3.	Algoritmo de entrenamiento y Función de error.....	65
Parte IV. PROTOTIPO.....		66
Capítulo 8 .- IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.....		67
8.1.	Descripción general del prototipo.....	67
8.1.1.	Restricciones para el diseño del prototipo.....	68
8.1.2.	Descripción del prototipo por componentes.....	68
8.1.3.	Componente Intérprete.....	68

8.1.4. Componente de Almacenamiento.....	76
Parte V. ETAPA CONCLUSIVA.....	79
Capítulo 9 .- PRUEBAS Y RESULTADOS.....	80
9.1. Pruebas del prototipo.....	80
9.2. Resultados Generales.....	80
9.2.1. Evaluación del desempeño multiclase del sistema.....	81
9.2.2. Análisis del desempeño temporal.....	83
Capítulo 10 .- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	85
10.1. Conclusiones.....	85
10.2. Recomendaciones.....	87
MATERIAL ANEXO Y COMPLEMENTARIO.....	89
<b>Bibliografía.....</b>	<b>90</b>
Anexo A. Derivaciones de los Registros de la base de datos MIT-BIH.....	92
Anexo B. Pruebas y desempeño del sistema utilizando los registro electrocardiográficos 207, 223 y 106.....	94
Anexo C. Código desarrollado del sistema en Matlab.....	109
Anexo D. Interfaz Gráfica de Usuario.....	112
Anexo E. Código desarrollado de la Interfaz gráfica de usuario.....	115

## Índice de figuras.

Figura 2.1 Cavidades cardiacas. ....	12
Figura 2.2 Elementos del sistema de conducción eléctrica del corazón.....	14
Figura 2.3 Esquema de electrocardiograma del ritmo sinusal y los intervalos en el complejo PQRST. ....	15
Figura 2.4 Trazo de electrocardiograma que representa el ritmo sinusal normal.....	16
Figura 2.5 Trazo de electrocardiograma que representa el Aleteo Auricular.....	16
Figura 2.6 Trazo de electrocardiograma que representa el Aleteo Ventricular.....	17
Figura 2.7 Trazo de electrocardiograma que representa el Bigeminismo Ventricular. ....	17
Figura 2.8 Trazo de electrocardiograma que representa el Trigemínismo Ventricular. ....	18
Figura 2.9 Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de la rama derecha. ....	18
Figura 2.10 Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de la rama derecha. ....	19
Figura 2.11 Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de segundo grado Mobitz II. ....	19
Figura 2.12 Trazo de electrocardiograma que representa la Fibrilación Auricular.....	20
Figura 2.13 Trazo de electrocardiograma que representa la Taquicardia Supra Ventricular. ...	20
Figura 2.14 Trazo de electrocardiograma que representa la Taquicardia Ventricular. ....	21
Figura 2.15 Trazo de electrocardiograma que representa el Ritmo Idioventricular. ....	21
Figura 2.16 Trazo de electrocardiograma que representa el Síndrome de Wolff-Parkinson-White. ....	21
Figura 2.17 Ejemplo de la recta que minimiza las distancias ortogonales de los puntos a ella.	22
Figura 2.18 Conversión de imagen NxN en vector $N \times 1$ . ....	23
Figura 2.19 Modelo de neurona artificial estándar.....	25
Figura 2.20 Izquierda: función sigmoide, derecha: función ReLU. ....	25
Figura 2.21 Esquema habitual de una red neuronal pre-alimentada de 3 capas.....	26
Figura 2.22 Matriz de confusión para una tarea de clasificación binaria. ....	28
Figura 4.1 Esquema general del sistema. ....	35
Figura 4.2 Esquema del elemento de procesamiento de datos. ....	37

Figura 4.3 Esquema del Sistema de Gestión de la Información.....	38
Figura 4.4 Diagrama de clases.....	45
Figura 4.5 Modelo de Caso de Uso: Adquisición de Datos.....	47
Figura 4.6 Modelo de Caso de Uso: Almacenamiento de Datos.....	48
Figura 4.7 Modelo de Caso de Uso: Entrenamiento.....	49
Figura 4.8 Modelo de Caso de Uso: Reconocimiento.....	49
Figura 4.9 Modelo de Caso de Uso: Gestión del sistema.....	50
Figura 4.10 Representación en bloques del Sistema.....	51
Figura 5.1 Trazos de 30 segundos de las señales electrocardiográficas obtenidas del archivo digital 223 de la base de datos de arritmias MIT-BIH: a) Canal 1, b) Canal 2.....	55
Figura 5.2 Trazo de 3600 muestras (equivalente a 10 segundos), obtenido del archivo digital 106 de la base de datos de arritmias MIT-BIH.....	56
Figura 6.1 Varianza explicada en función del número de autovalores.....	62
Figura 7.1 Esquema de Etapas de la implementación de la Red Neuronal.....	63
Figura 8.1 Descripción general del Prototipo.....	67
Figura 8.2 Diagrama de flujo del proceso de Adquisición de datos.....	69
Figura 8.3 Segmento de diez segundos de electrocardiograma.....	70
Figura 8.4 Diagrama de flujo del proceso de Segmentación.....	71
Figura 8.5 a) Imagen de la señal en escala de grises, b) Imagen de la señal reconstruida utilizando 837 autovalores.....	72
Figura 8.6 Diagrama de flujo del proceso de Caracterización.....	73
Figura 8.7 Diagrama de flujo del proceso de entrenamiento de las redes neuronales.....	74
Figura 8.8 Diagrama de flujo del proceso de Clasificación.....	75
Figura 8.9 Ejemplos de segmentos de la base de datos de arritmias MIT-BIH.....	78
Figura 9.1 Matriz de confusión del sistema desarrollado.....	82
Figura A.1 Derivación II modificada (MLII).....	93
Figura D.2 Interfaz gráfica de usuario.....	112
Figura D.3 Selección del archivo.....	113
Figura D.4 Resultado de la clasificación.....	114

## Índice de Tablas.

Tabla 3.1 Mapeo de los tipos de latidos de la base de datos de arritmia MIT-BIH a las clases de latidos del corazón de AAMI.....	32
Tabla 4.1 Lista de requerimientos del sistema separados en grupos funcionales.....	40
Tabla 4.2 Obtención de datos: Configuración.....	40
Tabla 4.3 Obtención de datos: Procesamiento.....	40
Tabla 4.4 Almacenamiento de datos: Configuración .....	41
Tabla 4.5 Almacenamiento de datos: Procesamiento.....	41
Tabla 4.6 Segmentación del registro: Procesamiento.....	42
Tabla 4.7 Caracterización: Procesamiento. ....	42
Tabla 4.8 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Configuración. ....	43
Tabla 4.9 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Procesamiento.....	43
Tabla 4.10 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Operación.....	44
Tabla 4.11 Clasificación: Configuración.....	44
Tabla 4.12 Clasificación: Procedimiento.....	44
Tabla 4.13 Clasificación: Operación. ....	45
Tabla 4.14 Actores.....	47
Tabla 6.1 Forma de cada señal electrocardiográfica en estudio. ....	58
Tabla 7.1 Número total de segmentos de entrenamiento por clase. ....	64
Tabla 9.4 Exactitud, Tasa de Verdaderos Positivos y el Valor Predictivo positivo del Sistema clasificador. ....	83
Tabla 9.5 Análisis del desempeño temporal.....	84
Tabla B.1 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 207 de la base de datos de arritmia MIT-BIH.....	94
Tabla B.2 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 223 de la base de datos de arritmia MIT-BIH.....	99
Tabla B.3 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 106 de la base de datos de arritmia MIT-BIH.....	104

## LISTA DE ABREVIACIONES.

AAMI Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica

ACP Análisis de Componentes Principales

AFIB Atrial Fibrillation – Fibrilación Auricular

AHA American Heart Association – Asociación Americana del Corazón

ANN Artificial Neural Network – Redes Neuronales Artificiales

AV Atrioventricular – Aurícula Ventricular

BD Base de Datos

ECG Electrocardiogram – Electrocardiograma

ECV Enfermedades Cardiovasculares

INE Instituto Nacional de Estadística

MIT-BIH Massachusetts Institute of Technology Beth Israel Hospital database – Base de datos de los laboratorios en el Hospital Beth Israel de Boston y en el Instituto de Tecnología de Massachusetts

MLP Multilayer Perceptron – Perceptron multicapa

NST Noise Stress Test – Prueba de estrés de ruido

OMS Organización Mundial de la Salud

RUP Proceso Unificado Racional – Rational Unified Process

SEDES Servicio Departamental de Salud

SA Sinoatral – Sinoauricular

TSV Taquicardia Supra ventricular

TVP Taquicardia Ventricular Paroxística

WPW Wolff-Parkinson-White

# Parte I. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO.

## Capítulo 1 .- INTRODUCCIÓN.

El corazón es el órgano central del aparato circulatorio, y es uno de los más importantes del cuerpo humano, actúa como bomba que impulsa la sangre a distintas regiones del organismo. Esta actividad hace que cualquier problema en el funcionamiento del mismo repercuta sobre los demás órganos del cuerpo. El estilo de vida inadecuado al tener una dieta poco saludable, la tensión y el estrés, el consumo de tabaco, y la poca actividad física conducen a enfermedades cardiovasculares.

Las arritmias son alteraciones en la frecuencia, el ritmo o la conducción del impulso eléctrico a través del corazón. Mientras que algunas arritmias son inofensivas, otras pueden ser potencialmente mortales. Por lo tanto, el estudio de arritmias cardíacas, que puede lograrse mediante el análisis de registros de electrocardiogramas, es un tema médico importante.

Una herramienta de diagnóstico importante para identificar irregularidades en el ritmo cardíaco es el electrocardiograma (ECG), que mide la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en la piel de un paciente.

Las arritmias pueden suceder de manera infrecuente y hacer necesaria la monitorización de la actividad del corazón durante largos periodos de tiempo, esto hace inviable que un cardiólogo analice manualmente la gran cantidad de datos generados. Por lo tanto es necesaria la creación de sistemas automáticos que analicen los datos, y puedan reconocer y clasificar los distintos tipos de arritmias.

Se han realizado muchas técnicas para la clasificación de arritmias cardíacas, la mayoría de estos trabajos están basados en la clasificación individual de cada uno de los latidos presentes en el electrocardiograma.

- a) Técnicas en el dominio del tiempo, basándose en la estabilidad y repetitividad del periodo de los patrones de onda para seleccionar algunos parámetros para la discriminación entre taquicardia ventricular y fibrilación ventricular.
- b) Técnicas en el dominio de la frecuencia, este algoritmo está basado en el espectro de potencia de onda QRS que extrae complejos QRS individuales de señales, y de esta forma clasifica en tres tipos de ritmos, ritmo supra ventricular, ritmo ventricular incluida la taquicardia ventricular y la contracción ventricular prematura, y la fibrilación ventricular.

En ambos casos desarrollando cada vez mejores descriptores, para la extracción de características y clasificación de arritmias. Recientemente, se han presentado unos trabajos (Rajpurkar, 2017) (Xia, 2018) que en lugar de clasificar latidos individuales lo que hacen es clasificar segmentos de tiempo fijo del electrocardiograma, con la finalidad de minimizar el margen de error (Andreotti, 2017).

## **1.1. Antecedentes.**

### **1.1.1. Sistema de conteo de leucocitos en muestras de sangre humana por recuento diferencial automatizado.**

Las técnicas de procesamiento de imágenes, y el reconocimiento de patrones a partir de la inteligencia artificial han alcanzado un notable desarrollo, de esta forma esta temática ha sido de gran apoyo en diferentes aplicaciones. En la Facultad de Ingeniería, Universidad Mayor de San Andrés, el trabajo “Sistema de conteo de leucocitos en muestras de sangre humana por recuento diferencial automatizado” desarrollado por Jimmy H. Linares, presentan el diseño y desarrollo del sistema que permite automatizar el conteo de leucocitos, que encara un problema de clasificación y procesamiento digital sobre imágenes de células blancas. El cual permiten aislar y caracterizar las células blancas dentro de las imágenes microscópicas adquiridas, y para la clasificación el empleo de sistemas de inteligencia artificial a través de las redes neuronales artificiales (Linares, 2018).

### **1.1.2. Sistema interprete del lenguaje de señas boliviano bajo tecnología de visión por computador.**

El proyecto de procesamiento de imágenes y visión por computador, denominado “Sistema intérprete del lenguaje de señas boliviano bajo tecnología de visión por computador” desarrollado por Evert I. Pocomá en la Facultad de Ingeniería, Universidad Mayor de San Andrés, presentan el desarrollo de un sistema de instrumentación en el ámbito de visión por computador, empleando el reconocimiento de patrones para la interpretación del alfabeto dactilológico del lenguaje de señas boliviano, en su desarrollo se consideró la aplicación de técnicas y herramientas en el ámbito del procesamiento de imágenes, y el reconocimiento de patrones, abordando conceptos referidos a las máquinas de aprendizaje mediante el uso de las máquinas de soporte de vectores (Pocomá, 2014).

### **1.1.3. Técnicas y algoritmos básicos de visión artificial.**

El Grupo de Investigación EDMANS, de la universidad de Rioja, España. Exponen acerca de la importancia de factores como la iluminación, el control del entorno, las cámaras, el hardware, etc., algoritmos de procesado, fundamentales para el tratamiento previo de la imagen, también algunos algoritmos y técnicas utilizados en las tareas de extracción o segmentación de los objetos de la imagen. Por último, se plantean aquellas técnicas que permiten parametrizar los objetos segmentados (González, 2006).

### **1.1.4. Reconocimiento facial mediante el método de análisis de componentes principales**

En la Universidad de Ingeniería y tecnología RUET, los investigadores Paul Liton Chandra y Abdulla Al Sumam abordan el enfoque de análisis de componentes principales para el problema de reconocimiento facial y se propuso un sistema de reconocimiento facial basado en el enfoque de vectores propios. El algoritmo se probó para la base de datos de imágenes ETE-07 series, RUET y se implementó utilizando MATLAB. Las pruebas realizadas en imágenes de mapa de bits, imágenes PNG e imágenes JPEG de varios sujetos en diferentes poses mostraron que este método daba una muy buena clasificación de caras, aunque tiene limitaciones sobre las variaciones en el tamaño de la imagen. El enfoque de vectores propios proporciona una solución práctica que se adapta bien al problema del reconocimiento facial. Es rápido, relativamente simple y se ha demostrado que funciona bien en entornos restringidos (Paul, 2012).

### **1.1.5. Análisis de componentes principales en el procesamiento de señales de electrocardiograma.**

El grupo de investigación en Bioingeniería, Electrónica y Telemedicina, de la Escuela Politécnica superior de Gandia, España, describen brevemente los fundamentos del análisis de componentes principales (ACP), también se revisan varias aplicaciones de electrocardiograma (ECG) donde se han empleado con éxito técnicas de análisis de componentes principales, que incluyen compresión de datos, además del análisis del segmento ST-T para la detección de isquemia miocárdica y anomalías en la re polarización ventricular, extracción de ondas fibrilatorias auriculares para una caracterización detallada de la fibrilación auricular (Castells, 2007).

## 1.2. Definición del Problema.

En la actualidad, las enfermedades cardiovasculares o mejor conocidas como enfermedades del corazón son una de las principales causas de muerte en todo el mundo, de hecho La Organización Mundial de la Salud (OMS) reporta que las enfermedades cardiovasculares (ECV) representan en mucha mayor medida a los países de ingresos bajos y medianos: más del 80% de las defunciones por esta causa se producen en estos países, la mayoría se deben a arritmias ventriculares, básicamente fibrilación ventricular, provocadas por episodios de isquemia miocárdica. Un estudio realizado por la OMS en el año 2016, a la población boliviana, expone que la proporción de mortalidad por causa de enfermedades del corazón es del 23% (World Health Organization , 2016), además referente a ese mismo año el Servicio Departamental de Salud (SEDES) La Paz reportó un total de 1868 casos de enfermedades cardiovasculares (Servicio Departamental de Salud, 2016).

El Instituto Nacional de Estadística (INE) reveló que pese al déficit que existe, la cobertura hospitalaria aumentó en los últimos años (Instituto Nacional de Estadística, 2016). Si bien no hay una regla de oro que permita evaluar la cantidad suficiente de personal sanitario, la OMS estima que debería haber 23 profesionales de atención de salud por cada diez mil habitantes y de los cuales nueve tendrían que ser especialistas (World Health Organization, 2009). Claramente Bolivia está muy lejos de ese estándar con doce médicos por cada diez mil habitantes (World Health Organization, 2009). Como resultado se tiene una constante saturación de los servicios de salud de la ciudad de La Paz, sobre todo en hospitales que cuentan con servicios de atención especializada, esto hace que el paciente reciba una atención poco adecuada y eficiente.

La realización de una monitorización electrocardiográfica (ECG) permite la obtención de un trazado electrocardiográfico completo (dos o más canales), esto permite al médico especialista una adecuada valoración, que se incluye en diferentes fases de la actividad diaria de los pacientes. Para una correcta interpretación de sus resultados se debe presentar especial atención a las características del registro electrocardiográfico y conocer su comportamiento ante alteraciones no relacionadas con la actividad eléctrica cardiaca, los cuales son resultado de, artefactos de movimiento debido a temblores como el temblor esencial “essential tremor”, la enfermedad de Parkinson, hipertiroidismo, fármacos, también estos artefactos pueden ser generados de manera

intencional a causa de pacientes con falta de colaboración, y también a causa de interferencias eléctricas (Pérez Riera & Barbosa Barros, 2017).

Estas alteraciones representan una demora en el análisis de los registros ECG, la observación clínica de una monitorización ambulatoria puede llevar entre una a cinco horas<sup>1</sup>.

Entonces, el análisis del examen médico puede verse afectado por el agotamiento del cardiólogo, y otras circunstancias subjetivas. Dicha problemática se ve agravada, por la cantidad de exámenes médicos que se realizan y el tiempo que toma el análisis de cada uno de ellos, de esta manera posponiendo los resultados del diagnóstico y el respectivo tratamiento del paciente.

Esta problemática no es reciente, y la aplicación de mecanismos de visión artificial ha sido trabajada en los últimos años. Y en referencia al desarrollo de una solución basada en estos mecanismos, presentan desafíos académicos en ciernes al tratar con el procesamiento de imágenes y máquinas de aprendizaje. Es importante mencionar que el procesamiento de imágenes aplicado a los registros electrocardiográficos es un desafío para la investigación.

Por lo tanto, la visión que se planteó en la fase inicial, consideran al menos los siguientes aspectos:

- La adquisición de conocimientos referentes a: la interpretación de un registro ECG, las Arritmias Cardiacas, el Reconocimiento de patrones, y el Aprendizaje de Maquina, las cuales representaron un desafío al mismo tiempo una motivación al acceder en un campo relativamente nuevo, representando un esfuerzo adicional antes y durante el desarrollo del proyecto.
- El desarrollo del proyecto es bajo una metodología formal de desarrollo de proyectos, el empleo del Proceso Unificado Racional (RUP por sus siglas en inglés de Rational Unified Process).
- El sistema propuesto como solución tiene que ser capaz de clasificar y localizar las arritmias cardiacas en segmentos de diez segundos, a partir de un registro electrocardiográfico de entrada (The Society of Cardiological Science and Technology, 2010).

---

<sup>1</sup> Entrevista realizada a médico especialista del Instituto Nacional del Torax.

### **1.3. Objetivos.**

Diseñar un sistema de clasificación de arritmias cardiacas utilizando análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas a partir de segmentos cortos de electrocardiograma, proyectando que este sistema promueva la brevedad en el análisis de la monitorización electrocardiográfica ambulatoria, y de esta manera agilizar el desarrollo de este servicio.

Para ello será necesario:

- Analizar e investigar los aspectos que involucra el proceso de interpretación de los registros electrocardiográficos, a fin de identificar los requerimientos necesarios.
- Identificar y evaluar las técnicas relacionadas a la visión por computador específicamente al aprendizaje de máquina y técnicas de procesamiento de imágenes para la caracterización.
- Diseñar el sistema en base a una metodología formal de desarrollo de proyectos, considerando aspectos de la metodología Proceso Unificado Racional.
- Describir el proceso de reconocimiento del sistema, mediante la descripción de las técnicas utilizadas en la caracterización y el empleo de las máquinas de aprendizaje específicamente en la técnica de análisis de componentes principales y las redes neuronales pre-alimentadas. Señalando las variaciones y consideraciones realizadas en sus algoritmos, con el propósito de obtener un vector de características de menor dimensión y un menor coste computacional a la vez de una mejor clasificación.
- Implementar un prototipo en el que se aprecien las funcionalidades del sistema.
- Evaluar el desempeño del sistema clasificador implementado con los resultados obtenidos manualmente en el Instituto de Tecnología de Massachusetts-Hospital Beth Israel.

### **1.4. Justificación.**

#### **1.4.1. Económica.**

El presente trabajo propone mejorar la duración del análisis de la monitorización electrocardiográfica ambulatoria, esto podría representar una potencial implicación económica

positiva e indirecta para el sistema hospitalario. Además como consecuencia se obtendría el ahorro en tiempo para el paciente.

### **1.4.2. Académica.**

El presente proyecto pretende dar a conocer temáticas como el procesamiento de imágenes, y las redes neuronales como elementos clasificadores, también de fortalecer el conocimiento y la investigación con referencia a la aplicación del procesamiento de imágenes y de las máquinas de aprendizaje.

## **1.5. Alcances, limitaciones y aporte.**

### **1.5.1. Alcances.**

El presente proyecto se desarrollará el diseño un sistema de clasificación de arritmias cardiacas utilizando análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas a partir de segmentos cortos de electrocardiograma, utilizando la herramienta de programación Matlab®.

En relación a los objetivos establecidos se consideraran los siguientes alcances:

Para la elaboración del elemento de lectura y procesamiento de registros generados por electrocardiogramas, se empleará un elemento de lectura para los archivos en formato digital.

Para la caracterización de los segmentos de ECG, se emplearán el análisis de componentes principales (ACP).

Para el entrenamiento del sistema con los patrones obtenidos de cada señal electrocardiográfica, con sus respectivas salidas. Para los siguientes tipos de arritmia: Aleteo auricular, fibrilación auricular, taquicardia supra ventricular, Wolff-Parkinson-White, bigeminismo ventricular, trigeminismo ventricular, taquicardia ventricular, ritmo idioventricular, aleteo ventricular, bloqueo de la rama izquierda, bloqueo de la rama derecha, y el bloqueo de segundo grado Mobitz II.

Para la evaluación de resultados obtenidos, se considerará la matriz de confusión de las predicciones del modelo, para un mejor análisis del clasificador diseñado.

### **1.5.2. Limitaciones.**

En el presente proyecto de grado se desarrolla el diseño de un clasificador de arritmias cardiacas utilizando análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas a partir de segmentos cortos de electrocardiograma, sin considerar una transferencia de aprendizaje del modelo, la implementación en un entorno médico, o la implementación en electrocardiógrafos, únicamente el sistema está encargado de la caracterización, y clasificación de las arritmias cardiacas.

En cuanto a los límites específicos se tiene:

El sistema encargado de la lectura de los archivos solo está diseñado para archivos de la base de datos de arritmias MIT-BIH, de PhysioNet (Goldberger AL, 2000). Los cuales fueron utilizados en el sistema.

Los inconvenientes mencionados en la problemática, sobre el apoyo en términos médicos en la emisión de un diagnostico eficiente y confiable para el paciente, y aspectos económicos, además de los aspectos comerciales, el presente trabajo no entra en detalles ni análisis estadísticos acerca de los inconvenientes planteados.

En la segmentación de los registros del electrocardiograma (ECG), se tomó una segmentación de diez segundos de grabación de una arritmia, ya que a mayor tiempo de grabación significa mayor información introducida al sistema clasificador el cual exige un mayor costo computacional.

En la caracterización de los segmentos de ECG, la resolución de la imagen caracterizada dependerá completamente de las especificaciones del electrocardiograma, ya que a mayor información generada por el electrocardiograma, se tendrá una mejor imagen.

En el presente proyecto se va a utilizar el análisis de componentes principales (ACP) como método de reducción de dimensionalidad, sin considerar el algoritmo completo. Se aplicará para extraer características de cada imagen, y estas características pasaran a una etapa de clasificación en la que se usaran redes neuronales.

El sistema clasificador diseñado, está limitado solo a la clasificación de arritmias cardiacas mencionadas en los alcances de este proyecto.

La alta variabilidad de los datos de ECG conduce a dificultades en la clasificación, incluso las muestras tomadas de un mismo sujeto pueden ser muy diferentes entre sí, existen múltiples fuentes de variabilidad tanto dentro de los sujetos como entre los sujetos. Hasta una variación en

la colocación del electrodo y si este permanece en dicha locación afectan a la variabilidad de los datos.

En el entrenamiento del sistema, el sistema requiere de una gran cantidad de muestras de entrenamiento en muchos casos se habla de miles y decenas de miles de muestras. La recopilación de esta cantidad de datos es escasa, pues requiere de expertos entrenados y toma un tiempo de configuración considerable. Lo cual limita el número de muestras y el número de sujetos para un estudio. En este proyecto se utilizan bases de datos de arritmias cardiacas proporcionados por la página Physio.net (Goldberger AL, 2000). Básicamente la base de datos creada con señales ECG, se seleccionaron fragmentos de señal de ECG sin superposición, para cada arritmia se recolectaron al menos veinte fragmentos de señal, y solo se utilizaron señales de una sola derivación según especificaciones de la base de datos.

### **1.5.3. Aporte.**

Las enfermedades del corazón hoy en día siguen siendo la principal causa de morbilidad y mortalidad en el mundo, más aun en los países de ingresos bajos a medios es particularmente preocupante. El desafío actual apunta a alentar el desarrollo de algoritmos para detectar y clasificar con precisión las grabaciones de electrocardiogramas del corazón recopiladas en una variedad de entornos clínicos, y así identificar con mayor precisión la arritmia cardiaca del sujeto. En este proyecto se desarrolla el diseño de un sistema de clasificación de arritmias cardiacas utilizando análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas, evaluando el rendimiento del sistema para doce arritmias diferentes.



Parte II. ASPECTOS REFERENCIALES DEL  
PROYECTO.

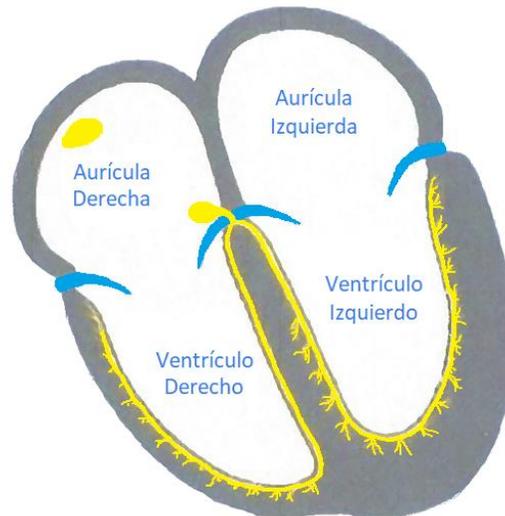
## Capítulo 2 .- MARCO TEÓRICO.

### 2.1. Arritmias en señales electrocardiográficas.

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, es responsable de impulsar la sangre a través de las arterias para distribuirla por todo el cuerpo y está formada por un total de 4 cavidades: la aurícula izquierda, la aurícula derecha, el ventrículo izquierdo y el ventrículo derecho, como se puede observar en la Figura 2.1. El músculo que permite la contracción del corazón es el miocardio el cual se encarga de realizar la contracción por medio de un impulso eléctrico. Es esta actividad eléctrica biológica la que se puede registrar en un electrocardiograma (ECG) y es muy útil en el diagnóstico de un número importante de anomalías del corazón<sup>2</sup>.

El Nódulo Sinusal (SA, Sino Auricular), es el marcapaso dominante del corazón, e inicia una onda de despolarización que se dispersa hacia afuera, estimulando las aurículas a contraerse cuando la onda circular avanza. Esta actividad estimulante es denominada “Ritmo sinusal”, y la generación de estímulos de marcapaso es llamada automaticidad. Otras áreas focales del corazón que tienen automaticidad son llamadas “focos de automaticidad” (Dubin, 1996).

En una situación normal el ritmo del corazón puede llegar a ser de 60 a 100 veces por minuto.



**Figura 2.1 Cavidades cardiacas.**

Fuente: Elaboración Propia

---

<sup>2</sup> La electrofisiología del corazón

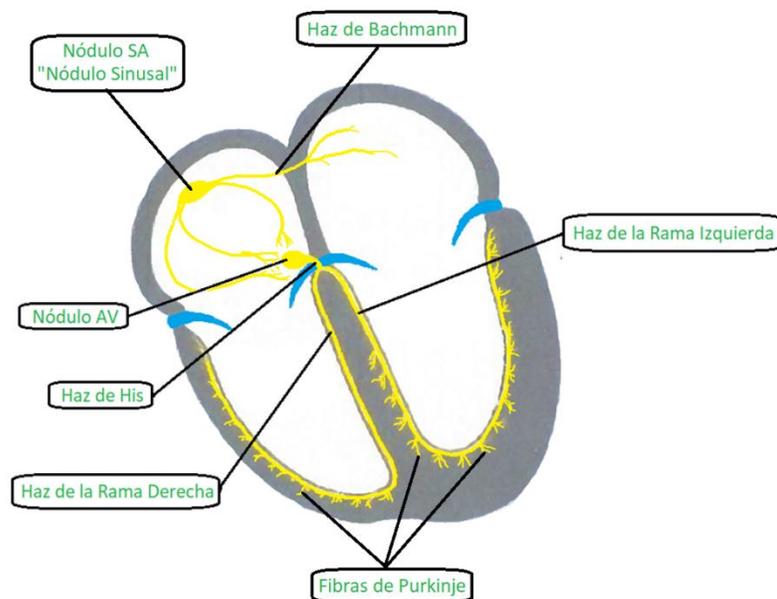
La estimulación eléctrica (despolarización) de las aurículas izquierda y derecha es el resultado de la conducción del impulso, a lo largo del haz de Bachmann y las vías internodales. La contracción es casi simultánea entre las dos aurículas debido a la rápida transmisión de impulsos. Esta contracción simultánea de las aurículas fuerza a la sangre contenida en ellas a pasar por las válvulas Aurícula – Ventricular (AV) entre las aurículas y los ventrículos. Estas válvulas previenen que la sangre regrese a las aurículas y aíslan eléctricamente a los ventrículos de las aurículas.

El nódulo Aurícula-Ventricular (AV), es el único paso de conducción entre las aurículas y los ventrículos.

La despolarización en este lugar ocurre muy lentamente. Después de pasar el impulso eléctrico por el nodo AV, el impulso eléctrico se mueve a través del haz de His, en este punto se produce una división entre las ramas derecha e izquierda del haz, lo que asegura la conducción respectivamente a los ventrículos derecho e izquierdo.

Para completar la despolarización se tienen las fibras de Purkinje que forman una red que se extiende desde las ramas del haz hasta el tejido miocárdico, permitiendo así una rápida conducción de impulsos.

Los filamentos terminales de las fibras de Purkinje distribuyen la despolarización rápidamente al tejido miocárdico, iniciando la contracción ventricular (Hampton, 2013).



**Figura 2.2 Elementos del sistema de conducción eléctrica del corazón.**

Fuente: Elaboración Propia.

Todos estos elementos desde donde se produce y se trasmite el estímulo eléctrico para permitir la contracción del corazón, constituyen El sistema de conducción cardiaco y sus principales elementos son el Nodo Sinusal, el nódulo Aurícula-Ventricular (Nódulo AV), el Haz de His y las fibras de Purkinje (ver Figura 2.2).

### **2.1.1. El electrocardiograma.**

El electrocardiograma (ECG) es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, que mediante el uso de electrodos posicionados en zonas específicas del cuerpo proporciona información valiosa acerca de la función y estructura del corazón (Dubin, 1996). Además es una de las técnicas principales para detección de problemas cardiovasculares como las arritmias, de las cuales se hablaran en la siguiente sección.

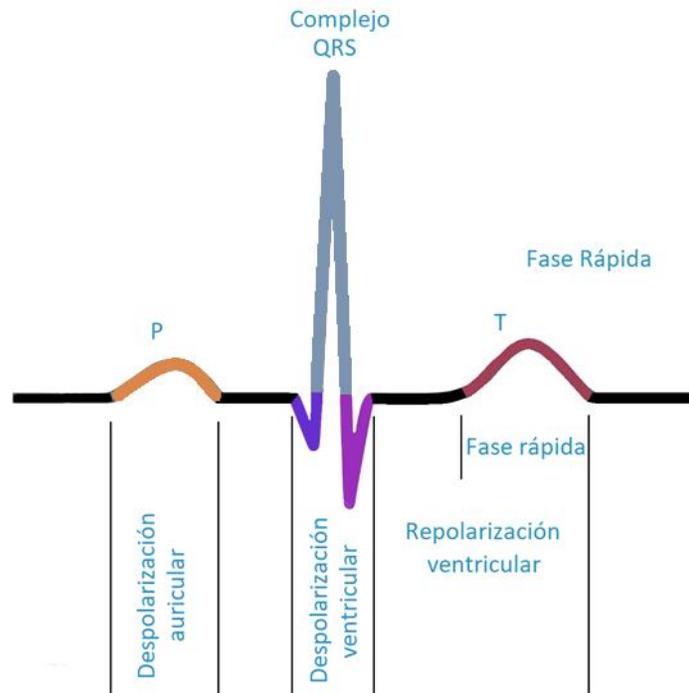
Un registro de ECG típico de un latido cardiaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T, como se puede observar en la Figura 2.3.

La primera deflexión, denominada onda P, corresponde a la despolarización de ambas aurículas y el impulso eléctrico se propaga desde el nodo SA a través de las aurículas.

La despolarización ventricular se traduce en el complejo QRS. Aunque existen muchas variaciones morfológicas, el complejo QRS se compone de tres ondas.

La onda Q que es la primera onda descendente del complejo QRS, a menudo está ausente en el ECG, a continuación se tiene una onda ascendente que es denominada R, y esta a su vez esta seguida por una onda S descendente.

El segmento ST se extiende desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T, y la repolarización ventricular es un poco mínima durante el segmento ST. La onda T siempre sigue el complejo QRS y representa el final, la fase “rápida” de repolarización ventricular.



**Figura 2.3 Esquema de electrocardiograma del ritmo sinusal y los intervalos en el complejo PQRST.**

Fuente: Elaboración Propia.

### 2.1.2. Arritmias.

El término “Arritmia” es usado para denotar cualquier ritmo anormal del corazón, refiriéndose a cualquier ritmo cardíaco que no sea el ritmo sinusal estrictamente normal<sup>3</sup>. El nódulo SA genera un Ritmo Sinusal regular que estimula al corazón (ver Figura 2.4), cada impulso de marcapaso del Nódulo SA se esparce a través de ambas aurículas como una onda progresiva de

<sup>3</sup> “Arritmia” significa literalmente sin ritmo; sin embargo, el término es usado para denotar cualquier ritmo anormal. El término “Disritmia” (ritmo malo) tiene el mismo significado, y también es usado comúnmente en la literatura médica.

despolarización. Normalmente el Nódulo SA descarga impulsos de estímulos regulares de 60 a 100 por minuto (Dubin, 1996).

En un electrocardiograma (ECG) hay una distancia (duración) consistente entre ondas similares durante un ritmo cardiaco regular normal, porque la automaticidad del Nódulo SA mantiene precisamente un ciclo constante de duración entre los impulsos de estímulos que éste genera.



**Figura 2.4** Trazo de electrocardiograma que representa el ritmo sinusal normal.

Fuente: Elaboración Propia.

Es posible examinar visualmente un registro de ECG y apreciar la continuidad repetitiva de un ritmo regular. Pero rompen esta continuidad casos como, una pausa, la presencia de pulsos demasiado tempranos (prematurados) o cambios súbitos y dramáticos de frecuencia. Estos casos exponen un disturbio en el ritmo.

En el presente trabajo se tratarán 12 arritmias cardiacas, el ritmo sinusal normal y ruido, para un total de 14 clases de señales electrocardiográficas, las cuales serán desarrolladas a continuación (Dubin, 1996).

#### **2.1.2.1. Aleteo Auricular.**

El Aleteo (Flutter) Auricular se origina en un foco de automaticidad auricular. Se muestra como una sucesión rápida de ondas de despolarización auricular idénticas, una detrás de la otra, ondas “aleteando”, se descarga a una frecuencia de 250 a 350 por minuto. El aleteo auricular es descrito con una apariencia de los dientes de una sierra o una línea basal de “dientes de sierra”.



**Figura 2.5** Trazo de electrocardiograma que representa el Aleteo Auricular.

Fuente: Elaboración Propia.

El Nódulo AV tiene un periodo refractario largo; por lo tanto, solo una onda en una serie de ondas de aleteo conduce a los ventrículos, quizás solo una de las dos despolarizaciones (o comúnmente, una de tres, como en la Figura 2.5.) alcanza los ventrículos en el Aleteo Auricular.

#### **2.1.2.2. Aleteo Ventricular.**

Es producido por un foco de automaticidad ventricular singular descargado a una frecuencia rápida excepcional de 250 a 350 por minuto. Esta arritmia produce una serie rápida de ondas sinusales suaves de amplitud similar, es tan rápida que los ventrículos difícilmente tienen suficiente tiempo para llenarse, aunque sea parcialmente; por lo tanto, esta arritmia se deteriora rápidamente hacia una arritmia mortal.



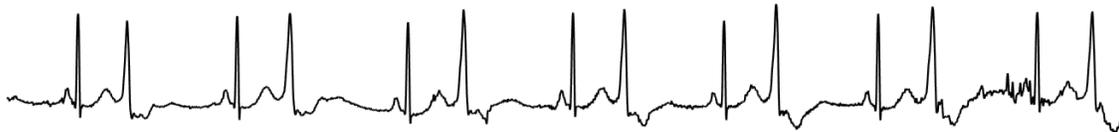
**Figura 2.6 Trazo de electrocardiograma que representa el Aleteo Ventricular.**

Fuente: Elaboración Propia.

Durante un Aleteo Ventricular, los ventrículos son contraídos a una frecuencia alarmante. La sangre es un fluido viscoso y los ventrículos no pueden llenarse (y vaciarse) apropiadamente, además casi sin ninguna duda esta arritmia se deteriora en una fibrilación ventricular.

#### **2.1.2.3. Bigeminismo Ventricular.**

Un foco de automaticidad ventricular muy irritable puede descargar un estímulo que se aparee con un ciclo normal y el patrón continúa con cada ciclo en sucesión, es identificado como Bigeminismo ventricular. El pulso generado por el foco de automaticidad ventricular produce un complejo ventricular gigantesco en el electrocardiograma.

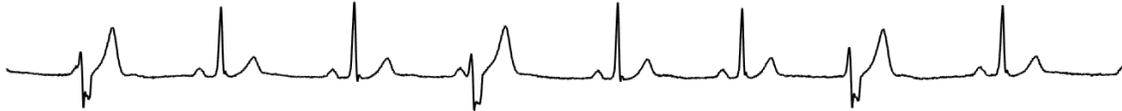


**Figura 2.7 Trazo de electrocardiograma que representa el Bigeminismo Ventricular.**

Fuente: Elaboración Propia.

#### **2.1.2.4. Trigemismo Ventricular.**

En el caso de que un foco de automaticidad ventricular muy irritable puede descargar un estímulo que se aparee con dos ciclos normales, este es una corrida de Trigemismo Ventricular. El resultado es un complejo gigantesco en el electrocardiograma, cada vez que se descarga este estímulo.



**Figura 2.8 Trazo de electrocardiograma que representa el Trigemismo Ventricular.**

Fuente: Elaboración Propia.

#### **2.1.2.5. Bloqueo de la rama derecha.**

Por lo general, ambos ventrículos son despolarizados simultáneamente. Pero con un Bloqueo de las Ramas del Haz de His, el Haz de la Rama que no está bloqueado conduce normalmente, mientras que la despolarización en el Haz de la Rama bloqueada tiene que avanzar lentamente por el musculo circundante (el cual conduce más despacio que el especializado Haz de las Ramas) para estimular el Haz de la Rama por debajo del bloqueo. Después de un retraso, la despolarización procede rápidamente de nuevo por debajo del bloqueo (Dubin, 1996).

Sin embargo, el retraso en el Haz de la Rama bloqueada permite que el ventrículo no bloqueado empiece a despolarizarse antes que el ventrículo bloqueado.

En el Bloqueo de las ramas del Haz, el QRS incrementa en duración, y dos ondas R (R y R') aparecen. La R' designa la despolarización retrasada del ventrículo bloqueado.

La despolarización del ventrículo derecho es retrasada, entonces el ventrículo izquierdo se despolariza puntualmente; por lo tanto, la R representa la despolarización ventricular izquierda, y la R' representa la despolarización ventricular derecha retrasada.



**Figura 2.9 Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de la rama derecha.**

Fuente: Elaboración Propia

### **2.1.2.6. Bloqueo de la rama izquierda.**

La despolarización del ventrículo izquierdo es retrasada, por lo tanto, el ventrículo derecho se despolariza puntualmente (R), y la R' representa la despolarización ventricular izquierda atrasada.



**Figura 2.10** Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de la rama derecha.

Fuente: Elaboración Propia.

### **2.1.2.7. Bloqueo de segundo grado Mobitz II.**

El bloqueo AV de segundo grado Mobitz II permite la conducción de algunas despolarizaciones auriculares (ondas P) a los ventrículos (produciendo una respuesta QRS), mientras que algunas despolarizaciones auriculares son bloqueadas, dejando las ondas P solas sin un QRS asociado.

Los bloqueos de 2° de los haces de las fibras de Purkinje (Haz de His o Haces de las Ramas) son llamados “Mobitz”, ellos producen usualmente unas series de ciclos que consisten de un ciclo normal P-QRS-T precedido por unas series de estímulos de ondas P que fallan en conducir por el Nódulo AV (sin respuesta QRS). Cada una de las series de Mobitz repetidas tiene una ración constante P: QRS, como 3:1, 4:1, 5:1, etc.



**Figura 2.11** Trazo de electrocardiograma que representa el Bloqueo de segundo grado Mobitz II.

Fuente: Elaboración Propia.

Un Bloqueo de segundo grado Mobitz II, es un problema serio: la frecuencia ventricular es extremadamente lenta, la cual puede producir pérdida de conciencia.

### **2.1.2.8. Fibrilación Auricular.**

La “Fibrilación” es un ritmo totalmente errático causado por continua descargas de frecuencias rápidas de numerosos focos de automaticidad profundamente irritables en las aurículas, produciendo un ritmo auricular sumamente rápido (350 a 450 por minuto) y errático.

El ritmo resultante es tan errático y no coordinado que diferentes ondas completas no son distinguibles; por lo tanto, la frecuencia es imposible de determinarse.



**Figura 2.12 Trazo de electrocardiograma que representa la Fibrilación Auricular.**

Fuente: Elaboración Propia

La Fibrilación Auricular a menudo parece como una línea basal ondulante sin ondas P o P’ identificables. La respuesta QRS no es regular y puede ser rápida o lenta.

### **2.1.2.9. Taquicardia Supra Ventricular.**

La taquicardia (“frecuencia cardíaca rápida”) indica estímulos rápidos (150 a 250 por minuto) por un foco de automaticidad muy irritable. Los focos muy irritables de automaticidad que producen ambas, la Taquicardia Auricular Paroxística y la Taquicardia Juncional Paroxística, se originan arriba de los ventrículos; por tanto, estas arritmias se conocen como Taquicardias supra ventriculares.



**Figura 2.13 Trazo de electrocardiograma que representa la Taquicardia Supra Ventricular.**

Fuente: Elaboración Propia

La Taquicardia Auricular Paroxística puede ser tan rápida que la onda P’ (La onda P’ “P prima” representa una despolarización auricular de un foco de automaticidad) corre dentro de la onda T procedente para volverse indiferenciable. Esto puede hacer muy difícil la diferenciación entre la Taquicardia Auricular Paroxística y la Taquicardia Juncional Paroxística. Pero desde que el tratamiento de ambas es tan similar, el termino Taquicardia Supra ventricular (TSV) es suficiente, y una distinción más profunda entre los dos términos es innecesaria.

### **2.1.2.10. Taquicardia Ventricular.**

La Taquicardia Ventricular Paroxística (TVP o TV) es producida por un foco muy irritable de automaticidad ventricular que estimula súbitamente en el rango de 150 a 250 por minuto. Este tiene un patrón de enormes complejos consecutivos parecidos a la Contracción Ventricular Prematura (CVP).



**Figura 2.14** Trazo de electrocardiograma que representa la Taquicardia Ventricular.

Fuente: Elaboración Propia.

### **2.1.2.11. Ritmo Idioventricular.**

Es un ritmo de Escape Ventricular que ocurre cuando un foco de automaticidad ventricular escapa para emerger como un marcapaso ventricular con una frecuencia inherente en el rango de 20 a 40 por minuto, se puede observar en la imagen como enormes complejos ventriculares.



**Figura 2.15** Trazo de electrocardiograma que representa el Ritmo Idioventricular.

Fuente: Elaboración Propia.

### **2.1.2.12. Síndrome de Wolff-Parkinson-White.**

Es un síndrome de pre excitación de los ventrículos del corazón debido a que una ruta anormal accesoria de conducción AV, el Haz de Kent puede hacer un “corto circuito” en la demora usual de la conducción ventricular en el Nódulo AV. Esta despolariza prematuramente (“pre-estimula”) una porción de los ventrículos (produciendo una onda delta en el ECG) justo antes de que empiece una despolarización ventricular normal.



**Figura 2.16** Trazo de electrocardiograma que representa el Síndrome de Wolff-Parkinson-White.

Fuente: Elaboración Propia

El Síndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW) es muy importante ya que personas con tal ruta accesoria pueden complicarse, por la conducción rápida de una taquicardia supra ventricular (incluyendo un alteo auricular o una fibrilación auricular) puede ser rápidamente conducida 1:1 por estas rutas accesorias, produciendo peligrosamente, frecuencias ventriculares altas (Dubin, 1996).

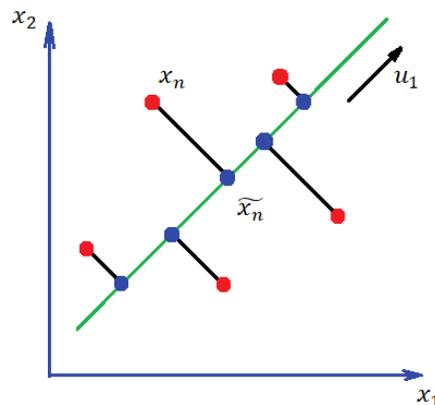
## 2.2. Análisis de Componentes Principales.

El análisis de componentes principales, o ACP, es una técnica que se usa ampliamente para aplicaciones como la reducción de la dimensionalidad, la compresión de datos con pérdida, la extracción de características y la visualización de datos (Peña, 2013).

La técnica de componentes principales es debida a Hotelling (1933), aunque sus orígenes se encuentran en los ajustes ortogonales por mínimos cuadrados introducidos por Karl Pearson (1901).

El ACP se puede definir como la proyección ortogonal de los datos en un espacio lineal de dimensión inferior, conocido como el subespacio principal, de manera que se maximiza la varianza de los datos proyectados.

El análisis de componentes principales es un método típico en el análisis de datos multivariantes cuyo objetivo es la reducción de la dimensionalidad de los mismos. Busca un espacio de menor dimensionalidad conocido como el subespacio principal y denotado por la línea verde, de modo que la proyección ortogonal de los puntos de datos (puntos rojos) en este subespacio maximice la varianza de los puntos proyectados (puntos azules).



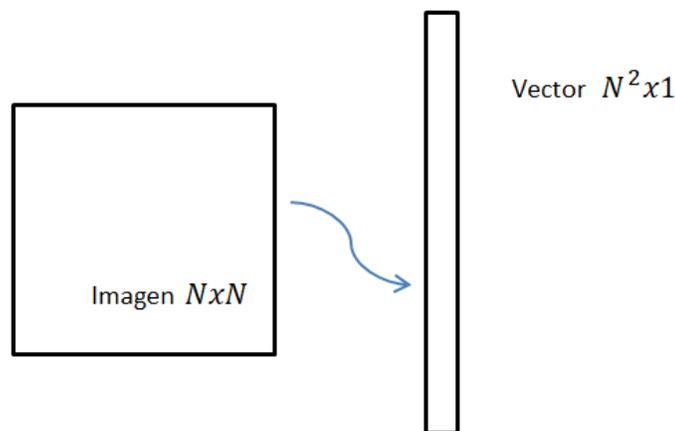
**Figura 2.17** Ejemplo de la recta que minimiza las distancias ortogonales de los puntos a ella.

Fuente: Elaboración Propia.

Dadas  $c$  muestras de un conjunto de  $n$  valores se puede representar la información por un número menor de variables, construidas como combinaciones lineales de las originales. El funcionamiento de este método puede resumirse en el siguiente algoritmo (Iborra, 2006):

1. Obtener un conjunto de datos de dimensión  $n$ .
2. Calcular la media de los datos y restársela a cada uno de ellos, de esta forma se tiene unos datos cuya media es cero.
3. Calcular la matriz de covarianza.
4. Calcular los autovectores (Vectores propios) y autovalores (valores propios) de la matriz de covarianza.
5. Elegir las componentes y formar un vector característico. Se ordenan los autovalores de mayor a menos, y se eligen los  $p$  autovectores ( $p < n$ ) correspondientes a los mayores autovalores. Así se tiene un espacio de menor dimensión.
6. Obtener el nuevo conjunto de datos. Los datos originales se multiplican por el vector característico, así se tendrían los datos en términos de los autovectores elegidos.

Una imagen puede considerarse como un vector de píxeles donde el valor de cada componente es un valor en escala de grises, si se tiene una imagen de  $256 \times 256$  ( $N \times N$ ) será un vector de dimensión  $65536$  ( $N^2$ ), es decir la imagen estará en un espacio de dimensión  $65536$ .



**Figura 2.18 Conversión de imagen  $N \times N$  en vector  $N^2 \times 1$ .**

Fuente: Elaboración Propia.

Si se tiene un conjunto de imágenes  $x_1, x_2, \dots, x_n$ , se puede formar la matriz X poniendo como vectores columna cada imagen (tendremos una matriz de dimensión  $N^2 \times n$ ). Se calcula la media del conjunto de imágenes como;  $\bar{x} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n x_i$  y se obtiene la diferencia entre cada vector y la media;  $\varphi_i = x_i - \bar{x}$ , luego se calcula la matriz de covarianza del conjunto de imágenes de entrenamiento;

$$S = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \varphi_i * \varphi_i^T = \frac{1}{n-1} * A * A^T, \text{ donde } A = [\varphi_1 \varphi_2 \dots \varphi_n]$$

Aplicando PCA se busca un conjunto de m vectores ortonormales  $u_k$  que describen la distribución de los datos, mediante;  $|S - \lambda I| = 0$ ,

Obteniéndose los  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$ , autovalores, y sus vectores asociados son;

$$(S - \lambda_i I) * u_i = 0.$$

Por ultimo queda definir un nuevo subespacio, que en la práctica resulta un pequeño conjunto de autovectores necesarios para identificar una imagen, por ello el nuevo subespacio lo conforman los k autovectores que llevan asociado los autovalores con valor numérico grande (Peña, 2013).

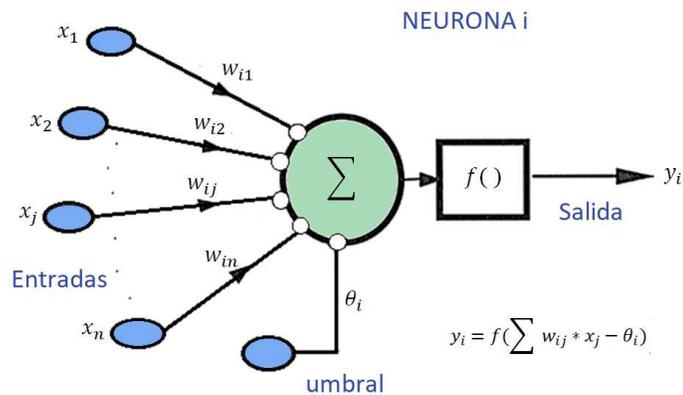
$$W = [u_1, u_2, \dots, u_k]$$

El procedimiento final consiste en proyectar los rostros normalizados en el sub espacio W mediante la siguiente ecuación.

$$X = W^T * A.$$

### **2.3. Redes Neuronales pre-alimentadas.**

Una red neuronal artificial es un modelo de computación inspirado por la estructura de las redes neuronales en el cerebro. En modelos simplificados del cerebro, consiste en una gran cantidad de dispositivos informáticos básicos (neuronas) que están conectados entre sí en una red de comunicación compleja, a través de la cual el cerebro puede realizar cálculos altamente complejos (Larranaga, Inza, & Moujahid, 1997).



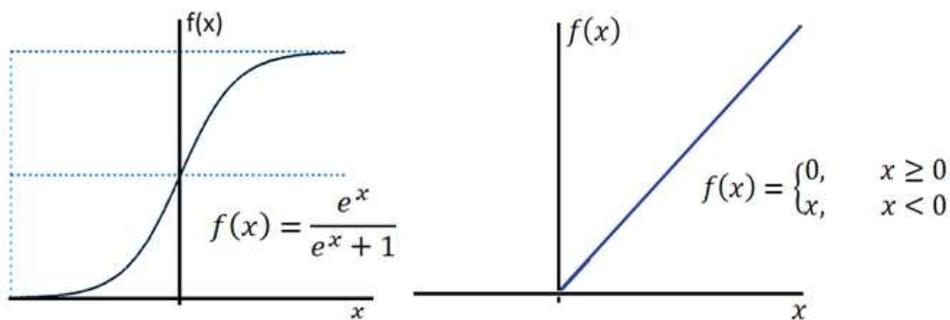
**Figura 2.19 Modelo de neurona artificial estándar.**

Fuente: Elaboración Propia.

El aprendizaje con redes neuronales se propuso a mediados del siglo XX. Produce un modelo de aprendizaje efectivo y recientemente se ha demostrado que logra un desempeño excelente en varias tareas de aprendizaje.

La red neuronal pre-alimentada o El Perceptron multicapa (MLP) es una de las topologías de redes neuronales más implementadas. La estructura conexionista básica se muestra en la figura 2.20, que tiene una capa de entrada única, una capa oculta y una capa de salida. La capa de entrada conecta la estructura de la red al entorno y la capa de salida proporciona la salida al entorno a través de los nodos de salida. Cada entrada de la neurona ( $x_i$ ) se multiplica por un valor, que llamamos peso ( $w_i$ ). Todas las entradas de la neurona multiplicadas por su peso correspondiente se suman y a esta se le aplica una función de activación.

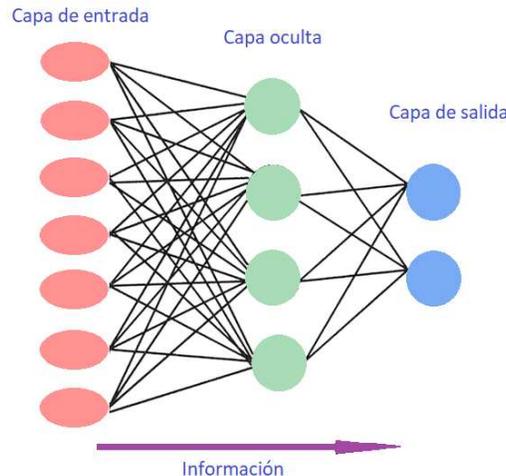
Se pueden usar diferentes funciones de activación, pero dos ejemplos típicos son la sigmoide y la ReLU, mostradas en la Figura 2.19. La función de activación sigmoide era el estándar en el pasado, pero ahora mismo la mayoría de los algoritmos usan la ReLU.



**Figura 2.20 Izquierda: función sigmoide, derecha: función ReLU.**

Fuente: Elaboración Propia.

Por lo tanto, según el problema se fija el número de nodos en la capa de entrada y en la capa de salida. Las MLP normalmente se entrenan con el algoritmo de propagación hacia atrás. La regla de propagación inversa propaga los errores a través de la red y permite la adaptación de los nodos ocultos.



**Figura 2.21 Esquema habitual de una red neuronal pre-alimentada de 3 capas.**

Fuente: Elaboración Propia.

EL perceptron multicapa es una red neuronal de aprendizaje supervisado, esto significa que la red entrena con la respuesta deseada del objetivo. Las MLP<sup>4</sup> funcionan principalmente con aprendizaje de corrección de errores, lo que significa que la salida de la red siempre se compara con la respuesta deseada del sistema.

El procedimiento para entrenar una arquitectura MLP mediante el algoritmo de propagación hacia atrás, es el siguiente (Kim, 2017):

1. Establecer aleatoriamente los pesos y umbrales iniciales.
2. Introducir datos de entrada que se utilizaran para la fase de entrenamiento
  - a. Permitir que la red genere un vector de datos de salida
  - b. La diferencia entre la salida generada ( $y$ ) y la deseada ( $d$ ) (denominada error  $e$ ) se usa para ajustar los pesos sinápticos de las neuronas de la capa de salida, se calcula  $\delta$  donde  $\varphi$  es el resultado después de la evaluación de  $w_{ij}$  y  $y$  en la función de activación.

$$e = d - y$$

<sup>4</sup> MLP, Multilayer perceptron (por sus siglas en inglés).

$$\delta = \varphi * e$$

3. Propagar el nodo de salida delta,  $\delta$  hacia atrás, y calcule los deltas de los siguientes nodos inmediatos (izquierda).

$$\delta^{(k)} = \varphi(v^{(k)}) * e^{(k)}$$

4. Repita el paso 3 hasta que llegue a la capa oculta que se encuentra a la derecha inmediata de la capa de entrada.
5. Calcular los pesos actualizados

$$\Delta w_{ij} = \alpha * \delta_i * x_j$$

$$w_{ij}^{(t+1)} = w_{ij}^{(t)} + \Delta w_{ij}$$

La constante  $\alpha$  se llama tasa de aprendizaje y normalmente se encuentra entre 0.1 y 0.9.

6. Repetir los pasos 2 hasta el 5 para cada dato de entrenamiento.
7. Repetir los pasos 2 hasta el 6 hasta que la red neuronal esté debidamente entrenada.

La información que almacena el aprendizaje de una red se encuentra en los pesos  $w_{ij}$ . El objetivo del proceso de entrenamiento es minimizar el error de la predicción y para ello se modifican los pesos de la red. El proceso de entrenamiento es iterativo.

### 2.3.1. Evaluación de los modelos de clasificación.

En esta sección se describirá algunas de las medidas de rendimiento disponibles que se han utilizado tradicionalmente en el aprendizaje automático, la mayoría de estas mediciones se basan en una herramienta estadística llamada matriz de confusión.

En el campo del aprendizaje automático una matriz de confusión es una herramienta que permite la visualización del desempeño de un algoritmo. En el aprendizaje supervisado, conocemos las verdaderas etiquetas de los datos de prueba, por lo que un modelo debe estimar a que clase pertenece cada muestra de prueba. Teniendo estos dos conjuntos de etiquetas las etiquetas reales y los datos estimados, es posible construir una matriz que en sus columnas contenga la estimación del modelo, mientras que en las filas tenga los datos verdaderos (Pintea, 2009).

Para generar la matriz de confusión, los resultados obtenidos por el modelo de aprendizaje se dividen en falsos positivos (FP), falsos negativos (FN), positivos verdaderos (TP) y negativos verdaderos (TN) como vemos en la Figura 2.21. Los TP y los TN son el número de salidas

correctamente clasificadas por el modelo como categoría positiva y negativa, respectivamente, mientras que FP y FN se refiere a la predicción errónea del modelo.

		Valores Reales	
		Positivo	Negativo
Valores Predichos	Positivo	Verdadero Positivo	Falso Negativo
	Negativo	Falso Positivo	Verdadero Negativo

**Figura 2.22 Matriz de confusión para una tarea de clasificación binaria.**

Fuente: elaboración propia.

A partir de la matriz de confusión se puede obtener los siguientes valores:

$$Acc = \frac{\text{La suma de los numeros de salidas correctamente clasificadas por el modelo}}{\text{La suma de todos los resultados obtenidos}}$$

$$Se = \frac{\text{El numero de los verdaderos positivos}}{\text{La suma de los verdaderos positivos + La suma de los falsos negativos}}$$

$$PPV = \frac{\text{El numero de los verdaderos positivos}}{\text{La suma de los verdaderos positivos + La suma de los falsos positivos}}$$

$$F1 = \frac{2 * PPV * Se}{PPV + Se}$$

La exactitud (Acc) mide como de bueno es el modelo clasificando teniendo en cuenta todos los resultados.

La Tasa de Verdaderos Positivos (Se), Representa la proporción de un resultado positivo en caso de que el positivo sea positivo.

El Valor Predictivo positivo (PPV) denota la proporción de casos positivos predichos que en realidad son positivos reales.

Y finalmente se tiene el factor F1 es el promedio ponderado del Valor Predictivo positivo y la Tasa de Verdaderos Positivos.

## Capítulo 3 .- MARCO DE REFERENCIA.

Se describen aspectos característicos concernientes a la especialidad de cardiología en la ciudad de La Paz, la metodología utilizada en el desarrollo de examen médico, y los aspectos normativos asociados.

### **3.1. La especialidad de cardiología en la ciudad de La Paz.**

A continuación, con el propósito de contextualizar este escenario de trabajo, se desarrollará los orígenes de esta especialidad en la ciudad de La Paz, y también el procedimiento de realización para la monitorización cardiaca que actualmente se practica.

#### **3.1.1. Reseña histórica de la Sociedad Boliviana de Cardiología.**

La ciudad de La Paz ha sido donde se han fundado casi todas las instituciones culturales, artísticas, científicas, etc.; la mayoría de las reuniones y eventos nacionales empezaron allí. La medicina en general y algunas especialidades en particular no escaparon a estas características, concretamente la Sociedad Boliviana de Cardiología, se fundó en la ciudad de La Paz el año 1960, siendo su primer presidente el Dr. Armando Morales Guzmán. La sociedad fue reconocida y recibida en el seno del Congreso Mundial de Cardiología realizado en el mes de Octubre del año 1962 e igualmente reconocida por todas las demás Sociedades Internacionales. Ya por el año 1968, varios médicos formados en diferentes Servicios Especializados en otros países, quisieron darle un empuje, reorganizándola y llevándola por mejores rumbos (Sociedad Boliviana de Cardiología, 2010).

La Sociedad Boliviana de Cardiología es una entidad médica científica que agrupa a los cardiólogos del país, algunos de sus objetivos son el de promocionar planificadamente el progreso de la cardiología, mantener y fomentar relaciones con sociedades científicas del interior y exterior del país, también el de Organizar Congresos, conferencias, y otras actividades académicas relacionadas a la especialidad, de este modo uno de los últimos eventos organizados por esta entidad fue el XXII Congreso Boliviano de Cardiología, realizado en Cochabamba, del 20 al 22 de septiembre del año 2018, donde fueron invitados médicos especialistas internacionales.

### **3.1.2. Procedimiento de la Monitorización Electrocardiográfica Ambulatoria.**

Dado que la técnica de Holter se basa en el registro del ECG durante largos periodos (por lo general 24 horas) y con el paciente en movimiento, las zonas de la piel donde vayan a colocarse los electrodos deben prepararse de forma meticulosa. Para ello es necesario eliminar el vello, en caso de que exista, con una cuchilla, y luego suele realizarse el frotado de la piel con una goma de borrar, para eliminar los residuos de suciedad y por último se limpia la zona con alcohol. Todos los extremos terminales de los electrodos se conectan a un cable terminal que se fija al tórax con esparadrapo<sup>5</sup> y luego se conecta a la grabadora. Gracias a los avances tecnológicos han disminuido el tamaño y peso de las grabadoras, lo que ofrece mayor comodidad para el paciente y permite la grabación incluso durante el ejercicio físico.

La técnica ha experimentado una amplia difusión en los distintos campos de la enfermedad cardiovascular. Se emplea de manera rutinaria en la valoración ambulatoria de la isquemia miocárdica, y análisis de parámetros con implicaciones pronósticas de complicaciones cardiovasculares futuras (Gámiz, 2000).

### **3.2. Isquemia miocárdica y arritmias ventriculares.**

La mejora en los sistemas de registro ha posibilitado la obtención de un trazado electrocardiográfico completo que permite una adecuada valoración eléctrica durante un largo periodo de tiempo, además que incluye las diferentes fases de la actividad de los pacientes. Mediante la técnica de monitorización electrocardiográfica ambulatoria es posible conocer las arritmias desencadenadas por la isquemia miocárdica las cuales se producen en varias fases, debido a distintos mecanismos. La isquemia aguda produce una serie de cambios metabólicos, que alteran las propiedades electrofisiológicas de los miocitos, y son responsables finales de las arritmias. De esta forma, a los 5-10 minutos después de una obstrucción del flujo sanguíneo en las arterias coronarias, el fenómeno electrofisiológico que consiste en la reexcitación del miocardio conocido como reentrada desempeña un papel destacado, pero después de 15 minutos deja de ocurrir. Una vez transcurridas estas fases iniciales, aparece un nuevo pico de arritmias

---

<sup>5</sup> El esparadrapo o adhesivo es una cinta de tela o plástico que posee una cara adhesiva y sirve para sujetar vendajes.

hacia las 6-72 horas después de haber ocurrido la obstrucción de las arterias coronarias (Rodríguez-Sinovas, 1999).

La electrocardiografía ambulatoria permite aproximar al especialista a la vida diaria del paciente, a las características de la isquemia en situaciones de demanda de oxígeno asociados a la taquicardia o reducción del consumo de oxígeno. Permite también conocer episodios matutinos de la isquemia.

### **3.3. Consideraciones de la normativa para la implementación de auto-analizadores electrocardiográficos.**

El comité de Asociación para el Avance de la Instrumentación Medica (AAMI por sus siglas en inglés de Association for the Advancement of Medical Instrumentation), desarrollaron una norma mediante un grupo de trabajo de electrocardiografía ambulatoria principalmente para sistemas de monitoreo ambulatorio, para darles especificaciones de etiquetado, diseño, rendimiento y pruebas que, de cumplirse deberían promover la seguridad del paciente y la calidad de los resultados del diagnóstico (Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1994).

La norma AAMI enfatiza el problema de clasificar latidos ectópicos<sup>6</sup> ventriculares, AAMI también recomienda que cada latido de ECG se pueda clasificar en los siguientes cinco tipos de latidos del corazón:

- i. Latido Normal
- ii. Latidos Ectópicos supra ventriculares
- iii. Latidos ectópicos ventriculares
- iv. Latidos de fusión
- v. Latidos inclasificables

Cada clase incluye latidos del corazón de uno o más tipos, como se muestra en la Tabla 3.1. La clase de Latido Normal contiene tipos de latidos normales, de bloqueo de rama y latido de escape, la clase de Latidos Ectópicos supra ventriculares contiene latidos ectópicos supra ventriculares, y la clase de Latidos ectópicos ventriculares contiene latidos de contracción ventricular prematuros y latidos de escape ventricular, la clase de Latidos de fusión contiene

---

<sup>6</sup> Los latidos ectópicos son una irregularidad del ritmo y frecuencia cardiaca que implica latidos cardiacos extra o interrumpidos.

latidos que resultan de la fusión normal y Latidos ectópicos ventriculares, y la clase de Latidos inclasificables contiene ritmos desconocidos, incluyendo ritmos estimulados.

Tabla 3.1 Mapeo de los tipos de latidos de la base de datos de arritmia MIT-BIH a las clases de latidos del corazón de AAMI.

Descripción de la clase de latido del corazón AAMI	Latido Normal	Latido ectópico supra ventricular	Latido ectópico ventricular	Latidos de Fusión	Laidos inclasificables
Tipos de latidos del corazón MIT-BIH	Latido Normal	Latido auricular prematuro	Contracción ventricular prematura	Fusión de latido ventricular y normal	Ritmos estimulados
	Bloqueo de la rama izquierda	Latido prematuro auricular aberrado	Latido de Escape ventricular		Fusión de latidos estimulados y normales
	Bloqueo de la rama derecha	Latido juncional prematuro			Latidos inclasificables
	Latido de escape auricular	Latido Supra ventricular prematuro			
	Latido de escape juncional				

Fuentes: elaboración propia.

Hay cuatro bases de datos estándar disponibles de tres fuentes para evaluar sistemas de ECG ambulatorios.

Base de datos AHA: la base de datos de la Asociación Americana del Corazón (American Heart Association) para la evaluación de detectores de arritmia ventricular (80 registros, 30 minutos cada uno).

Base de datos del MIT: el Instituto de Tecnología de Massachusetts – Base de datos de arritmias del Hospital Beth Israel (48 registros, 30 minutos cada uno)

Base de datos NST: la base de datos de la prueba de estrés por ruido (12 registros, 30 minutos cada uno; suministrada con la base de datos MIT).

Estas bases de datos consisten en extractos digitalizados de grabaciones Holter de dos canales, con cada tiempo etiquetado. Estas bases de datos son adecuadas como base para la evaluación y que en general están disponibles en la actualidad.



The logo of the Universidad Mayor de San Andrés is a large, faint watermark in the background. It features an oval shape containing a sun with rays, a mountain range, and a green plant. Below the oval is a shield with a cross and other symbols. The text 'UNIVERSITAS MAJOR PACENSIS DIVI ALPHONSI' is written around the oval.

Parte III. DESARROLLO DEL PROYECTO.

# Capítulo 4 .- ANALISIS DE REQUERIMIENTOS Y ARQUITECTURA DEL SISTEMA.

## 4.1. Visión Del sistema.

El presente proyecto deberá ser capaz de segmentar y clasificar un registro electrocardiográfico y proporcionar a la salida el tipo de arritmia y la posición exacta dentro del registro completo del electrocardiograma, a partir de un archivo digital proporcionado por el monitor Holter.

### 4.1.1. Esquema general.

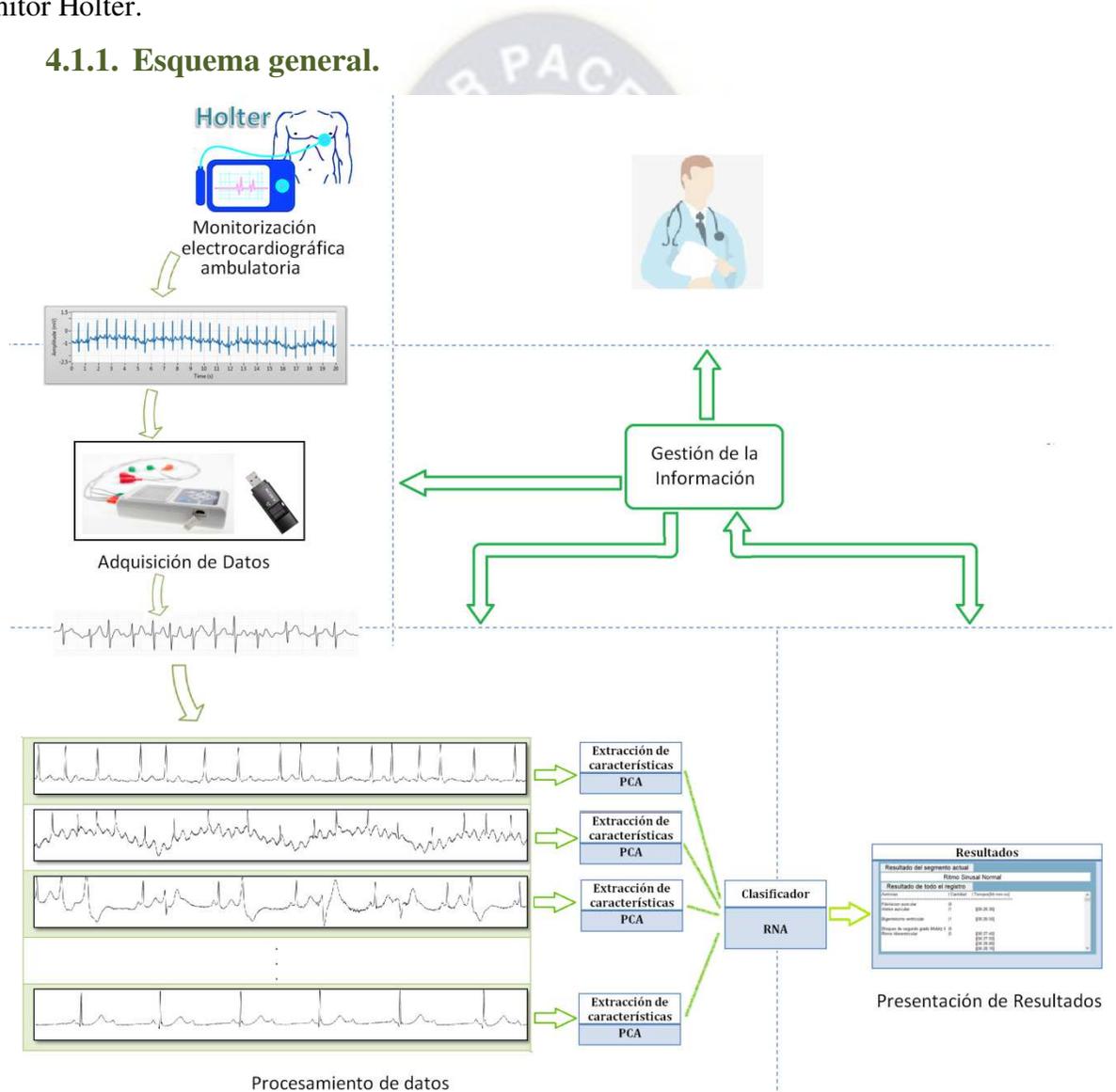


Figura 4.1 Esquema general del sistema.

Fuente: Elaboración Propia.

En cuanto al proceso de la Adquisición de datos se utilizan registros electrocardiográficos proporcionados por un monitor holter, los cuales son obtenidos luego de una monitorización electrocardiográfica ambulatoria.

En la clasificación de arritmias cardiacas involucra también la identificación de su posición en el registro completo de electrocardiograma, para ello es necesario practicar la Segmentación de la Señal, involucra la segmentación y su etiquetado pues luego será necesario para su ubicación dentro de la grabación completa.

En el bloque de Caracterización trata la conversión de los segmentos a imágenes y un pre procesamiento de la imagen, convirtiéndola en escala de grises. También la extracción de características mediante el análisis de componentes principales (ACP).

Para la clasificación, involucra el re dimensionamiento de la imagen caracterizada y su posterior clasificación. Haciendo uso del resultado a la salida de la máquina de aprendizaje y la posición del segmento dentro del registro completo, se tendría la ubicación y el tipo de la arritmia cardiaca.

#### **4.1.2. Funcionalidades.**

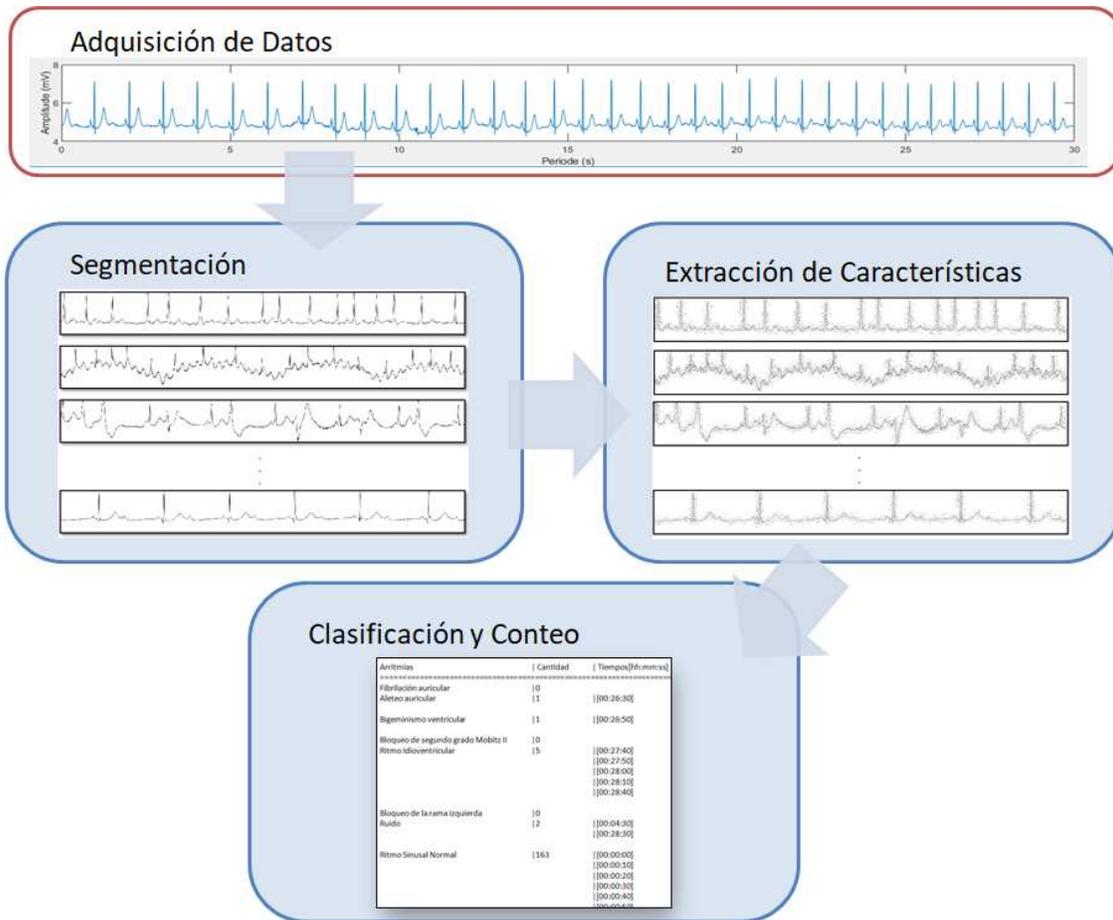
En referencia a la concepción del sistema de clasificación de arritmias cardiacas, se establecieron las funcionalidades que el diseño del sistema debe incluir, a continuación se describe el funcionamiento general de cada una de ellas.

##### **4.1.2.1. Adquisición de datos.**

La adquisición de datos considera la adquisición de la señal mediante un archivo digital proporcionado por el monitor holter, esta etapa incluye un pre procesado mediante información acerca del registro, para la obtención de la señal.

##### **4.1.2.2. Procesamiento de Datos.**

La Unidad de Procesamiento de Datos es el componente que tiene la capacidad de realizar la segmentación, caracterización y clasificación. Y engloba las siguientes sub etapas.



**Figura 4.2 Esquema del elemento de procesamiento de datos.**

Fuente: Elaboración Propia.

- **Tratamiento de la Señal:** Las señales necesitan ser segmentadas y posteriormente convertidas a imagen, estas imágenes segmentadas podrán pasar al proceso de reconocimiento, o ser almacenadas para el entrenamiento de los clasificadores.
- **Reconocimiento:** Se requiere de una extracción de características en el cual se obtendrán patrones y una posterior clasificación de dichos patrones, como resultado se obtiene el tipo de señal electrocardiográfica a la cual pertenece la imagen.
- **Entrenamiento:** Se requiere el entrenamiento de los clasificadores para cada tipo de señal electrocardiográfica en estudio, en el cual se utilizan los datos almacenados en la BD.

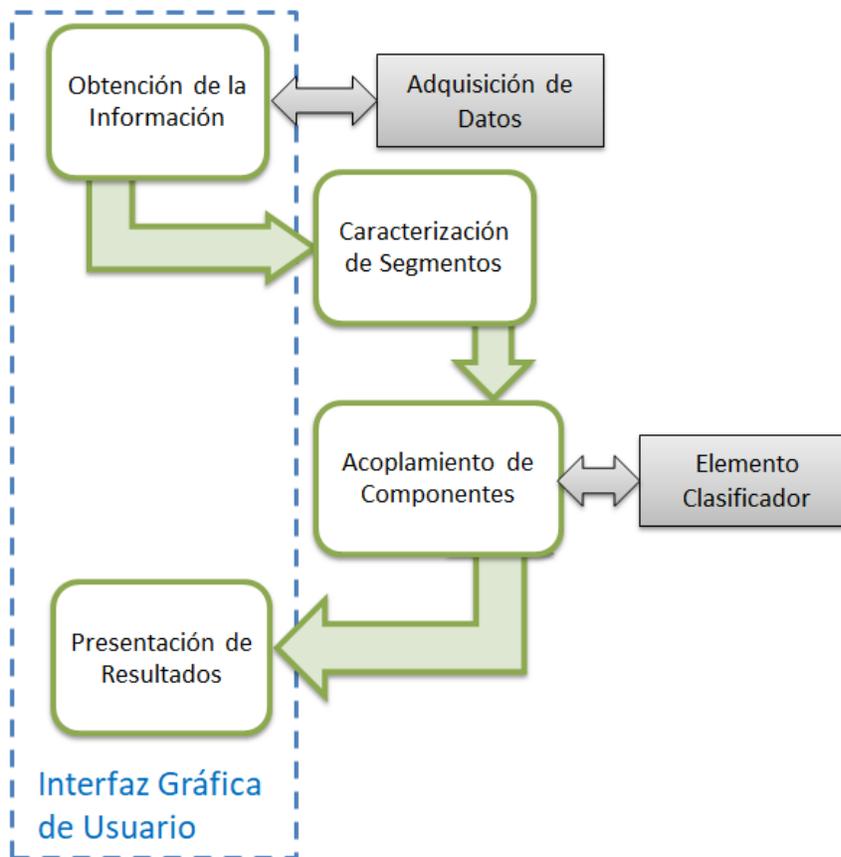
#### 4.1.2.3. Almacenamiento de Datos.

La etapa de almacenamiento de datos proporciona un fácil acceso a los componentes del sistema, de manera que se pueda compartir información con la BD.

- *Datos de segmentos ECG:* Capacidad de almacenamiento de información relativa a al segmento ECG y sus archivos relacionados, como ser imagen asociada con la finalidad, de usar estos datos en el entrenamiento de los clasificadores
- *Datos de Clasificadores:* Capacidad de almacenamiento de información relativa al clasificador asociado a los tipos de señales ECG en estudio, a nivel de parámetros y archivos asociados de los clasificadores.

#### 4.1.2.4. Gestión de la Información.

El componente de gestión de la información se desarrolla en complementación con la interfaz gráfica de usuario, como se puede observar en la Figura x, además el componente de gestión de a información presenta las siguientes funcionalidades.



**Figura 4.3 Esquema del Sistema de Gestión de la Información.**

Fuente: Elaboración Propia.

- Obtención de la Información. Mediante la interfaz gráfica de usuario, el presente componente, permite la selección del registro ECG, a ser procesadas durante la caracterización de segmentos, este proceso se realiza a partir de registros digitales o mediante imágenes escaneadas.
- Caracterización de Segmentos. A través del presente componente, se desarrolla la segmentación de la señal y caracterización, para luego ser procesadas durante la clasificación, este procedimiento se realiza a partir de los registros de señales adquiridas.
- Acoplamiento de componentes. Este componente interactúa con el elemento de caracterización de segmentos, y el elemento de procesamiento de datos; y mediante este componente ambas unidades recibe información y las ordenes de desplazamiento en entrada para su funcionamiento.
- Presentación de resultados. El componente de gestión de la información agrupa y ordena todos los datos, y resultados generados en el procesamiento de un registro, además de los resultados de un segmento que puede ser desplazado, y los muestra adecuadamente mediante la interfaz de usuario.

#### **4.2. Atributos de Requerimientos.**

En la Tabla 4.1, se listan los requerimientos del sistema desarrollado que debe de satisfacer los objetivos ya especificados, también se muestran los atributos de requerimientos separados en Grupos Funcionales de acuerdo con el funcionamiento del sistema.

Tabla 4.1 Lista de requerimientos del sistema separados en grupos funcionales

Grupo Funcional	Tipo Funcional	Requerimiento
Obtencion de Datos	Configuracion	Configurar direcciones de lectura de base de datos
	Procesamiento	Adquirir Registro de Entrada
Almacenamiento de Datos	Configuracion	Direccion de la carpeta de almacenamiento
	Procesamiento	Almacenar informacion de datos para el entrenamiento
		Almacenar informacion de archivos relacionados a datos para el entrenamiento
		Almacenar informacion del clasificador
Segmentacion del Registro	Procesamiento	Adquirir el tamaño de las tramas
		Realizar la segmentacion en porciones
Caracterizacion	Procesamiento	Convertir señal a imagen
		Realizar el recorte de la imagen para evitar informacion innecesaria
		Realizar la caracterizacion de la imagen
Entrenamiento	Procesamiento	Recuperar datos almacenados en la base de datos
		Extraer características por cada dato almacenado en la base de datos
		Entrenar un conjunto de clasificadores de parametros diferentes
	Configuracion	Configurar informacion de entrenamiento
Configurar informacion de clasificacion		
Clasificacion	Configuracion	Acondicionamiento del vector de entrada
	Procesamiento	Cargar datos del clasificador
		Presentacion de Resultados

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1. Matriz de Atributos Funcionales.

Se procede a detallar los atributos de cada requerimiento presente en los Grupos Funcionales.

##### 4.2.1.1. Obtención de datos: Configuración.

Tabla 4.2 Obtención de datos: Configuración.

Requerimiento	Complejidad	Fiabilidad
<b>Configurar direcciones de lectura de base de datos</b>	Selección de la Unidad de Memoria	Revisión de direcciones antes de la puesta en marcha

Fuente: Elaboración Propia.

##### 4.2.1.2. Obtención de datos: Procesamiento.

Tabla 4.3 Obtención de datos: Procesamiento

Requerimiento	Complejidad	Fiabilidad
<b>Adquirir Registro de Entrada</b>	Ubicación de la carpeta de almacenamiento Operaciones Lógico-Computacionales	Se procede a una etapa de validación de Datos

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1.3. Almacenamiento de datos: Configuración.

Tabla 4.4 Almacenamiento de datos: Configuración

Requerimiento	Complejidad	Fiabilidad
<b>Dirección de la carpeta de almacenamiento</b>	Ubicación de la carpeta de almacenamiento	Se procede a una etapa de validación de Datos

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1.4. Almacenamiento de datos: Procesamiento.

Tabla 4.5 Almacenamiento de datos: Procesamiento

Requerimiento	Complejidad	Elementos Almacenados
<b>Almacenar información de datos para el entrenamiento</b>	Conexión a la base de datos Ejecución de transacciones	Nombre representativo del dato Clase o grupo al que pertenece
<b>Almacenar información de archivos relacionado a datos para el entrenamiento</b>	Conexión a la base de datos Ejecución de transacciones	Imagen caracterizada Ruta de la imagen caracterizada
<b>Almacenar información del clasificador</b>	Conexión a la base de datos Ejecución de transacciones	Parámetros de entrenamiento Archivo contenedor de la red neuronal
<b>Almacenar información de la segmentación de los registros</b>	Conexión al registro Ejecución de transacciones	Archivo contenedor de la matriz de posiciones de la segmentación

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1.5. Segmentación del registro: Procesamiento.

Tabla 4.6 Segmentación del registro: Procesamiento.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Adquirir el tamaño de los segmentos</b>	Operaciones lógico-computacionales	Se debe adquirir segmentos de diez segundos
<b>Realizar la segmentación en porciones iguales</b>	Almacenamiento temporal de los segmentos	Se debe mantener disponible la posición inicial de cada segmento en forma temporal

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1.6. Caracterización: Procesamiento.

Tabla 4.7 Caracterización: Procesamiento.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Convertir señal a imagen</b>	Transformar la señal a imagen en escala de grises y maximizar el contraste	Se debe trabajar con una escala de grises de 255 niveles
<b>Realizar el recorte de la imagen para evitar información innecesaria</b>	Posicionar el centro de área de la señal en el centro de la imagen	Se debe mantener disponible la posición recortada en forma temporal para la etapa de clasificación
<b>Realizar la caracterización de la imagen</b>	Operaciones lógico-Computacionales	Se debe mantener los segmentos caracterizados disponibles hasta la etapa de clasificación

Fuente: Elaboración Propia.

**4.2.1.7. Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Configuración.**

Tabla 4.8 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Configuración.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Configurar información de entrenamiento</b>	Asignación de parámetros de la red neuronal	Se debe asignar parámetros del kernel del clasificador
<b>Acondicionamiento del vector de entrada</b>	Convertir la imagen caracterizada a un vector columna	Se debe trabajar el vector de entrada con un mismo tamaño

Fuente: Elaboración Propia

**4.2.1.8. Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Procesamiento.**

Tabla 4.9 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Procesamiento.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Recuperar datos almacenados en la base de datos</b>	Conexión a la base de datos Recuperar datos almacenados en archivos	Se debe de mantener disponible los datos recuperados hasta después del proceso de extracción de características
<b>Extraer características por cada dato almacenado en la base de datos</b>	Operaciones lógico – Computacionales	Se debe mantener disponible los segmentos caracterizados hasta su almacenamiento
<b>Entrenar un conjunto de clasificadores de parámetros diferentes</b>	Operaciones lógico – Computacionales	Se debe mantener disponible información relevante acerca del desempeño de los clasificadores

Fuente: Elaboración Propia.

**4.2.1.9. Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Operación.**

Tabla 4.10 Entrenamiento – Maquinas de aprendizaje: Operación.

Requerimiento	Complejidad	Fiabilidad
<b>Mostrar resultados del entrenamiento del clasificador</b>	Mostrar en graficas el desempeño del clasificador	Se debe mostrar el desempeño con gráficas para una mejor comprensión

Fuente: Elaboración Propia.

**4.2.1.10. Clasificación: Configuración.**

Tabla 4.11 Clasificación: Configuración

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Acondicionamiento del vector de entrada</b>	Convertir la imagen caracterizada a un vector columna	Se debe trabajar el vector de entrada con un mismo tamaño

Fuente: Elaboración Propia

**4.2.1.11. Clasificación: Procedimiento.**

Tabla 4.12 Clasificación: Procedimiento.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Cargar datos del clasificador</b>	Ubicación de la carpeta de almacenamiento Operaciones lógico – Computacionales	Se debe mantener la matriz hasta la clasificación
<b>Clasificar el vector de características obtenido en cada trazo</b>	Operaciones lógico – Computacionales Evaluar el vector de características en el clasificador	Se debe trabajar con el vector de características de cada segmento

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.2.1.12. Clasificación: Operación.

Tabla 4.13 Clasificación: Operación.

Requerimientos	Complejidad	Fiabilidad
<b>Mostrar el resultado de la clasificación</b>	Concatenar cada tipo de señal electrocardiográfica clasificada hasta finalizar con el registro	Se debe almacenar temporalmente todos los tipos de señales electrocardiográficas clasificadas

Fuente: Elaboración Propia

### 4.3. Especificación de Requerimientos.

El sistema puede ser descompuesto en seis componentes, con el objetivo de mostrar la funcionalidad de los componentes del sistema y las relaciones que existen entre ellas, se tiene el diagrama de la Figura 4.4.

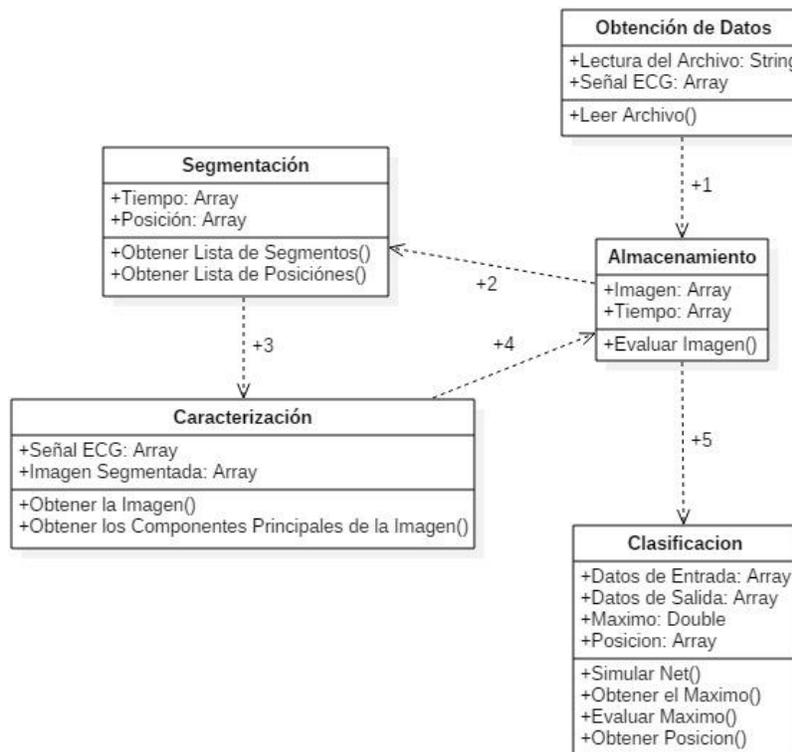


Figura 4.4 Diagrama de clases.

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).

- Obtención de datos.- En este módulo se realiza la lectura del archivo digital, proporcionado por el electrocardiograma, que bien podría estar en la memoria, en una base de datos o en una dirección cualquiera.
- Almacenamiento.- Este módulo relaciona cuatro módulos diferentes, en primer caso se tendría la recepción y/o proporción de la información obtenida por el módulo Obtención de datos, y luego proporcionarlos al Acondicionamiento de la Señal, también se encargaría de la recepción de la información de la señal ECG como imagen ya caracterizada, esta es recibida desde el módulo Caracterización, y por ultimo proporciona dicha información al módulo Clasificación.
- Segmentación.- Se recibe la Señal del módulo Acondicionamiento de la Señal, y procede a la obtención de todos los segmentos posibles y sus respectivas posiciones.
- Caracterización.- Se recibe los segmentos y sus posiciones del módulo Segmentación, y efectúa la obtención de la imagen y su caracterización.
- Clasificación.- Contiene la máquina de aprendizaje supervisado, con la información recibida del módulo Caracterización, se realiza la simulación, y se procede a la obtención del máximo valor obtenido y su posición.

#### **4.3.1. Modelos de casos de uso.**

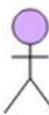
Los Casos de Uso consideran los requerimientos necesarios para el sistema, se han agrupado estos por grupos funcionales. También se han reconocido los actores (usuarios, sistemas, subsistemas) que interactúan con el sistema.

La funcionalidad del Sistema está representada por seis componentes; Actores, Adquisición de Datos, Almacenamiento de Datos, Clasificación, Entrenamiento, y Gestión del sistema.

##### **4.3.1.1. Actores.**

De acuerdo a la naturaleza funcional del sistema el tipo de actor identificado es el de usuario, del cual se derivan dos actores especializados, y son descritos a continuación.

Tabla 4.14 Actores.

Actor	Descripción	Representación
Usuario final	Se refiere a usuarios que solamente obtienen asistencia de interpretación del sistema	 Usuario Final
Administrador del Sistema	Se refiere a el usuario con todos los privilegios sobre el sistema, el cual tiene permiso de modificar la configuración del software, los datos de entrenamiento, etc.	 Administrador

Fuente: Elaboración Propia.

#### 4.3.1.2. Adquisición de Datos.

Las funciones de adquisición de datos envuelven los procesos de lectura de señal, y tratamiento de la misma que llegan desde el electrocardiograma mediante un archivo digital, que bien podría estar en la memoria, o en una dirección cualquiera.

El siguiente Caso de Uso muestra todos los procesos del sistema relacionados a la adquisición de los datos, como la lectura de la señal desde el archivo digital, y el tratamiento de la señal, hasta antes del almacenamiento de los datos.

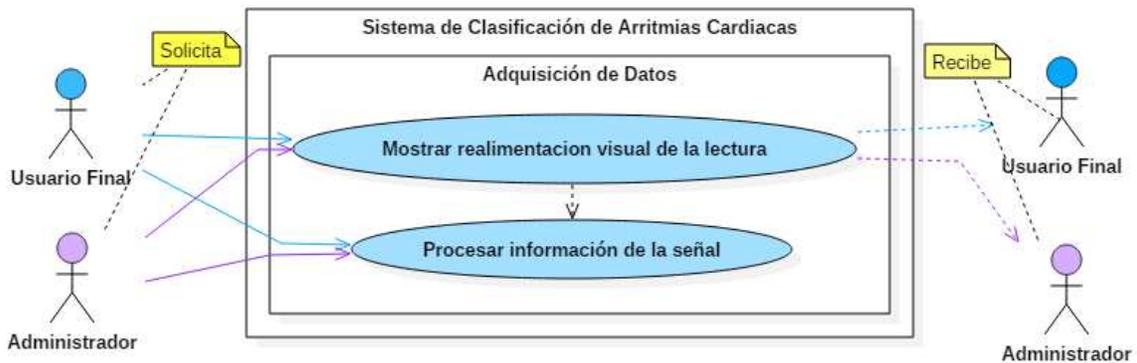


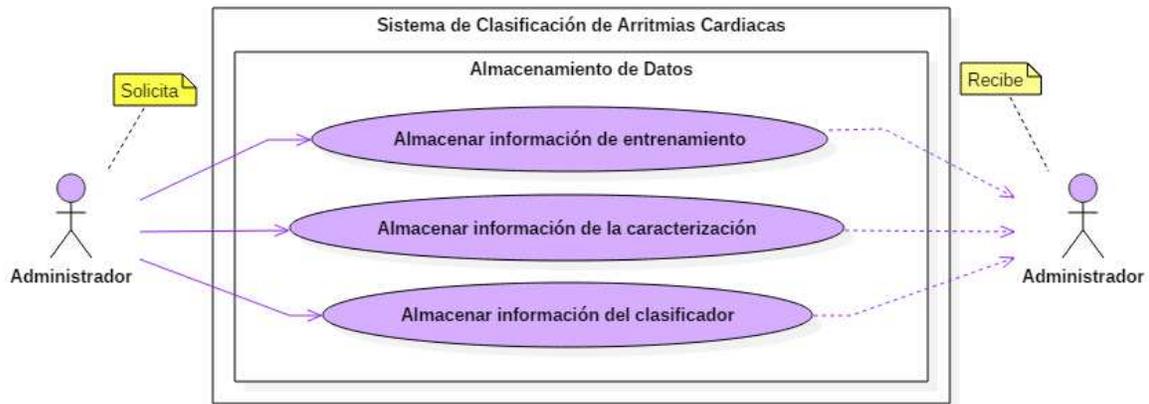
Figura 4.5 Modelo de Caso de Uso: Adquisición de Datos.

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).

#### 4.3.1.3. Almacenamiento de Datos.

Las funciones de almacenamiento de datos, posibilitan la utilización de la información contenida en la Base de Datos.

En el siguiente Caso de Uso se muestran todos los procesos, que el sistema debe ser capaz de realizar en relación a el almacenamiento de datos, como la disponibilidad de los datos para los Casos de Uso del sistema.



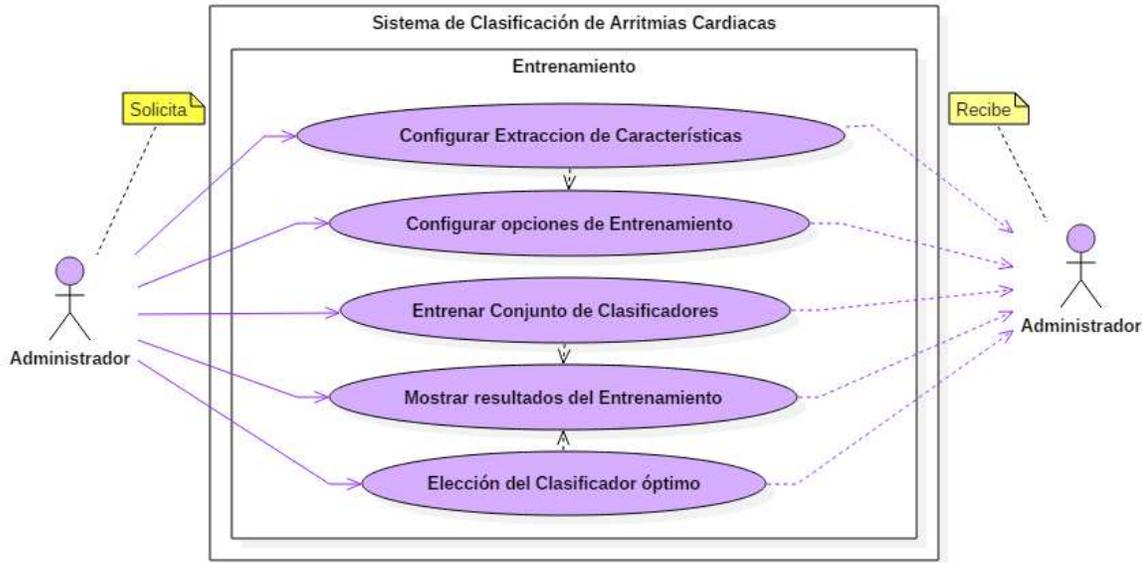
**Figura 4.6 Modelo de Caso de Uso: Almacenamiento de Datos.**

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).

#### 4.3.1.4. Entrenamiento.

Las funciones del sistema referente al entrenamiento, posibilitan el entrenamiento de los clasificadores.

A continuación se muestran todas las acciones del administrador a los que el sistema debe responder. Los cuales inician en la extracción de características y termina en la elección de los clasificadores más óptimos, el administrador es el único que cuenta con los privilegios para realizar las funciones de entrenamiento.



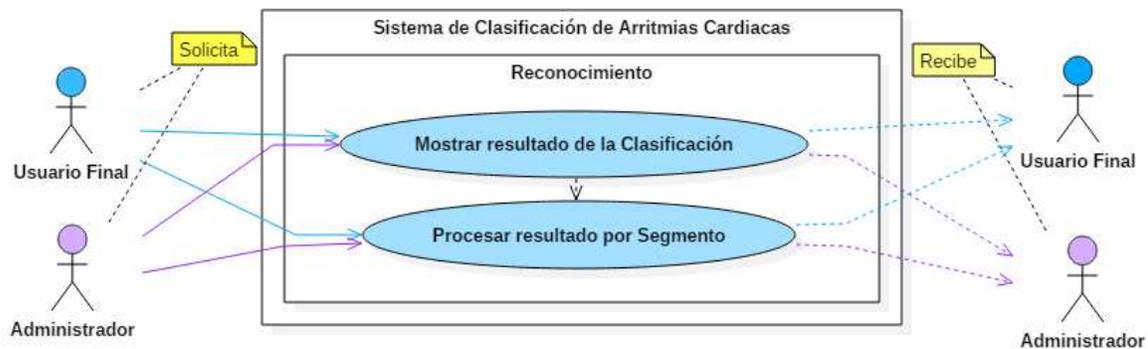
**Figura 4.7 Modelo de Caso de Uso: Entrenamiento.**

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).

#### 4.3.1.5. Reconocimiento.

Las Funciones del sistema orientadas al reconocimiento de las señales electrocardiográficas en estudio, permiten interpretación en forma literal de los resultados.

En el siguiente Caso de Uso se muestran los procesos necesarios para el reconocimiento de las señales electrocardiográficas en estudio.

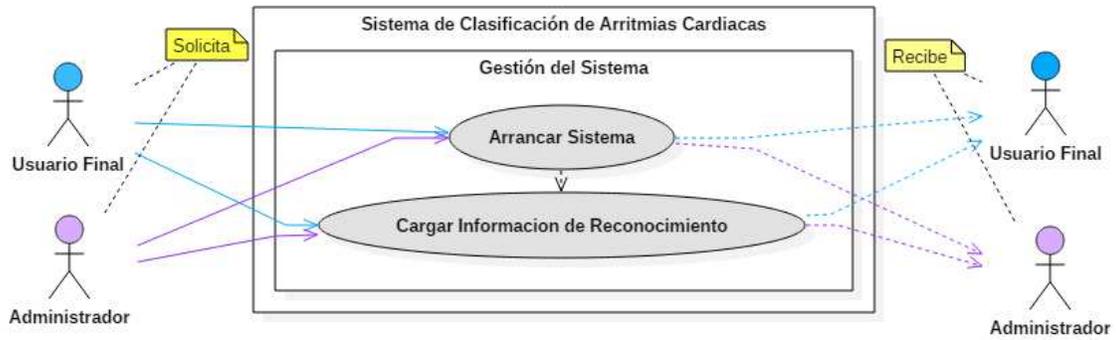


**Figura 4.8 Modelo de Caso de Uso: Reconocimiento.**

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).

#### 4.3.1.6. Gestión del Sistema.

Las Funciones de gestión del sistema envuelven los procesos de mantenimiento y configuración del sistema.



**Figura 4.9 Modelo de Caso de Uso: Gestión del sistema.**

Fuente: Elaboración Propia (Software StarUML).



## 4.4. Arquitectura del sistema.

La arquitectura del sistema describe la configuración de los componentes, también se presenta el diseño que implica cada componente.

### 4.4.1. Arquitectura General (Representación en bloques).

A continuación se señala los elementos que componen la arquitectura del sistema.

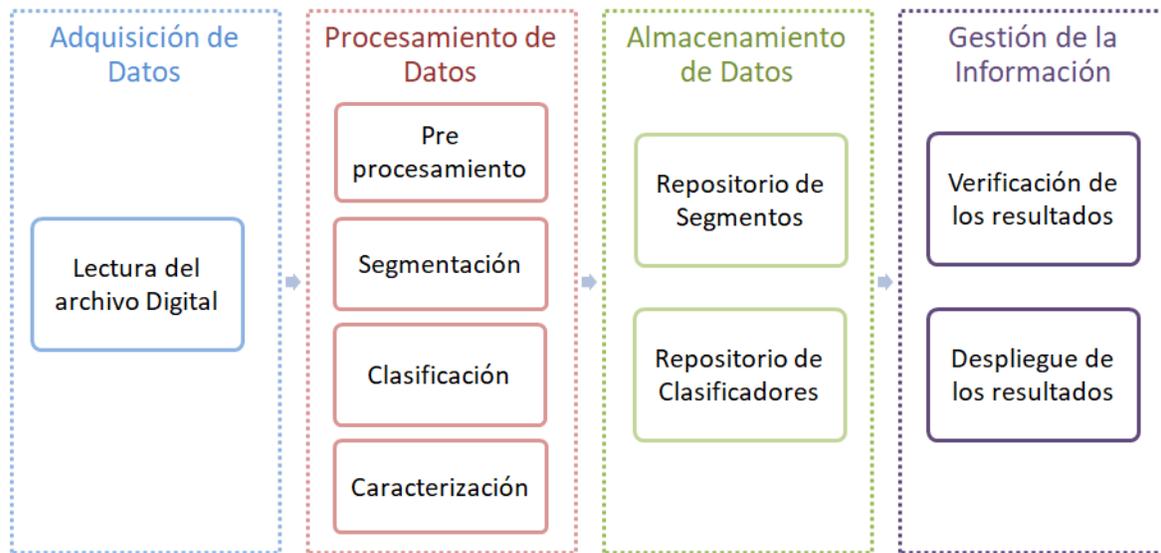


Figura 4.10 Representación en bloques del Sistema.

Fuente: Elaboración Propia.

### 4.4.2. Elemento de Adquisición de Datos.

Este elemento se refiere a un recurso de software, que permite la adquisición de datos a partir de un archivo digital generado por un electrocardiograma, este es trasladado vía un dispositivo de memoria al computador. La señal es reconstruida a partir de información acerca del monitor utilizado.

### 4.4.3. Elemento de Procesamiento de Datos.

El elemento de Procesamiento de Datos se compone de tres etapas de procesamiento de la información.

#### ***4.4.3.1. Procesamiento de la Señal.***

Este recurso de software permite el procesamiento de la señal como imagen, de manera que la señal sea segmentada y abarque la mayor parte de la imagen, esto se realiza por medio de la aplicación de técnicas de procesamiento digital de imágenes. Se tiene como resultado de este procedimiento, segmentos de señales convertidas a imagen, listos para la caracterización.

#### ***4.4.3.2. Extracción de Características.***

La extracción de características se diseña con la finalidad de encontrar un espacio de dimensión reducida en representación de cada segmento, generando un vector de características.

Es necesario considerar las características que hacen que una clase de señal en estudio sea diferente a otras, esto con la finalidad de que se haga más evidente las diferencias en la imagen de cada segmento, de modo que el clasificador obtenga un mejor desempeño.

#### ***4.4.3.3. Clasificación.***

La clasificación se realiza mediante la utilización de una red neuronal artificial, esto implica la elección de una arquitectura, una función de error y una función de activación no lineal, esto con la finalidad de maximizar el desempeño de la red neuronal en la clasificación.

Mediante la tarea de generar un conjunto de clasificadores, será posible generar clasificadores con parámetros diferentes, y observar el desempeño de los mismos. Cada elección es en base al resultado obtenido y los clasificadores óptimos encontrados son guardados por el elemento de almacenamiento.

#### ***4.4.4. Elemento de Almacenamiento de Datos.***

El elemento de almacenamiento de datos permite al entorno de elementos realizar conexiones directas con los repositorios y realizar lectura de ellos cuando sea necesario, contiene información acerca de los datos de entrenamiento, direcciones de memoria para archivos de entrenamiento, datos de clasificadores óptimos, direcciones de memoria para archivos de clasificadores. También tiene la finalidad de mantener información disponible para su procesamiento de manera temporal, como la retención de información relativa al registro procesado.

#### **4.4.5. Sistema de Gestión de la Información.**

Este componente es el que dirige el funcionamiento del sistema, e incluye una interfaz gráfica de usuario, el cual permite la capacidad de poner en marcha el sistema, y de devolver al usuario una realimentación visual de su interacción con el sistema en forma de imagen, también se tendrán opciones de desplazamiento sobre el registro completo, además de permitir verificar los resultados obtenidos. Es mediante el sistema de gestión de la información, que se invocara el funcionamiento del elemento de adquisición de datos y del procesamiento de datos.



## Capítulo 5 .- ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO.

Se describe detalladamente el diseño de las etapas de adquisición de datos y el pre-procesamiento, se explica el proceso de lectura del archivo digital, permitiendo la formación de la señal y posteriormente su segmentación.

### **5.1. Lectura y formación de la señal.**

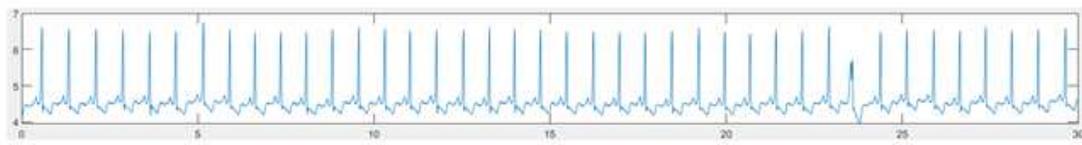
La etapa de adquisición de datos se realiza la lectura del archivo digital proporcionado por un electrocardiograma, y este procedimiento se efectúa de acuerdo a especificaciones existentes referentes a este procedimiento.

#### **5.1.1. Registros en la base de datos de arritmias MIT-BIH.**

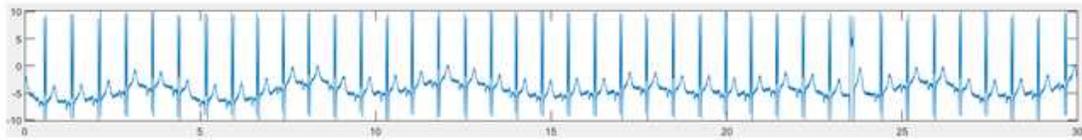
La fuente de los ECG incluidos en la base de datos de arritmias MIT-BIH fueron obtenidos por el Laboratorio de Arritmia del Hospital Beth Israel entre 1975 y 1979. La base de datos contiene 48 extractos de un poco más media hora de registros de ECG ambulatorios de dos canales, obtenidos de 47 sujetos estudiados por el Laboratorio de arritmia BIH. Las grabaciones se digitalizaron a 360 muestras por segundo por canal con una resolución de 11 bits, cada muestra fue almacenada en pares de 12 bits de amplitud (Goldberger AL, 2000).

#### **5.1.2. Pre-procesamiento.**

Cada extracto de la base de datos de arritmias MIT-BIH contiene información de dos canales, la mayoría de las grabaciones de electrocardiograma (ECG) contienen dos o más señales de ECG grabadas simultáneamente, llamadas “derivaciones”. Dado que el corazón genera un campo eléctrico que varía espacialmente y temporalmente, no hay una señal única determinada que ofrezca una visión completa de la actividad eléctrica cardíaca. La práctica estándar entre los clínicos e investigadores interesados en el ECG es registrar dos o más señales derivadas utilizando electrodos de detección. La señal del primer canal de la base de datos de arritmias MIT-BIH es una de las más preferidas para muchas grabaciones, ya que generalmente produce complejos QRS normales de alta amplitud en la mayoría de los sujetos.



a)



b)

**Figura 5.1 Trazos de 30 segundos de las señales electrocardiográficas obtenidas del archivo digital 223 de la base de datos de arritmias MIT-BIH: a) Canal 1, b) Canal 2.**

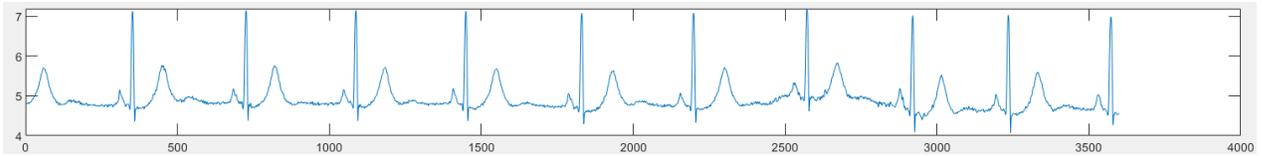
Fuente: Elaboración Propia.

Cada registro fue muestreado a 360 Hz, y con una amplificación de 200 mV. Después de la lectura del archivo digital se procede con la formación de la señal y para su cumplimiento se hace el uso de la frecuencia de muestreo y la amplificación de la señal.

## 5.2. Segmentación de la Señal.

Como se señaló anteriormente, en el presente trabajo no se clasificara latidos individuales sino segmentos cortos de registros electrocardiográficos. Entonces el modelo agrupara un cierto número de latidos en cada segmento y posteriormente cada segmento será clasificado.

Una vez realizada la formación de la señal, se realiza la división del registro electrocardiográfico en segmentos de 10 segundos que no se solapan. Estos segmentos, sabiendo que los datos están muestreados a 360 Hz (360 muestras por segundo), cada segmento debe tener 3600 muestras, luego se realiza la obtención de los tiempos iniciales de cada segmento formado por esta cantidad de muestras.



**Figura 5.2 Trazo de 3600 muestras (equivalente a 10 segundos), obtenido del archivo digital 106 de la base de datos de arritmias MIT-BIH.**

Fuente: Elaboración propia.

La Figura 5.2 muestra un ejemplo de un segmento extraído del archivo digital 106 de la base de datos de arritmias MIT-BIH, con la cantidad de muestras que genera el segmento.



## Capítulo 6 .- EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS.

Se desarrolla el diseño de la etapa de extracción de características, considerando las características que presentan la forma de cada señal electrocardiográfica en estudio, mediante la aplicación de procesamiento de imágenes, y el método expuesto en el capítulo 2.

### **6.1. Características de interés para el reconocimiento de señales electrocardiográficas**

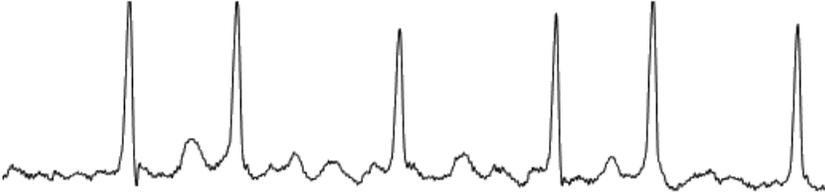
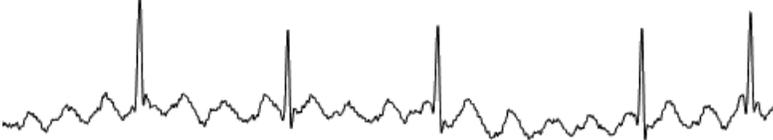
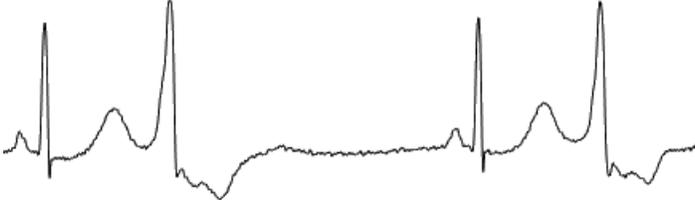
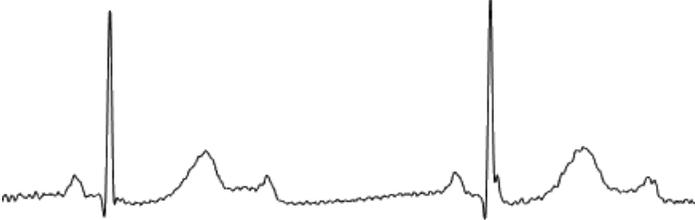
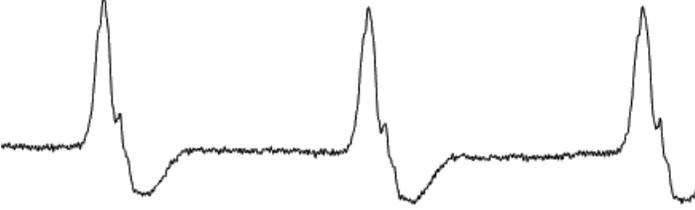
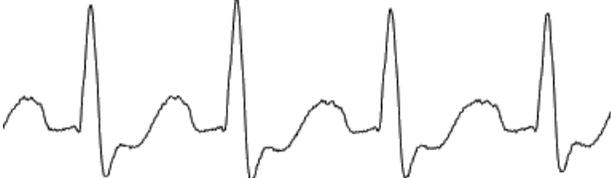
La extracción de características pretende obtener una serie de rasgos esenciales de una imagen, para llevar a cabo esta caracterización, se realiza previamente la conversión del segmento electrocardiográfico a imagen, y como en este caso los colores no aportan información a la clasificación solo se toma una imagen en escala de grises.

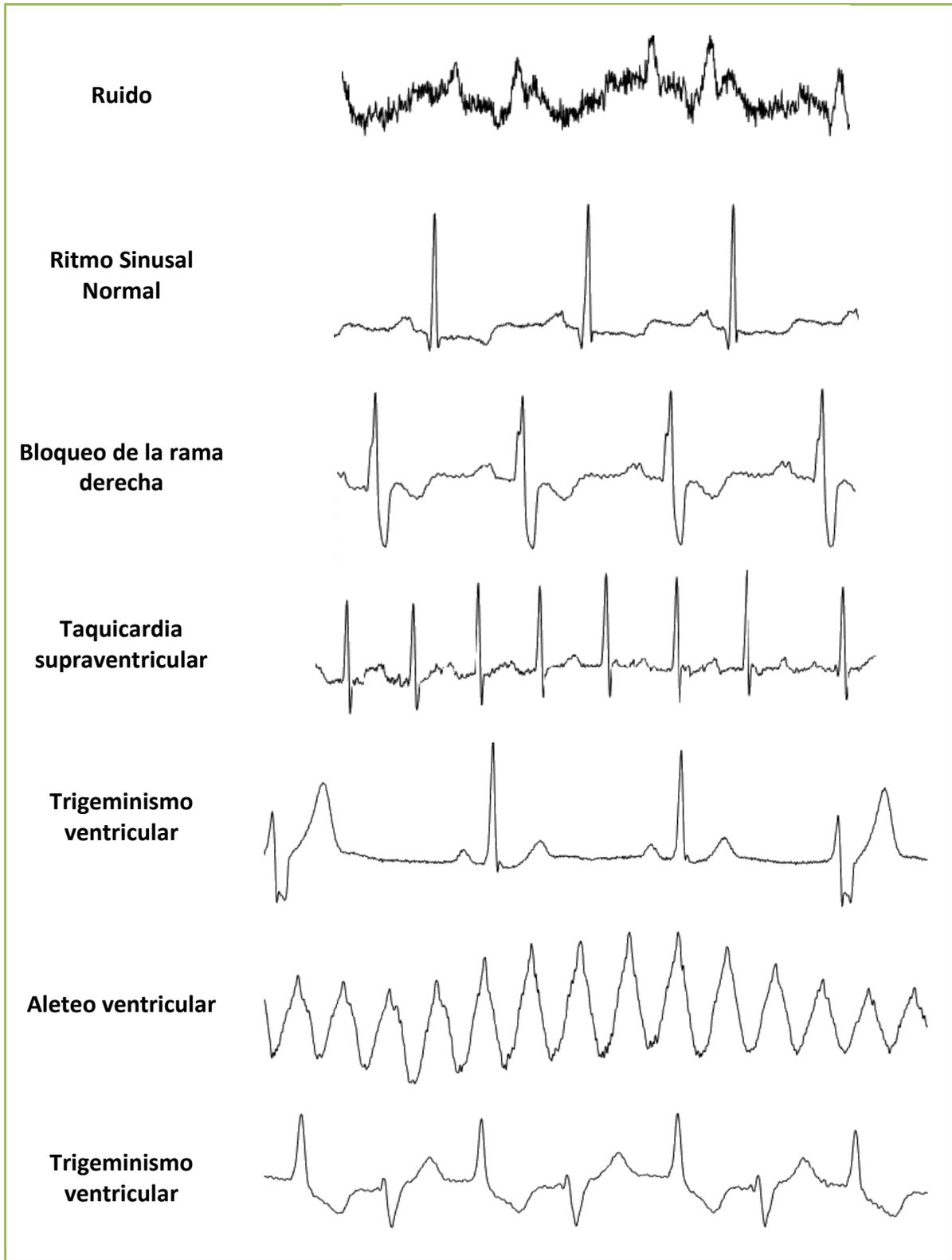
Con la finalidad de llevar adelante un mejor desempeño del sistema de clasificación, es necesaria una mejor descripción del segmento. El reconocimiento manual de las señales electrocardiográficas en estudio considera descriptores relacionados con las características visuales analizadas durante la realización de este examen médico, las mismas que han sido detalladas en capítulos anteriores.

#### **6.1.1. Análisis y aplicación de los descriptores de forma**

La forma que presenta la señal electrocardiográfica de acuerdo a la actividad del corazón, son estudiados por profesionales para llevar a cabo un análisis del mismo. A parte de la frecuencia, las diferencias que presentan cada tipo señal electrocardiográfica es la forma que este toma. A continuación se muestra la Tabla 6.1 con la forma de cada señal electrocardiográfica en estudio.

Tabla 6.1 Forma de cada señal electrocardiográfica en estudio.

Señal Electrocardiográfica	Imagen
<b>Fibrilación Auricular</b>	
<b>Aleteo auricular</b>	
<b>Bigeminismo ventricular</b>	
<b>Bloqueo de segundo grado Mobitz II</b>	
<b>Ritmo Idioventricular</b>	
<b>Bloqueo de la rama izquierda</b>	





Fuente: Elaboración Propia.

Si bien un segmento de señal electrocardiográfica puede ser representado en una imagen cuadrada, al realizarla de esta forma el segmento pierde características importantes como se puede observar en la Tabla 6.1, características que ayudan a diferenciar una señal de otra las cuales al ampliar el eje x del segmento antes de ser convertido a imagen, permite una mejor representación de la señal sin perder así su forma original.

## 6.2. Análisis de Componentes Principales como Soporte de Caracterización.

La extracción de características pretende obtener una serie de rasgos esenciales de una imagen, se obtienen mediante la técnica de Análisis de Componentes Principales (ACP), el cual pretende encontrar un vector representativo del conjunto de datos en una dimensión mucho menor, con la finalidad de obtener una mayor precisión en la clasificación, este tema fue desarrollado en la sección 2.2. A continuación se expone sobre la obtención del nuevo sub-espacio.

El nuevo sub-espacio  $W$  lo conforman los  $k$  autovectores que llevan asociado los autovalores con valor numérico grande.

$$W = [u_1, u_2, u_3, \dots, u_k]$$

Donde  $u_1, u_2, u_3, \dots, u_k$  son los autovectores seleccionados.

### 6.2.1. Criterio de la varianza explicada

En el análisis de componentes principales se requiere que se decida exactamente cuántos de estos componentes son verdaderamente significativos, en general se espera que solo los primeros componentes representen cantidades significativas de varianza.

Para la determinación de dichos componentes, se tiene el criterio de la varianza explicada. Este criterio implica retener un componente si representa más de una proporción (o porcentaje)

de la varianza en el conjunto de datos (O'Rourke, 2013). Por ejemplo, se puede decidir conservar cualquier componente que represente al menos el 5% o el 10% de la variación total. Esta proporción se puede calcular con una fórmula simple:

$$\text{Proporción} = \frac{\text{Autovalor del componente de interés}}{\text{Total de autovalores de la matriz de correlación}}$$

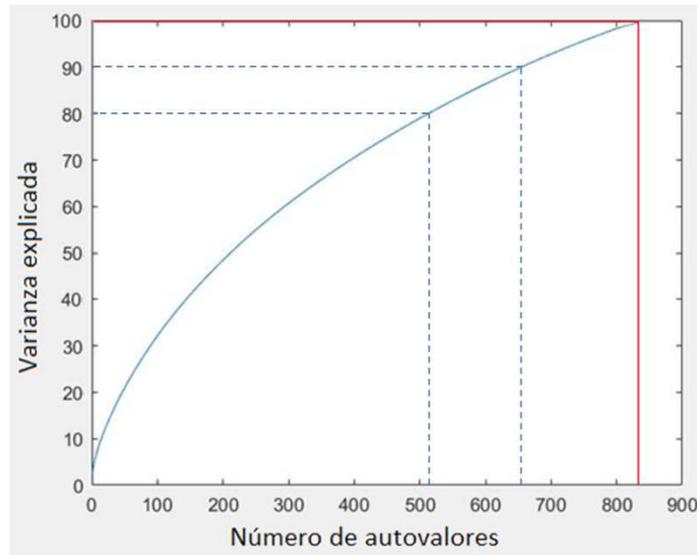
En el análisis de componentes principales, el “Total de autovalores de la matriz de correlación” son iguales al número total de variables que se analizan.

En el caso que se tenga en una proporción del primer componente igual a 38% de la varianza total, el segundo componente solo representa el 33%, el tercer componente representa el 13% y el cuarto componente el 7%. Suponiendo que se decide conservar cualquier componente que represente al menos el 10% de la variación total en el conjunto de datos. Con los resultados actuales, este criterio lo lleva a retener los componentes 1, 2 y 3.

Un criterio alternativo es retener suficientes componentes para que el porcentaje acumulado de variación sea igual a algún valor mínimo. Por ejemplo, recuerde que los componentes 1, 2, 3 y 4 representaron aproximadamente el 28%, 33%, 13% y 7% de la varianza total, respectivamente. Sumando estos porcentajes juntos se obtienen una suma del 91%. Esto significa que el porcentaje acumulativo de varianza explicada por los componentes 1, 2, 3 y 4 es 91%. Cuando los investigadores utilizan el criterio del “porcentaje acumulado de la varianza explicada” para resolver el problema de la cantidad de componentes, por lo general conservan los componentes suficientes para que el porcentaje acumulado de la varianza sea al menos del 70% (O'Rourke, 2013).

En la elección del número de autovalores que se quiere conservar, un número muy alto representa un tiempo de procesamiento grande, mientras que un número muy bajo supone que se puede perder mucha información, por lo tanto se trata de encontrar un equilibrio, para lo cual se trata de mantener la mayor parte posible de la varianza inicial.

En la Figura 6.1 se muestra el porcentaje de la varianza explicada en función de número de autovalores utilizados. En esta gráfica se ve que para mantener alrededor del 90% de la varianza son necesarios 655 autovalores, y para mantener alrededor del 80% se necesitan 512 autovalores.



**Figura 6.1 Varianza explicada en función del número de autovalores.**

Fuente: Elaboración Propia.

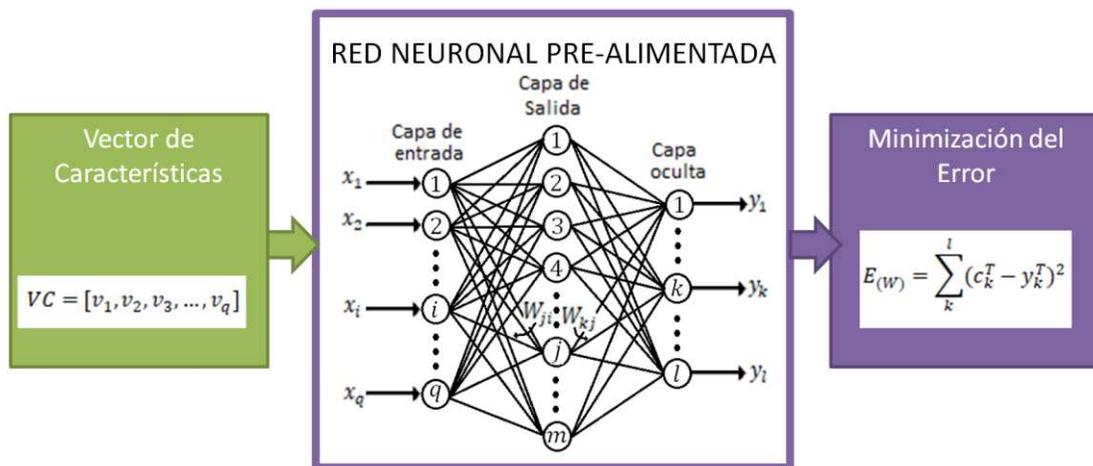
De esta manera en el presente trabajo, para elegir los  $k$  autovalores se considera el 99.99% de porcentaje acumulado de sus valores, el cual se encuentra distribuido en los primeros 837 autovalores.

## Capítulo 7.- Clasificación

Una vez conseguido un conjunto de características que representan los segmentos de electrocardiograma, la siguiente etapa es la clasificación. En el presente proyecto se utiliza como elemento principal la red neuronal pre-alimentada, tal como se describe en la Figura 7.1.

### 7.1. Red Neuronal Artificial como soporte de clasificación

La red neuronal artificial considerada es la pre-alimentada, donde los parámetros adaptativos son estáticos después del proceso de entrenamiento, y donde no existe ningún lazo de realimentación (Figura 7.1).



**Figura 7.1 Esquema de Etapas de la implementación de la Red Neuronal.**

Fuente: Elaboración Propia.

#### 7.1.1. Arquitectura de la red neuronal artificial

En la arquitectura presentada se consideró inicialmente a la red de tres capas de unidades, ya que una cantidad mayor de capas provocaría, innecesariamente un nivel mayor de complejidad en el entrenamiento (Bishop, 1995).

Para que el sistema sea capaz de clasificar correctamente, previamente debe haberse sometido a un proceso de entrenamiento. Para llevar a cabo este proceso se debe ofrecer al sistema

clasificador un conjunto de datos etiquetados y así realizar el entrenamiento conocido como “supervisado”.

El número de neuronas de la capa de entrada será igual al tamaño del vector de características que se obtiene en la etapa de caracterización, y la capa de salida tiene un número de neuronas igual al número de tipos de señales electrocardiográficas que hay en la base de datos y que deben ser clasificados.

En la determinación del número de neuronas en las capas ocultas, aunque estas capas no interactúan directamente con el entorno externo, tienen una influencia tremenda en el resultado final. Existen muchos métodos de reglas generales para determinar el número correcto de neuronas para usar en las capas ocultas (Heaton, 2008), como las siguientes.

- La cantidad de neuronas ocultas debe estar entre el tamaño de la capa de entrada y el tamaño de la capa de salida.
- El número de neuronas ocultas debe ser inferior al doble del tamaño de la capa de entrada.

Estas reglas proporcionan un punto de partida, en última instancia, la selección de una arquitectura para la red neuronal se reducirá a prueba y error.

Como se mencionó anteriormente, el clasificador ha sido entrenado por segmentos de la base de datos de arritmias MIT-BIH, esta base de datos proporciona también información acerca de las posiciones y el tipo de señal presentes en el electrocardiograma.

La Tabla 7.1 muestra la cantidad de segmentos por cada clase utilizado en el entrenamiento.

Tabla 7.1 Número total de segmentos de entrenamiento por clase.

Nº	Señal Electrocardiográfica	Número de elementos
1	Fibrilación auricular	73
2	Aleteo auricular	29
3	Bigeminismo ventricular	48
4	Bloqueo de segundo grado Mobitz II	32
5	Ritmo Idioventricular	33
6	Bloqueo de la rama izquierda	86
7	Ruido	180
8	Ritmo Sinusal Normal	189
9	Bloqueo de la rama derecha	44
10	Taquicardia supraventricular	21
11	Trigeminismo ventricular	24

<b>12</b>	Aleteo ventricular	40
<b>13</b>	Taquicardia ventricular	22
<b>14</b>	Wolff-Parkinson-White	21

Fuente: Elaboración Propia.

### **7.1.2. Funciones de Activación**

Las funciones de activación utilizadas en la red neuronal, es la función sigmoidea como función de activación para las unidades de la capa de entrada, en las capas ocultas, y en la capa de salida, y de esta forma filtrar un conjunto de valores que se encuentren por debajo del valor máximo establecido.

### **7.1.3. Algoritmo de entrenamiento y Función de error**

En cuanto al entrenamiento, las opciones de entrenamiento permiten ajustar el algoritmo de optimización. Se considera el algoritmo de retro propagación de errores o Back Propagation, y la minimización se llevará a cabo por el descenso por el gradiente, entre las opciones de entrenamiento mediante el algoritmo de descenso del gradiente se considerará una tasa de aprendizaje inicial igual a 0.2.

Parte IV. PROTOTIPO.



## Capítulo 8 .- IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.

En este capítulo se describen la implementación de un prototipo del sistema clasificador de arritmias cardiacas. Se exponen funciones básicas como ser: Procesamiento de datos, el uso de método de análisis de componentes principales como caracterizador y el empleo básico de máquinas de aprendizaje como clasificadores.

### 8.1. Descripción general del prototipo.

La implementación del prototipo considera aspectos de diseño del sistema mencionados en los capítulos precedentes. En la Figura 8.1, se muestra los componentes involucrados en el prototipo, una parte tiene que ver con el hardware involucrado en la etapa de adquisición de datos y la otra conformado por el software desarrollado.

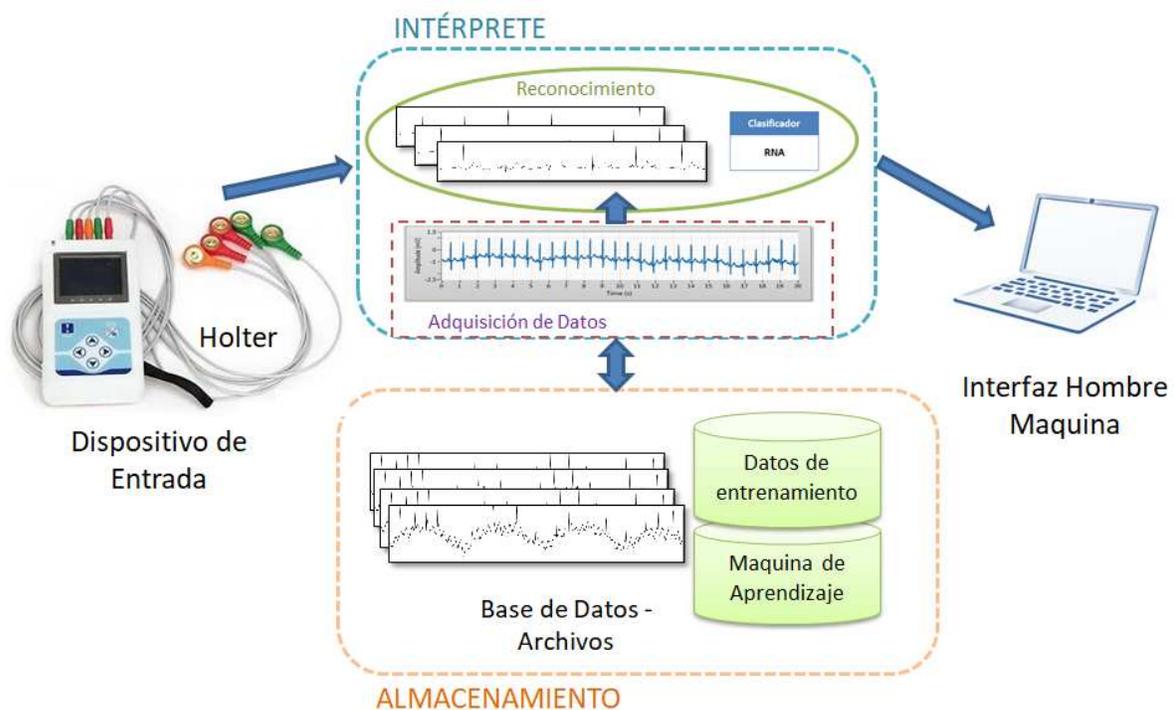


Figura 8.1 Descripción general del Prototipo.

Fuente: Elaboración Propia.

Se identificaron dos componentes de software: intérprete y almacenamiento. Estos componentes fueron implementados en el entorno de desarrollo Matlab. También se identificaron recursos de hardware, el componente de hardware está encargado de la adquisición de las imágenes, mediante el monitor Holter; este elemento entrega los registros digitales al componente de software que es asistido por un computador, donde inicialmente se presenta el recurso interfaz hombre máquina, esta información se administra a los elementos de procesamiento de datos y posteriormente al clasificador; el resultado obtenido es ordenado y contabilizado.

### **8.1.1. Restricciones para el diseño del prototipo.**

El prototipo que se presenta en este trabajo permite demostrar una parte de la funcionalidad del sistema, enfocándose en la clasificación de los segmentos electrocardiográficos. Por tal motivo se consideran algunas restricciones.

La base de datos se restringe solo al almacenamiento de información utilizada o compartida entre los entornos del prototipo, es decir, información de imágenes y de clasificadores.

El software desarrollado se limita a la clasificación y conteo de las señales electrocardiográficas en estudio, tal y como se describió en los alcances y límites del Capítulo 1. Además aprovecha el estudio de las arritmias cardiacas mediante la aplicación de la inteligencia artificial.

En referencia a los recursos de software proveídos al usuario, se limitan a la visualización y verificación de los resultados del sistema de clasificación, sin opción de modificar mediante la interfaz gráfica de usuario, parámetros internos del sistema.

### **8.1.2. Descripción del prototipo por componentes.**

La implementación del prototipo se constituye en función a lo detallado en la Figura 8.1 y a lo descrito en los Capítulos 5 al 7, mediante los componentes Intérprete y almacenamiento.

### **8.1.3. Componente Intérprete.**

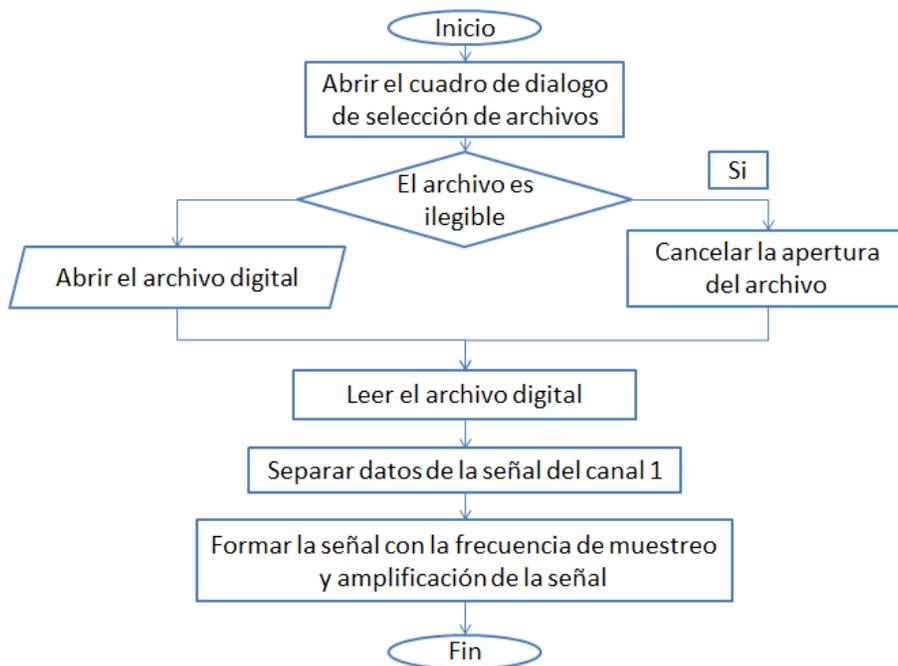
Tal como se describió en el Apartado 5.1 del Capítulo 5, este componente de software es encargado de adquirir la señal procedente del monitor Holter, de la segmentación y caracterización de la imagen, y de proporcionar una respuesta luego de la clasificación.

### 8.1.3.1. Elemento de Adquisición de Datos.

Este elemento de software es el encargado de la obtención de la señal a partir de un registro generado por un monitor Holter, también expone la manera en que la señal es obtenida mediante información acerca del registro. En la lectura de los datos se ha utilizado registros de electrocardiograma (ECG) de la base de datos de arritmias MIT-BIH.

El proceso de Adquisición de datos se describe en el siguiente pseudocódigo y diagrama de flujo.

1. Inicio.
2. Abrir el cuadro de diálogo de selección de archivos
3. Si, el archivo digital es ilegible, cancelar la apertura del archivo  
No, proceder a abrir el archivo y seguir
4. Cargar el archivo digital binario de 12 bits de resolución.
5. Separar datos de la señal del canal 1
6. Formar la señal con la frecuencia de muestreo y amplificación de la señal.
7. Fin.

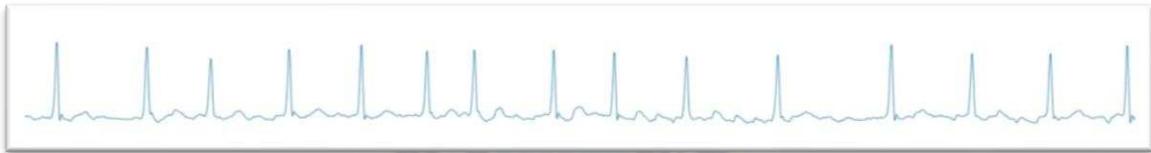


**Figura 8.2 Diagrama de flujo del proceso de Adquisición de datos.**

Fuente: Elaboración propia.

### 8.1.3.2. Elemento de Segmentación.

Este elemento está encargado de la segmentación de la señal, se ha realizado una segmentación en fragmentos de diez segundos, obteniendo de, un registro ECG de media hora, ciento ochenta segmentos de diez segundos, como se muestra en la Figura 8.3. También se realizó el guardado del valor inicial en términos de muestras, de cada segmento corto, estos representarían sus posiciones dentro de la grabación completa.



**Figura 8.3 Segmento de diez segundos de electrocardiograma.**

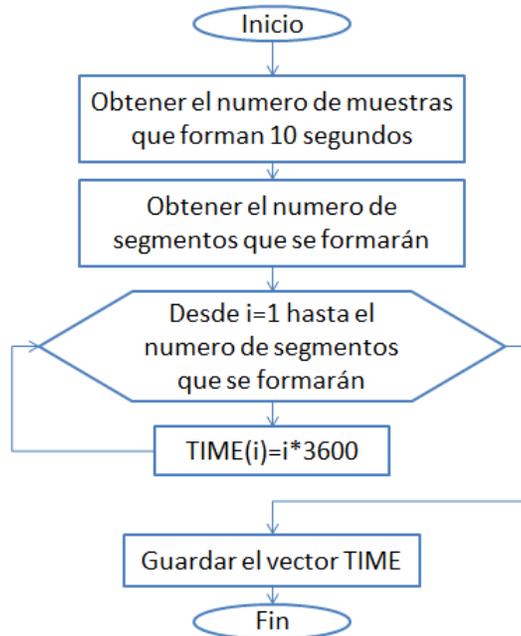
Fuente: Elaboración propia.

El proceso de Segmentación se describe en el siguiente pseudocódigo y diagrama de flujo.

1. Inicio
2. Obtener el número de muestras que forman 10 segundos
3. Obtener el número de segmentos que se formarán
4. Iniciar  $i=1$
5. Asignar al vector TIME el tiempo inicial del segmento actual
6. Si,  $i \leq$  Numero de segmentos que se formarán, entonces incrementar  $i=i+1$  y regresar al punto 5

No, Seguir

7. Guardar el vector TIME
8. Fin



**Figura 8.4 Diagrama de flujo del proceso de Segmentación.**

Fuente: Elaboración propia.

### ***8.1.3.3. Elemento de Extracción de Características.***

Previo a la caracterización se realiza una conversión de señal a imagen, además que para el reconocimiento de arritmias cardiacas en segmentos de electrocardiograma no es necesario información del color, y se procede a la conversión a escala de grises.

En la sección de Diseño del sistema se vio que un factor importante para el reconocimiento es el número de autovectores que se utilizan para representar las imágenes. Tal y como se mencionó, se toma como criterio de selección de autovalores el 99.99% de sus valores, esto significa los primeros 837 autovalores.



a)



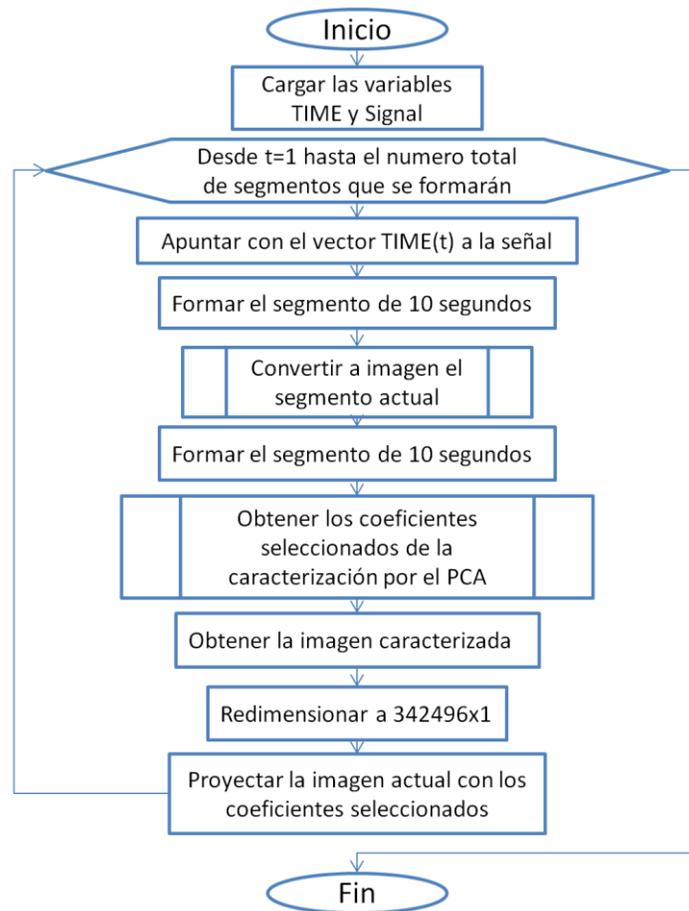
b)

**Figura 8.5 a) Imagen de la señal en escala de grises, b) Imagen de la señal reconstruida utilizando 837 autovalores.**

Fuente: Elaboración propia.

El proceso de la Caracterización y reducción de dimensión se describe en el siguiente pseudocódigo y diagrama de flujo.

1. Inicio
  2. Cargar el vector TIME y la señal S.
  3. Asignamos  $t=1$ .
  4. Apuntar con la variable t al vector TIME (t).
  5. Apuntar con el vector TIME (t) a la señal S.
  6. Formar el segmento de 10 segundos.
  7. Convertir a imagen el segmento actual.
  8. Obtener los coeficientes seleccionados de la caracterización por análisis de componentes principales.
  9. Obtener la imagen caracterizada  $149 \times 1454$ .
  10. Redimensionar a  $216646 \times 1$ .
  11. Proyectar la imagen actual con los coeficientes seleccionados.
  12. Si,  $t < \text{Número de elementos}$ , entonces incrementar  $t=t+1$  y regresar al punto 3.
- No, Seguir.
13. Fin.



**Figura 8.6 Diagrama de flujo del proceso de Caracterización.**

Fuente: Elaboración propia.

#### **8.1.3.4. Clasificación.**

Una vez que se ha realizado la caracterización se pasa a la fase de clasificación. La representación de las imágenes serán las entradas de cada una de las redes neuronales.

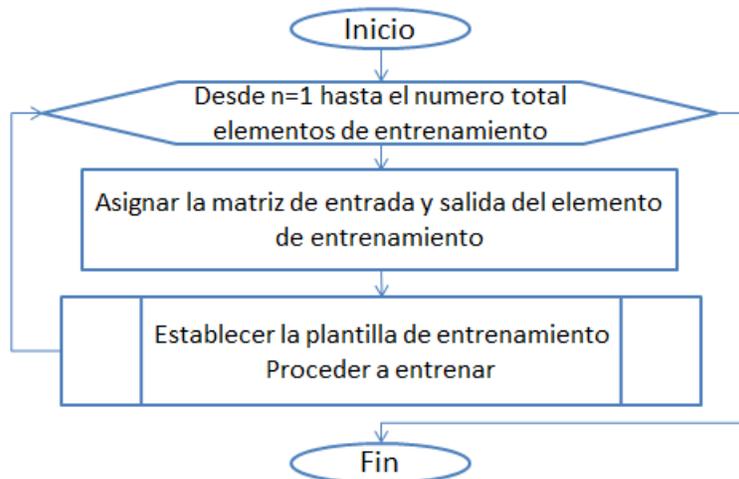
A través de este elemento, se realiza la clasificación de las señales en estudio, a la salida del clasificador se tendría un vector el cual indicaría el tipo de arritmia cardiaca al que pertenece el segmento. Con la obtención del tiempo inicial del segmento se tendría la posición exacta de la arritmia dentro de la grabación completa de electrocardiograma.

En la máquina de aprendizaje supervisado que se implementó, se tiene como entradas 14 elementos, constituidos por doce arritmias cardiacas diferentes, el ritmo sinusal normal, y ruido. También es necesario proporcionar a la red las salidas correspondientes a cada uno de los

elementos de entrenamiento, ya que se va a realizar el aprendizaje supervisado. La salida por cada elemento de entrenamiento será un vector binario, formado por un 1 en caso que sea correcto, y un cero al resto de salidas.

El proceso de entrenamiento de las Redes neuronales se describe en el siguiente pseudocódigo y diagrama de flujo.

1. Inicio.
2. Iniciar  $n=1$ .
3. Asignar la matriz de entrada de los 14 elementos.
4. Asignar la matriz de salida para cada elemento, un uno en caso que sea correcto, y un cero al resto de salidas.
5. Establecer la plantilla de entrenamiento.
6. Proceder a entrenar.
7. Si,  $n \leq$  número de elementos de entrenamiento, entonces incrementar  $n=n+1$  y regresar al punto 4.
8. No, Seguir.
9. Fin.



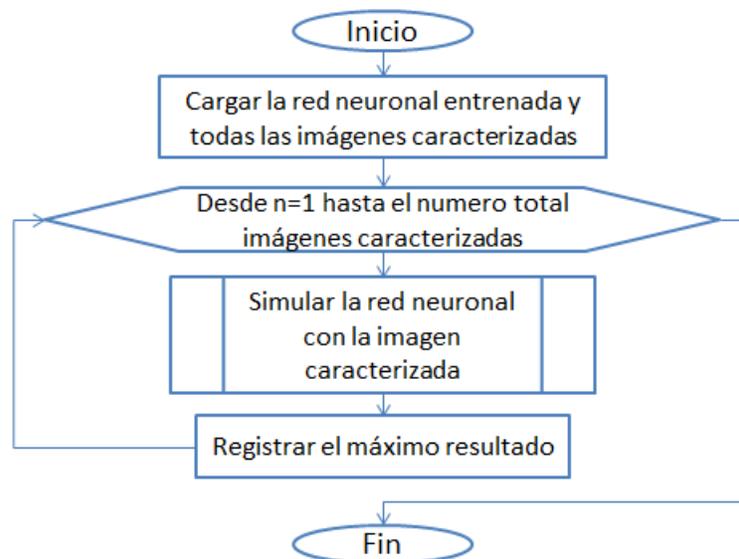
**Figura 8.7 Diagrama de flujo del proceso de entrenamiento de las redes neuronales.**

Fuente: Elaboración propia.

Con las redes neuronales entrenadas ya es posible realizar la clasificación. El sistema proporciona una imagen ya caracterizada a la entrada del clasificador, de manera que a la salida se obtiene un vector.

El proceso de Clasificación se describe en el siguiente pseudocódigo y diagrama de flujo.

1. Inicio
2. Cargar la Red Neuronal entrenada.
3. Cargar todas las imágenes caracterizadas.
4. Iniciar  $n=1$  y  $MAX=0$ .
5. Simular la red neuronal con la imagen caracterizada redimensionada.
6. Registrar el máximo resultado en el vector  $MAX$  y el resto con ceros.
7. Si,  $n \leq$  número de imágenes caracterizadas, entonces incrementar  $n=n+1$  y regresar al punto 5.
8. No, seguir.
9. Fin



**Figura 8.8 Diagrama de flujo del proceso de Clasificación.**

Fuente: Elaboración propia.

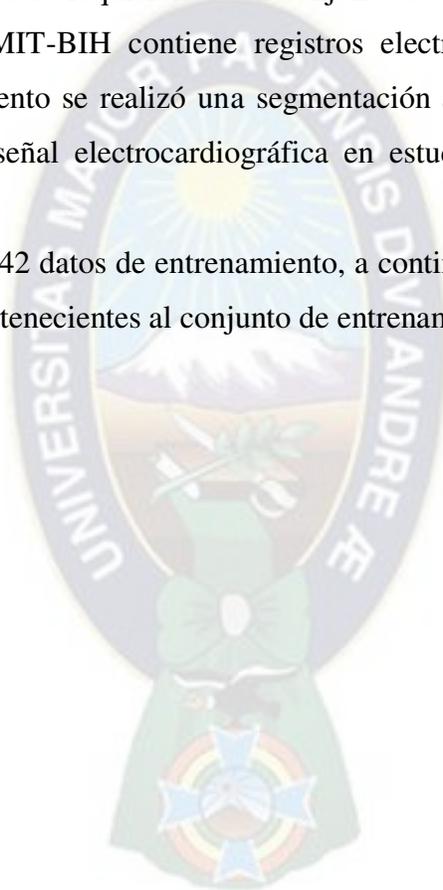
#### **8.1.4. Componente de Almacenamiento.**

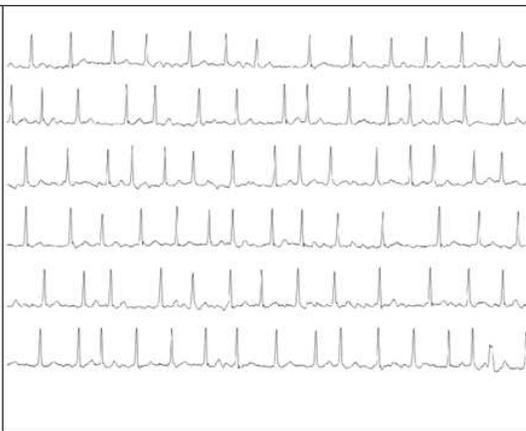
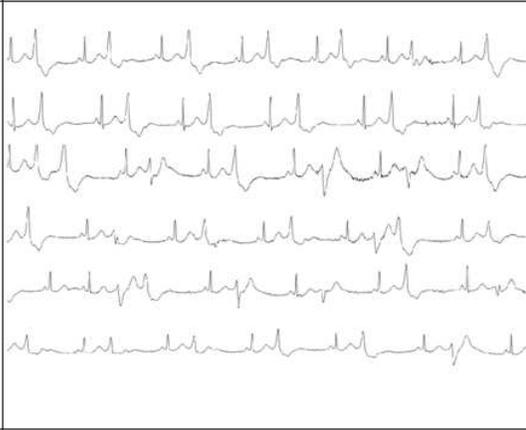
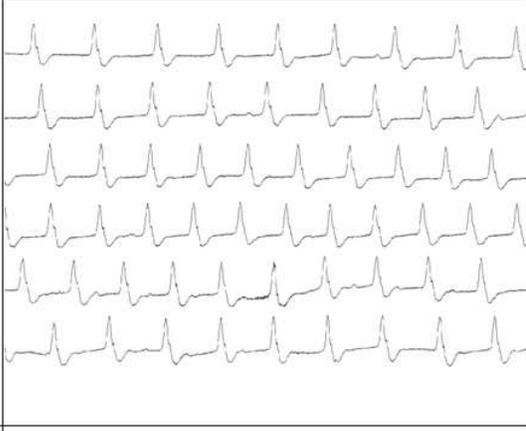
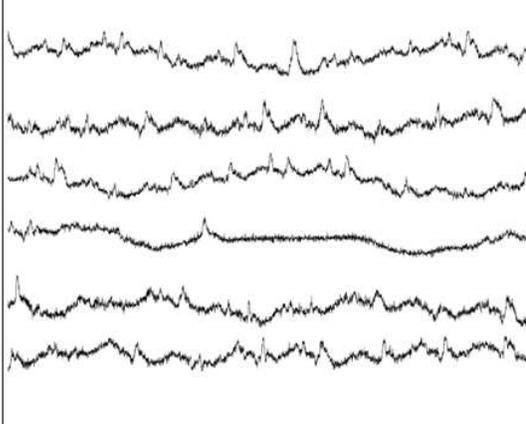
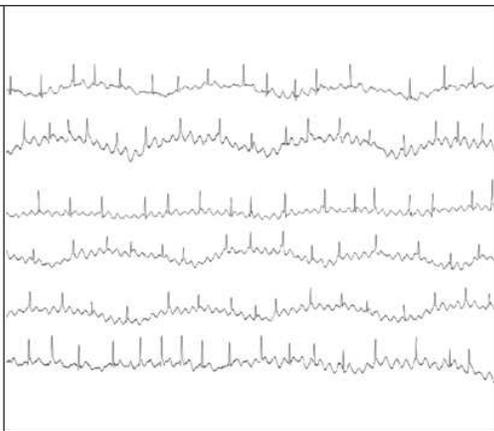
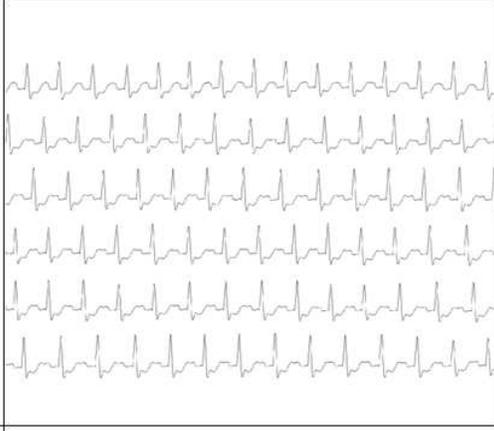
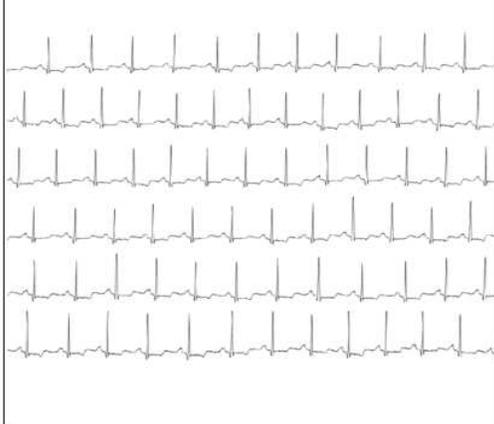
El componente de Almacenamiento de datos se encarga del almacenamiento de la información relacionada al entrenamiento del clasificador, y de información referente a parámetros de clasificadores óptimos. Se pueden identificar diferentes tablas en las cuales se almacenan información referente a Datos de entrenamiento.

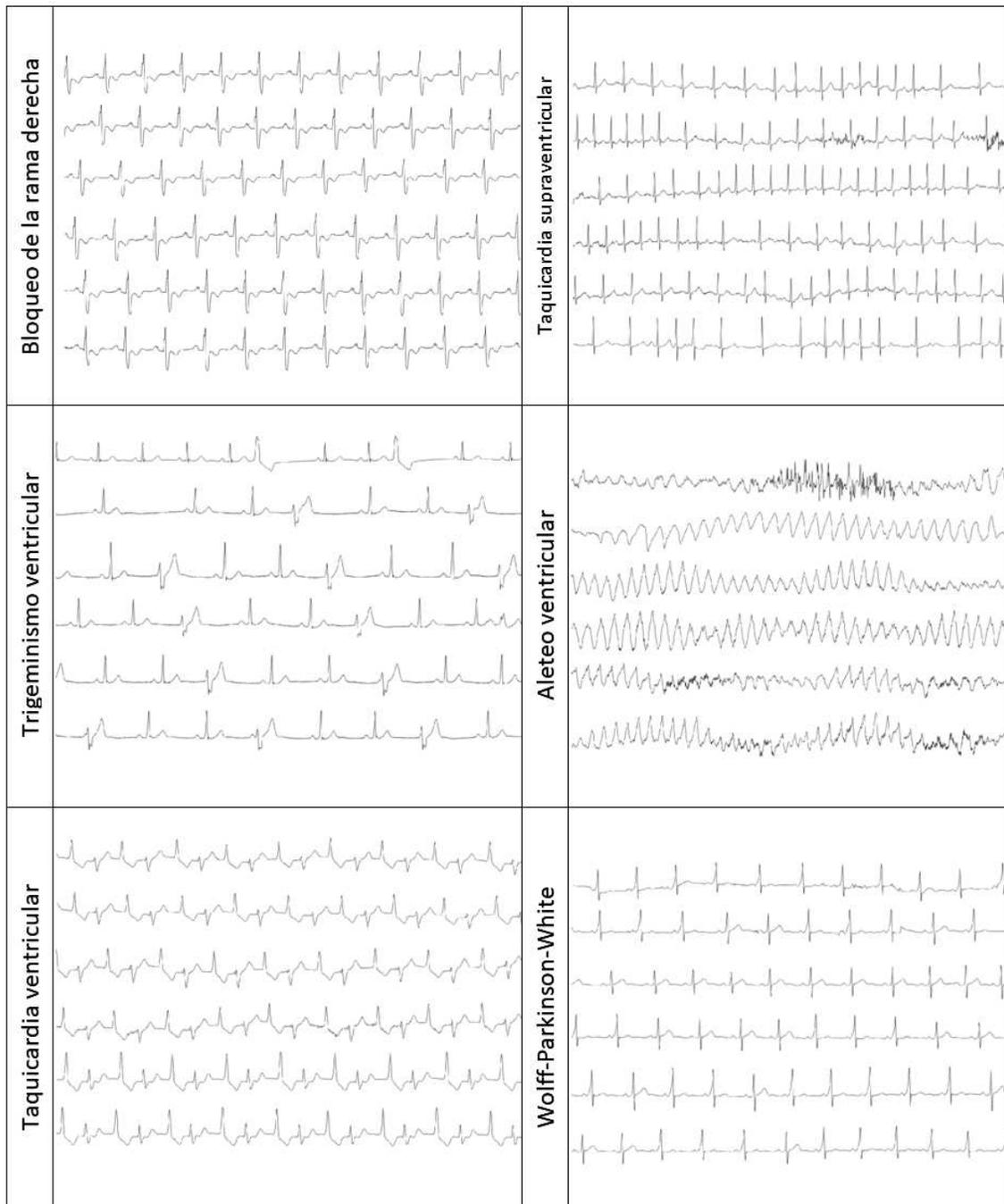
##### ***8.1.4.1. Datos de Entrenamiento.***

En la etapa de entrenamiento se requieren de un conjunto de datos para el entrenamiento. La base de datos de arritmias MIT-BIH contiene registros electrocardiográficos completos, de manera que para el entrenamiento se realizó una segmentación a dichos registros con el fin de agruparlos según el tipo de señal electrocardiográfica en estudio, y generar un conjunto de entrenamiento.

Se trabajó con un total de 842 datos de entrenamiento, a continuación se muestra ejemplos de 6 segmentos por cada clase pertenecientes al conjunto de entrenamiento.



Fibrilación auricular		Bigeminismo ventricular		Ritmo Idioventricular		Ruido	
Aleteo auricular		Bloqueo de segundo grado Mobitz II		Bloqueo de la rama izquierda		Ritmo Sinusal Normal	



**Figura 8.9 Ejemplos de segmentos de la base de datos de arritmias MIT-BIH.**

Fuente: Elaboración propia.



Parte V. ETAPA CONCLUSIVA.

## Capítulo 9 .- PRUEBAS Y RESULTADOS.

En este capítulo se detallan las pruebas y resultados del sistema desarrollado, además del procedimiento usado para evaluar el desempeño del sistema propuesto. Analizando especialmente el desempeño de la clasificación.

### 9.1. Pruebas del prototipo.

Con respecto a la evaluación del desempeño del sistema, se consideraron tres registros electrocardiográficos de prueba, el registro 207, 223 y 106 de la base de datos de arritmias cardiacas MIT-BIH, de los cuales comprenden 180 segmentos por cada registro electrocardiográfico. Cada registro fue introducido al sistema, probando y verificando el funcionamiento adecuado del sistema de clasificación.

La evaluación del desempeño del sistema se desarrolla mediante el previo análisis y clasificación manual de los registros electrocardiográficos considerados. La base de datos de arritmias cardiacas cuenta con anotaciones y proporciona información acerca de cada latido, esta información es proporcionada en un archivo anexo a cada registro por Phisio.net (Goldberger AL, 2000). La prueba realizada fue comparada con las anotaciones agrupadas en segmentos de diez segundos de electrocardiograma.

### 9.2. Resultados Generales.

Las Tablas B.1, B.2 y B.3 expuestas en el anexo B, muestran el desempeño del sistema, en las pruebas realizadas, con los registros electrocardiográficos 207, 223 y 106 de la base de datos de arritmias cardiacas MIT-BIH.

#### a) Resultados del registro 207.

La Tabla B.1 corresponde a las anotaciones del registro electrocardiográfico y los resultados de la clasificación del registro. El número de segmentos de señales electrocardiográficas clasificadas correctamente usando el sistema, es 140 de 180 disponibles sometidas a prueba, teniendo confusión en 40 segmentos.

a) Resultados del registro 223.

La Tabla B.2 corresponde a las anotaciones del registro electrocardiográfico y los resultados obtenidos de la clasificación. En este caso, se clasificó correctamente 145 segmentos de 180 disponibles, teniendo confusión en 35 segmentos.

a) Resultados del registro 106.

La Tabla B.3 corresponde a las anotaciones del registro electrocardiográfico y los resultados de la clasificación, en este caso se clasificó correctamente a 131 de 180 segmentos disponibles, teniendo confusión en 49 segmentos. Sin embargo en las tres pruebas realizadas existen errores de reconocimiento encontrados en segmentos con más de una señal electrocardiográfica.

### **9.2.1. Evaluación del desempeño multiclase del sistema.**

Para evaluar el desempeño de un modelo de clasificación se puede optar por la matriz de confusión, ver Figura 9.1. La matriz de confusión es una matriz cuadrada que nos permite visualizar de forma rápida y efectiva lo bien o mal que ha clasificado el modelo.

Valores Predichos	Fibrilacion auricular	56	2	3	1	0	3	0	4	1	2	0	0	0
	Aleteo auricular	0	23	0	0	0	0	1	1	1	0	0	2	0
	Bigeminismo ventricular	1	0	32	0	1	1	1	2	1	2	1	2	0
	Bloqueo de segundo grado Mobitz	0	0	0	21	0	0	0	1	0	0	0	0	1
	Ritmo Idioventricular	0	0	0	0	24	1	0	0	0	0	0	0	0
	Bloqueo de la rama izquierda	4	1	1	4	0	64	3	4	2	1	2	2	0
	Ruido	1	1	3	0	2	7	171	7	2	1	1	4	0
	Ritmo Sinusal Normal	9	1	9	5	4	6	4	160	1	2	2	1	4
	Bloqueo de la rama derecha	1	1	0	0	1	1	0	0	35	0	0	1	1
	Taquicardia supraventricular	0	0	0	0	1	0	0	1	1	13	0	0	0
	Trigeminismo ventricular	1	0	0	1	0	1	0	2	0	0	17	0	0
	Aleteo ventricular	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0	0	27	0
	Taquicardia ventricular	0	0	0	0	0	1	0	3	0	0	1	0	15
	Wolff-Parkinson-White	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0
		Fibrilacion auricular												
	Aleteo auricular													
	Bigeminismo ventricular													
	Bloqueo de segundo grado Mobitz II													
	Ritmo Idioventricular													
	Bloqueo de la rama izquierda													
	Ruido													
	Ritmo Sinusal Normal													
	Bloqueo de la rama derecha													
	Taquicardia supraventricular													
	Trigeminismo ventricular													
	Aleteo ventricular													
	Taquicardia ventricular													
	Wolff-Parkinson-White													
	Valores Reales													

**Figura 9.1 Matriz de confusión del sistema desarrollado.**

Fuente: Elaboración propia.

Por lo general, solo mirando las proporciones de los números que componen la matriz ya es suficiente para saber si la clasificación es correcta. Teniendo en cuenta todos los resultados, la exactitud (Acc) se obtiene de la siguiente forma.

$$Acc = \frac{\text{Suma de los numeros de salidas correctamente clasificadas por el modelo}}{\text{La suma de todos los resultados obtenidos}}$$

$$Acc = \frac{56 + 23 + 32 + 21 + 24 + 64 + 171 + 160 + 35 + 13 + 17 + 27 + 15 + 16}{842}$$

$$Acc = 0.801 = 80.1\%$$

También se realizó el cálculo de parámetros estadísticos como la Exactitud, la Tasa de Verdaderos Positivos y el Valor Predictivo positivo, para cada salida del sistema clasificador, representando información importante en la clasificación de cada segmento electrocardiográfico.

Tabla 9.1 Exactitud, Tasa de Verdaderos Positivos y el Valor Predictivo positivo del Sistema clasificador.

	Tasa de Verdaderos Positivos (Se)	Valor Predictivo Positivo (PPV)	El Factor F1
Fibrilacion auricular	0,767123288	0,777777778	0,772413793
Aleteo auricular	0,793103448	0,821428571	0,807017544
Bigeminismo ventricular	0,666666667	0,695652174	0,680851064
Bloqueo de segundo grado Mobitz II	0,65625	0,913043478	0,763636364
Ritmo Idioventricular	0,727272727	0,96	0,827586207
Bloqueo de la rama izquierda	0,744186047	0,719101124	0,731428571
Ruido	0,95	0,855	0,9
Ritmo Sinusal Normal	0,846560847	0,761904762	0,802005013
Bloqueo de la rama derecha	0,795454545	0,833333333	0,813953488
Taquicardia supraventricular	0,619047619	0,8125	0,702702703
Trigeminismo ventricular	0,708333333	0,772727273	0,739130435
Aleteo ventricular	0,675	0,870967742	0,76056338
Taquicardia ventricular	0,681818182	0,75	0,714285714
Wolff-Parkinson-White	0,761904762	0,888888889	0,820512821

Fuente: Elaboración propia.

### 9.2.2. Análisis del desempeño temporal.

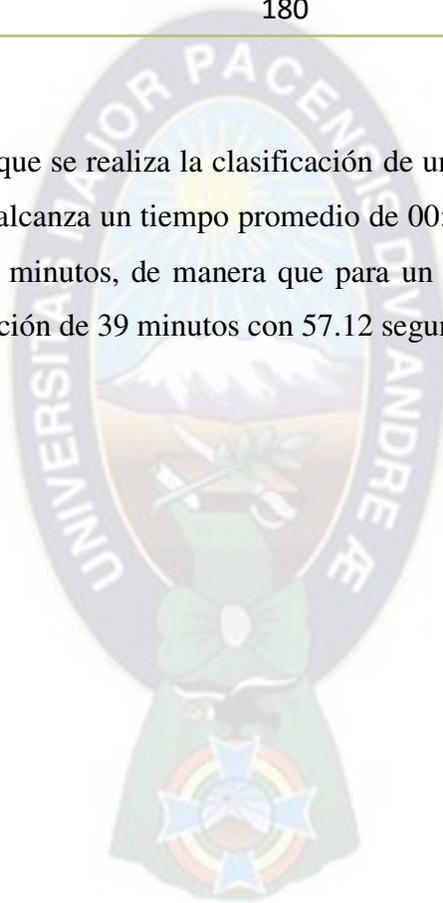
En referencia a los tiempos en que se realiza la clasificación de un registro completo, el sistema clasificador está sujeto a varios factores, como ser el tamaño del vector de características, parámetros como el número de neuronas en la capa interna de las redes neuronales, etc. En la Tabla 9.5, se evaluó el desempeño del sistema donde se midieron los tiempos de realización de la clasificación.

Tabla 9.2 Análisis del desempeño temporal.

Número de Registro ECG	Cantidad de Segmentos	Tiempo Total
<b>207</b>	180	00:51.9
<b>106</b>	180	00:53.2
<b>223</b>	180	00:47.6
<b>122</b>	180	00:48.8
<b>233</b>	180	00:48.2

Fuente: Elaboración Propia.

El periodo de tiempo en el que se realiza la clasificación de un registro de la base de datos de arritmias cardiacas MIT-BIH, alcanza un tiempo promedio de 00:49.94 segundos. Estos registros tienen una duración de treinta minutos, de manera que para un registro electrocardiográfico de doce horas se obtiene una duración de 39 minutos con 57.12 segundos.



## Capítulo 10 .- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

### 10.1. Conclusiones

Se presenta las conclusiones de cada objetivo particular que fueron planteados al inicio de este trabajo.

- Analizar e investigar los aspectos que involucra el proceso de interpretación de los registros electrocardiográficos, a fin de identificar los requerimientos necesarios.

*Conclusión.* Mediante el estudio del arte, se analizó el proceso de interpretación de los registros electrocardiográficos, se desarrolló las características que presentan las doce arritmias cardiacas en estudio y su representación en el electrocardiograma (Apartado 2.1 del Capítulo 2), posibilitando de esa manera la identificación de los requerimientos necesarios para el sistema.

- Identificar y evaluar las técnicas relacionadas a la visión por computador específicamente al aprendizaje de máquina y técnicas de procesamiento de imágenes para la caracterización.

*Conclusión.* En referencia a la visión por computador, se analizó la técnica de caracterización de imágenes propuesta en el presente proyecto (Apartados 9.1 y 9.2 del Capítulo 9), detallando una caracterización eficiente mediante el uso del criterio del porcentaje acumulado de la varianza explicada. Así mismo se evaluaron diferentes configuraciones dentro de la red neuronal pre-alimentada, buscando optimizar tanto la eficiencia como la exactitud del clasificador.

- Diseñar el sistema en base a una metodología formal de desarrollo de proyectos, considerando aspectos de la metodología Proceso Unificado Racional.

*Conclusión.* Se diseñó el sistema en base a los requerimientos funcionales, los cuales fueron agrupados en grupos funcionales, y descritos mediante matrices de atributos funcionales y modelos de casos de uso, considerando aspectos de la metodología RUP (Capítulo 4).

- Describir el proceso de reconocimiento del sistema, mediante la descripción de las técnicas utilizadas en la caracterización y el empleo de las máquinas de aprendizaje específicamente en la técnica de análisis de componentes principales y las redes neuronales pre-alimentadas. Señalando las variaciones y consideraciones realizadas en sus algoritmos, con el propósito de obtener un vector de características de menor dimensión y un menor coste computacional a la vez de una mejor clasificación.

*Conclusión.* Se describió el proceso de reconocimiento de acuerdo a las técnicas implementadas. De la técnica de análisis de componentes principales como caracterizador (Apartado 2.2 del Capítulo 2), se obtuvo un número reducido de características con una longitud del vector de ochocientos treinta y siete componentes con un porcentaje acumulado de varianza explicada del 99.99%, además en el empleo de las máquinas de aprendizaje se consideró un modelo de noventa y dos neuronas en la capa interna de las redes neuronales.

- Implementar un prototipo en el que se aprecien las funcionalidades del sistema.

*Conclusión.* Se implementó un prototipo mediante la arquitecta diseñada (Apartado 4.4 del Capítulo 4), el cual considera la lectura y procesamiento de los archivos digitales proporcionados por un monitor Holter, también mediante el uso del análisis de componentes principales como soporte de la caracterización, y las redes neuronales pre-alimentadas como soporte en la clasificación.

- Evaluar el desempeño del sistema clasificador implementado, con los resultados obtenidos manualmente en el Instituto de Tecnología de Massachusetts-Hospital Beth Israel..

*Conclusión.* Se logró evaluar el desempeño del sistema clasificador en base a la matriz de confusión, así mismo el sistema fue comparado con los resultados obtenidos manualmente en el Instituto de Tecnología de Massachusetts-Hospital Beth Israel. En referencia a la tarea de clasificación, los parámetros estadísticos para cada salida como la tasa de verdaderos positivos, el valor predictivo positivo y el factor F1 (Capítulo 9), muestran en promedio, que el sistema clasificador alcanzó una exactitud del 80.1%, finalmente como parámetro fundamental del proceso se tiene el tiempo utilizado en el desarrollo de la clasificación, el cual alcanza los 49.94 segundos y para registros de veinticuatro horas alcanza los 39 minutos 57.12 segundos. Referente al desempeño alcanzado se puede concluir que el sistema optimiza al menos un 33.4% el tiempo que ocupa la observación clínica de una monitorización ambulatoria.

#### Conclusión General:

Consecuentemente, se logró elaborar un sistema de clasificación de arritmias cardiacas mediante la aplicación del análisis de componentes principales y redes neuronales pre-alimentadas en segmentos de diez segundos de electrocardiogramas que no se solapan, optimizando de esta manera la brevedad en el desarrollo del análisis de la monitorización electrocardiográfica ambulatoria.

## **10.2. Recomendaciones**

En trabajos futuros, se podría intentar aumentar la cantidad de datos de entrenamiento incluyendo más bases de datos.

En la etapa de pre procesamiento podrían utilizarse filtros para el mejoramiento de la señal.

Para la extracción de características en este proyecto se utiliza el análisis de componentes principales, pero podrían utilizarse otros métodos similares.

Otros elementos que sería interesante estudiar es utilizar redes neuronales convolucionales bidimensionales en lugar de redes neuronales poco profundas, para clasificar los segmentos arrítmicos.

Realizar el diseño del sistema para segmentos de electrocardiograma de 5 y 2 segundos de duración.

Realizar el diseño del sistema incluyendo más arritmias en el análisis y se pueden considerar aplicaciones en tiempo real.



MATERIAL ANEXO Y  
COMPLEMENTARIO.

## Bibliografía.

- Andreotti, F. C. (2017). Comparing feature-based classifiers and convolutional neural networks to detect arrhythmia from short segments of ECG. *Computing in Cardiology (CinC)* . Association for the Advancement of Medical Instrumentation. (1994). *American national standard for ambulatory electrocardiographs*. Recuperado el Mayo de 2019
- Bishop, C. M. (1995). *Neural networks for pattern recognition*. Oxford university press.
- Castells, F. L. (2007). Principal component analysis in ECG signal processing. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*.
- Dubin, D. (1996). *Rapid Interpretation of EKG's*. Cover Publishing Company.
- Gámiz, J. L.-A. (2000). Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en la monitorización ambulatoria del electrocardiograma y presión arterial. *Revista Española de Cardiología*.
- Goldberger AL, A. L. (2000). *Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. Recuperado el Mayo de 2019, de <https://physionet.org>
- González, A. M. (2006). *Técnicas y algoritmos básicos de visión artificial*. UNIVERSIDAD DE LA RIOJA: SERVICIO DE PUBLICACIONES.
- Hampton, J. (2013). *The ECG Made Easy E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Heaton, J. (2008). *Introduction to neural networks with Java*. Heaton Research, Inc.
- Iborra, M. J. (2006). *Análisis comparativo de métodos basados en subespacios aplicados al reconocimiento de cara*. Universidad de Valencia.
- Instituto Nacional de Estadística. (2016). *Cuadros estadísticos*. Recuperado el Mayo de 2019, de <http://www.ine.gov.bo>
- Kim, P. (2017). *MATLAB Deep Learning: With Machine Learning, Neural Networks and Artificial Intelligence*. Apress.
- Larranaga, P., Inza, I., & Moujahid, A. (1997). Tema 8. Redes Neuronales. En *Redes Neuronales* (págs. 12-17). Universidad del País Vasco.
- Linares, J. H. (2018). *Sistema de conteo de leucocitos en muestras de sangre humana por recuento diferencial automatizado*. La Paz.
- O'Rourke, N. P. (2013). *A step-by-step approach to using SAS for factor analysis and structural equation modeling*. Sas Institute.

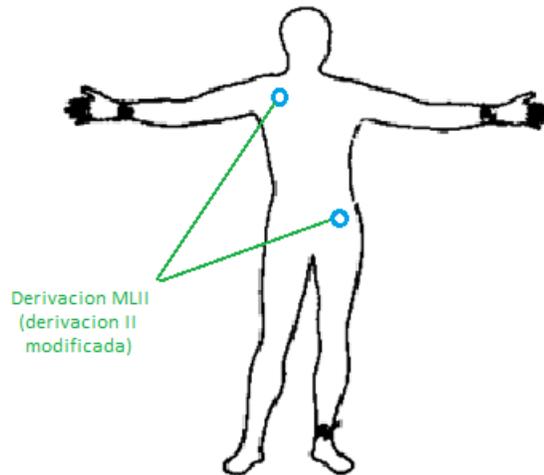
- Paul, L. C. (2012). *Face recognition using principal component analysis method*. Bangladesh: International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology .
- Peña, D. (2013). *Análisis de datos multivariantes*. España: McGraw-Hill.
- Pérez Riera, A. R., & Barbosa Barros, R. (2017). *Comunidad Iberoamericana de Cardiología*. Recuperado el Mayo de 2019, de Cardiolatina: <http://fiaiweb.com/wp-content/uploads/2017/04/artefactos-tecnicos-em-electrocardiografia.pdf>
- Pintea, S. M. (2009). The receiver-operating characteristic (ROC) analysis: Fundamentals and applications in clinical psychology. *Journal of Cognitive & Behavioral Psychotherapies*.
- Pocoma, E. I. (2014). *Sistema intérprete del lenguaje de señas boliviano bajo tecnología de visión por computador*. La Paz.
- Rajpurkar, P. H. (2017). Cardiologist-level arrhythmia detection with convolutional neural networks. *arXiv preprint* .
- Rodríguez-Sinovas, A. &. (1999). Isquemia miocárdica y arritmias ventriculares en modelos experimentales: mecanismos desencadenantes. *Revista Española de Cardiología*.
- Servicio Departamental de Salud. (2016). *Estadísticas de Salud*. Recuperado el Mayo de 2019, de <http://www.sedeslapaz.gob.bo>
- Sociedad Boliviana de Cardiología . (2010). *Historia* . Recuperado el Mayo de 2019, de <http://sobocar.org>
- The Society of Cardiological Science and Technology. (Febrero de 2010). *British Cardiovascular Society*. Recuperado el Mayo de 2018, de Recording a standard 12-lead electrocardiogram.: [https://www.bcs.com/documents/consensus\\_guidelines.pdf](https://www.bcs.com/documents/consensus_guidelines.pdf)
- World Health Organization . (2016). *Cardiovascular Disease*. Recuperado el Febrero de 2019, de [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- World Health Organization. (2009). *Personal sanitario, infraestructura, medicamentos esenciales*. Recuperado el Mayo de 2019, de [https://www.who.int/whosis/whostat/ES\\_WHS09\\_Table6.pdf](https://www.who.int/whosis/whostat/ES_WHS09_Table6.pdf)
- Xia, Y. W. (2018). Detecting atrial fibrillation by deep convolutional neural networks. . *Computers in biology and medicine*, 84-92.

## **Anexo A. Derivaciones de los Registros de la base de datos MIT-BIH.**

La mayoría de las grabaciones de ECG contienen dos o más señales de ECG grabadas simultáneamente, llamadas "derivaciones". Dado que el corazón genera un campo eléctrico que varía espacialmente y temporalmente, no hay una señal única determinada que ofrezca una visión completa de la actividad eléctrica cardíaca. La práctica estándar entre los médicos e investigadores interesados en el ECG es registrar dos o más señales derivadas utilizando electrodos de detección colocados en ciertas ubicaciones específicas. Algunos cables son bipolares (son diferencias potenciales entre pares de electrodos); otros son unipolares (son potenciales medidos con respecto a un potencial de referencia artificial "cero", típicamente derivado de la suma de potenciales medidos en múltiples ubicaciones). Confusamente los cables que conectan los electrodos al equipo de grabación también se llaman "cables"; así, por ejemplo, un arnés de cinco conductores (cinco hilos) se utiliza generalmente para registrar un ECG de dos conductores (dos señales).

Las tres derivaciones de las extremidades bipolares de Einthoven (designadas como I, II y III) están determinadas por las diferencias de potencial por pares entre los electrodos colocados en el brazo izquierdo (LA), el brazo derecho (RA) y la pierna izquierda (LL); específicamente, el plomo II es la diferencia de potencial entre LL y RA. En la mayoría de los sujetos, el eje definido por estos puntos es aproximadamente paralelo al eje eléctrico cardíaco medio, por lo que es una ventaja en la que los complejos QRS son generalmente observables a una amplitud casi máxima.

En las grabaciones electrocardiográficas de largos periodos de tiempo, los cables de las extremidades no se usan generalmente, ya que la actividad física causa una interferencia significativa en estos cables. Comúnmente, se usan conductores "modificados" equivalentes, con electrodos colocados en el torso en las posiciones elegidas de modo que las señales coincidan con las derivaciones de las extremidades. Esto es posible porque el campo eléctrico cardíaco es un campo dipolo variable en el tiempo, por lo que generalmente es suficiente elegir posiciones que permitan observar las mismas proyecciones del campo dipolo sobre los ejes definidos por la extremidad lleva.



**Figura A.1 Derivación II modificada (MLII).**

Fuente: Elaboración Propia.

Para MLII (derivación II modificada), el electrodo equivalente LL se coloca idealmente en la cresta ilíaca izquierda, y el electrodo equivalente RA se coloca idealmente en la fosa infraclavicular, medial al borde del músculo deltoides y 2 cm por debajo del borde inferior de la clavícula.

## Anexo B. Pruebas y desempeño del sistema utilizando los registros electrocardiográficos 207, 223 y 106.

Tabla B.1 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 207 de la base de datos de arritmia MIT-BIH

Segmento	Tiempo Inicial	Resultados MIT-BIH	Resultados del Sistema
1	0:00:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
2	0:00:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
3	0:00:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
4	0:00:30	Bigeminismo y Taquicardia Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
5	0:00:40	Ritmo Sinusal Normal y Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
6	0:00:50	Aleteo Ventricular, Ritmo Sinusal Normal, y Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
7	0:01:00	Aleteo Ventricular, Ritmo Sinusal Normal, Taquicardia Ventricular, y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
8	0:01:10	Ritmo Sinusal Normal, Bigeminismo, y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
9	0:01:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
10	0:01:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
11	0:01:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
12	0:01:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
13	0:02:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
14	0:02:10	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
15	0:02:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
16	0:02:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
17	0:02:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
18	0:02:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
19	0:03:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
20	0:03:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
21	0:03:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
22	0:03:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
23	0:03:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
24	0:03:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
25	0:04:00	Bigeminismo, Ritmo Sinusal	Ritmo Sinusal Normal

Normal, Aleteo Ventricular, Ritmo Sinusal Normal, y Aleteo Ventricular			
<b>26</b>	0:04:10	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>27</b>	0:04:20	Aleteo Ventricular, Ritmo Sinusal Normal, y Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>28</b>	0:04:30	Aleteo Ventricular	Ruido
<b>29</b>	0:04:40	Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>30</b>	0:04:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>31</b>	0:05:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>32</b>	0:05:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>33</b>	0:05:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>34</b>	0:05:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>35</b>	0:05:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>36</b>	0:05:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>37</b>	0:06:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>38</b>	0:06:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>39</b>	0:06:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>40</b>	0:06:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>41</b>	0:06:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>42</b>	0:06:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>43</b>	0:07:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>44</b>	0:07:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>45</b>	0:07:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>46</b>	0:07:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>47</b>	0:07:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>48</b>	0:07:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>49</b>	0:08:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>50</b>	0:08:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>51</b>	0:08:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>52</b>	0:08:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>53</b>	0:08:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>54</b>	0:08:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>55</b>	0:09:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>56</b>	0:09:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>57</b>	0:09:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>58</b>	0:09:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>59</b>	0:09:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>60</b>	0:09:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>61</b>	0:10:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>62</b>	0:10:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>63</b>	0:10:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>64</b>	0:10:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>65</b>	0:10:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>66</b>	0:10:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>67</b>	0:11:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>68</b>	0:11:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>69</b>	0:11:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>70</b>	0:11:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>71</b>	0:11:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>72</b>	0:11:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>73</b>	0:12:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>74</b>	0:12:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>75</b>	0:12:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>76</b>	0:12:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>77</b>	0:12:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>78</b>	0:12:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>79</b>	0:13:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>80</b>	0:13:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>81</b>	0:13:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>82</b>	0:13:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>83</b>	0:13:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>84</b>	0:13:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>85</b>	0:14:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>86</b>	0:14:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>87</b>	0:14:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>88</b>	0:14:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>89</b>	0:14:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>90</b>	0:14:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>91</b>	0:15:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>92</b>	0:15:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>93</b>	0:15:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>94</b>	0:15:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>95</b>	0:15:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>96</b>	0:15:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>97</b>	0:16:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>98</b>	0:16:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>99</b>	0:16:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>100</b>	0:16:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>101</b>	0:16:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>102</b>	0:16:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>103</b>	0:17:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>104</b>	0:17:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>105</b>	0:17:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>106</b>	0:17:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>107</b>	0:17:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>108</b>	0:17:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>109</b>	0:18:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>110</b>	0:18:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>111</b>	0:18:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>112</b>	0:18:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>113</b>	0:18:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>114</b>	0:18:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>115</b>	0:19:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>116</b>	0:19:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>117</b>	0:19:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>118</b>	0:19:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>119</b>	0:19:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>120</b>	0:19:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>121</b>	0:20:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>122</b>	0:20:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>123</b>	0:20:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>124</b>	0:20:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>125</b>	0:20:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>126</b>	0:20:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>127</b>	0:21:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>128</b>	0:21:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>129</b>	0:21:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>130</b>	0:21:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>131</b>	0:21:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>132</b>	0:21:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>133</b>	0:22:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>134</b>	0:22:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>135</b>	0:22:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>136</b>	0:22:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>137</b>	0:22:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>138</b>	0:22:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>139</b>	0:23:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>140</b>	0:23:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>141</b>	0:23:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>142</b>	0:23:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>143</b>	0:23:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>144</b>	0:23:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>145</b>	0:24:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>146</b>	0:24:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>147</b>	0:24:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>148</b>	0:24:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>149</b>	0:24:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>150</b>	0:24:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>151</b>	0:25:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>152</b>	0:25:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>153</b>	0:25:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>154</b>	0:25:30	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>155</b>	0:25:40	Bigeminismo y Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>156</b>	0:25:50	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>157</b>	0:26:00	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>158</b>	0:26:10	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>159</b>	0:26:20	Aleteo Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>160</b>	0:26:30	Aleteo Ventricular	Aleteo Auricular
<b>161</b>	0:26:40	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>162</b>	0:26:50	Aleteo Ventricular	Aleteo Auricular
<b>163</b>	0:27:00	Aleteo Ventricular	Aleteo Ventricular
<b>164</b>	0:27:10	Aleteo Ventricular y Ritmo Idioventricular	Aleteo Ventricular
<b>165</b>	0:27:20	Ritmo Idioventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>166</b>	0:27:30	Ritmo Idioventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>167</b>	0:27:40	Ritmo Idioventricular	Ritmo Idioventricular
<b>168</b>	0:27:50	Ritmo Idioventricular	Ritmo Idioventricular
<b>169</b>	0:28:00	Ritmo Idioventricular	Ritmo Idioventricular
<b>170</b>	0:28:10	Ritmo Idioventricular	Ritmo Idioventricular
<b>171</b>	0:28:20	Ritmo Idioventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>172</b>	0:28:30	Ritmo Idioventricular	Ruido
<b>173</b>	0:28:40	Ritmo Idioventricular	Ritmo Idioventricular
<b>174</b>	0:28:50	Ritmo Idioventricular	Taquiarritmia Supraventricular
<b>175</b>	0:29:00	Ritmo Idioventricular y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>176</b>	0:29:10	Ritmo Sinusal Normal y Taquicardia Supraventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>177</b>	0:29:20	Taquicardia Supraventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>178</b>	0:29:30	Taquicardia Supraventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>179</b>	0:29:40	Taquicardia Supraventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>180</b>	0:29:50	Taquicardia Supraventricular	Ritmo Sinusal Normal

Fuente: Elaboración propia

Tabla B.2 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 223 de la base de datos de arritmia MIT-BIH

Segmento	Tiempo Inicial	Resultados MIT-BIH	Resultados del Sistema
1	0:00:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
2	0:00:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
3	0:00:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
4	0:00:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
5	0:00:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
6	0:00:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
7	0:01:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
8	0:01:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
9	0:01:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
10	0:01:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
11	0:01:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
12	0:01:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
13	0:02:00	Trigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
14	0:02:10	Trigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
15	0:02:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
16	0:02:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
17	0:02:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
18	0:02:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
19	0:03:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
20	0:03:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
21	0:03:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
22	0:03:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
23	0:03:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
24	0:03:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
25	0:04:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
26	0:04:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
27	0:04:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
28	0:04:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
29	0:04:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
30	0:04:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
31	0:05:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
32	0:05:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
33	0:05:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
34	0:05:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
35	0:05:40	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular

36	0:05:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
37	0:06:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
38	0:06:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
39	0:06:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
40	0:06:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
41	0:06:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
42	0:06:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
43	0:07:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
44	0:07:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
45	0:07:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
46	0:07:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
47	0:07:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
48	0:07:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
49	0:08:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
50	0:08:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
51	0:08:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
52	0:08:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
53	0:08:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
54	0:08:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
55	0:09:00	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
56	0:09:10	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
57	0:09:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
58	0:09:30	Ritmo Sinusal Normal y Taquicardia Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
59	0:09:40	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
60	0:09:50	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
61	0:10:00	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
62	0:10:10	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
63	0:10:20	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
64	0:10:30	Taquicardia Ventricular y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
65	0:10:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
66	0:10:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
67	0:11:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
68	0:11:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
69	0:11:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
70	0:11:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
71	0:11:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
72	0:11:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
73	0:12:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
74	0:12:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
75	0:12:20	Bigeminismo y Taquicardia	Ritmo Sinusal Normal

Ventricular			
<b>76</b>	0:12:30	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>77</b>	0:12:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>78</b>	0:12:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>79</b>	0:13:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>80</b>	0:13:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>81</b>	0:13:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>82</b>	0:13:30	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
<b>83</b>	0:13:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>84</b>	0:13:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>85</b>	0:14:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>86</b>	0:14:10	Ritmo Sinusal Normal	Bloqueo de la Rama Izquierda
<b>87</b>	0:14:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>88</b>	0:14:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>89</b>	0:14:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>90</b>	0:14:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>91</b>	0:15:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>92</b>	0:15:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>93</b>	0:15:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>94</b>	0:15:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>95</b>	0:15:40	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>96</b>	0:15:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>97</b>	0:16:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>98</b>	0:16:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>99</b>	0:16:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>100</b>	0:16:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>101</b>	0:16:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>102</b>	0:16:50	Ritmo Sinusal Normal y Taquicardia Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>103</b>	0:17:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>104</b>	0:17:10	Ritmo Sinusal Normal y Trigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>105</b>	0:17:20	Trigeminismo y Taquicardia Ventricular	Ritmo Sinusal Normal
<b>106</b>	0:17:30	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
<b>107</b>	0:17:40	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
<b>108</b>	0:17:50	Taquicardia Ventricular	Taquicardia Ventricular
<b>109</b>	0:18:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>110</b>	0:18:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>111</b>	0:18:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>112</b>	0:18:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>113</b>	0:18:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>114</b>	0:18:50	Ritmo Sinusal Normal	Bloqueo de la Rama Izquierda
<b>115</b>	0:19:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>116</b>	0:19:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>117</b>	0:19:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>118</b>	0:19:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>119</b>	0:19:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>120</b>	0:19:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>121</b>	0:20:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>122</b>	0:20:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>123</b>	0:20:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>124</b>	0:20:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>125</b>	0:20:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>126</b>	0:20:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>127</b>	0:21:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>128</b>	0:21:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>129</b>	0:21:20	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
<b>130</b>	0:21:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>131</b>	0:21:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>132</b>	0:21:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>133</b>	0:22:00	Bigeminismo	Ruido
<b>134</b>	0:22:10	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>135</b>	0:22:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>136</b>	0:22:30	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>137</b>	0:22:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>138</b>	0:22:50	Bigeminismo	Ruido
<b>139</b>	0:23:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>140</b>	0:23:10	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>141</b>	0:23:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>142</b>	0:23:30	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>143</b>	0:23:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>144</b>	0:23:50	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>145</b>	0:24:00	Taquicardia Ventricular y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>146</b>	0:24:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>147</b>	0:24:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>148</b>	0:24:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>149</b>	0:24:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>150</b>	0:24:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>151</b>	0:25:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>152</b>	0:25:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>153</b>	0:25:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>154</b>	0:25:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>155</b>	0:25:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>156</b>	0:25:50	Taquicardia Ventricular y Trigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>157</b>	0:26:00	Trigeminismo	Trigeminismo
<b>158</b>	0:26:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>159</b>	0:26:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>160</b>	0:26:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>161</b>	0:26:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>162</b>	0:26:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>163</b>	0:27:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>164</b>	0:27:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>165</b>	0:27:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>166</b>	0:27:30	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>167</b>	0:27:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>168</b>	0:27:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>169</b>	0:28:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>170</b>	0:28:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>171</b>	0:28:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>172</b>	0:28:30	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>173</b>	0:28:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>174</b>	0:28:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>175</b>	0:29:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>176</b>	0:29:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>177</b>	0:29:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>178</b>	0:29:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>179</b>	0:29:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>180</b>	0:29:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

Fuente: Elaboración propia

Tabla B.3 Prueba y desempeño del sistema utilizando el registro electrocardiográfico 106 de la base de datos de arritmia MIT-BIH.

Segmento	Tiempo Inicial	Resultados MIT-BIH	Resultados del Sistema
1	0:00:00	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
2	0:00:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
3	0:00:20	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
4	0:00:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
5	0:00:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
6	0:00:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
7	0:01:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
8	0:01:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
9	0:01:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
10	0:01:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
11	0:01:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
12	0:01:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
13	0:02:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
14	0:02:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
15	0:02:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
16	0:02:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
17	0:02:40	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
18	0:02:50	Ritmo Sinusal Normal, Taquicardia Ventricular y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
19	0:03:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
20	0:03:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
21	0:03:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
22	0:03:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
23	0:03:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
24	0:03:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
25	0:04:00	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
26	0:04:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
27	0:04:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
28	0:04:30	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
29	0:04:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
30	0:04:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
31	0:05:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
32	0:05:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
33	0:05:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
34	0:05:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
35	0:05:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
36	0:05:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
37	0:06:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

38	0:06:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
39	0:06:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
40	0:06:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
41	0:06:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
42	0:06:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
43	0:07:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
44	0:07:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
45	0:07:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
46	0:07:30	Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
47	0:07:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
48	0:07:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
49	0:08:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
50	0:08:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
51	0:08:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
52	0:08:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
53	0:08:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
54	0:08:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
55	0:09:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
56	0:09:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
57	0:09:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
58	0:09:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
59	0:09:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
60	0:09:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
61	0:10:00	Ritmo Sinusal Normal	
62	0:10:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
63	0:10:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
64	0:10:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
65	0:10:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
66	0:10:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
67	0:11:00	Ritmo Sinusal Normal	Bigeminismo
68	0:11:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
69	0:11:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
70	0:11:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
71	0:11:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
72	0:11:50	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
73	0:12:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
74	0:12:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
75	0:12:20	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
76	0:12:30	Bigeminismo	Bigeminismo
77	0:12:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
78	0:12:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
79	0:13:00	Bigeminismo	Ruido

<b>80</b>	0:13:10	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>81</b>	0:13:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>82</b>	0:13:30	Bigeminismo	Fibrilación Auricular
<b>83</b>	0:13:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>84</b>	0:13:50	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>85</b>	0:14:00	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>86</b>	0:14:10	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>87</b>	0:14:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>88</b>	0:14:30	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>89</b>	0:14:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>90</b>	0:14:50	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>91</b>	0:15:00	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>92</b>	0:15:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>93</b>	0:15:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>94</b>	0:15:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>95</b>	0:15:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>96</b>	0:15:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>97</b>	0:16:00	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>98</b>	0:16:10	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>99</b>	0:16:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>100</b>	0:16:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>101</b>	0:16:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>102</b>	0:16:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>103</b>	0:17:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>104</b>	0:17:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>105</b>	0:17:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>106</b>	0:17:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>107</b>	0:17:40	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>108</b>	0:17:50	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>109</b>	0:18:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>110</b>	0:18:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>111</b>	0:18:20	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>112</b>	0:18:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>113</b>	0:18:40	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>114</b>	0:18:50	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>115</b>	0:19:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>116</b>	0:19:10	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>117</b>	0:19:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>118</b>	0:19:30	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>119</b>	0:19:40	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Fibrilación Auricular
<b>120</b>	0:19:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>121</b>	0:20:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>122</b>	0:20:10	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ruido
<b>123</b>	0:20:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>124</b>	0:20:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>125</b>	0:20:40	Bigeminismo, Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Bigeminismo
<b>126</b>	0:20:50	Bigeminismo, Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>127</b>	0:21:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>128</b>	0:21:10	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>129</b>	0:21:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>130</b>	0:21:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>131</b>	0:21:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>132</b>	0:21:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>133</b>	0:22:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>134</b>	0:22:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>135</b>	0:22:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>136</b>	0:22:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>137</b>	0:22:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>138</b>	0:22:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>139</b>	0:23:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>140</b>	0:23:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>141</b>	0:23:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>142</b>	0:23:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>143</b>	0:23:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>144</b>	0:23:50	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
<b>145</b>	0:24:00	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>146</b>	0:24:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>147</b>	0:24:20	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>148</b>	0:24:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>149</b>	0:24:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>150</b>	0:24:50	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>151</b>	0:25:00	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Bigeminismo
<b>152</b>	0:25:10	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>153</b>	0:25:20	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>154</b>	0:25:30	Bigeminismo	Bigeminismo
<b>155</b>	0:25:40	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>156</b>	0:25:50	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>157</b>	0:26:00	Bigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>158</b>	0:26:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>159</b>	0:26:20	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>160</b>	0:26:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>161</b>	0:26:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

<b>162</b>	0:26:50	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
<b>163</b>	0:27:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>164</b>	0:27:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>165</b>	0:27:20	Ritmo Sinusal Normal	
<b>166</b>	0:27:30	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>167</b>	0:27:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>168</b>	0:27:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>169</b>	0:28:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>170</b>	0:28:10	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>171</b>	0:28:20	Ritmo Sinusal Normal y Trigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>172</b>	0:28:30	Trigeminismo y Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>173</b>	0:28:40	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>174</b>	0:28:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>175</b>	0:29:00	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal
<b>176</b>	0:29:10	Ritmo Sinusal Normal	Ruido
<b>177</b>	0:29:20	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>178</b>	0:29:30	Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>179</b>	0:29:40	Ritmo Sinusal Normal y Bigeminismo	Ritmo Sinusal Normal
<b>180</b>	0:29:50	Ritmo Sinusal Normal	Ritmo Sinusal Normal

Fuente: Elaboración propia

## Anexo C. Código desarrollado del sistema en Matlab.

En este acápite se muestra el código implementado en Matlab para este proyecto, el sistema está dividido en cuatro pasos y serán mostrados a continuación.

Paso 1. Lectura del Archivo

```
clear all;
close all;
clc;
[filename, pathname] = uigetfile('*.dat', 'Open file .dat');
if isequal(filename, 0) || isequal(pathname, 0)
    disp('File input canceled.');
```

ECG\_Data = [];

```
else
fid=fopen(filename, 'r');
end;

Fs=360;
Amp=200;
f=fread(fid, 'bit12');
Orig_Sig=f(1:2:length(f))/Amp;
t=(0:length(Orig_Sig)-1)/Fs;
```

Paso 2. Obtención de los Segmentos del Registro e inicialización de variables

```
t2=t(t<10);timex=length(t2);
time=1:timex:(length(Orig_Sig)-timex+1);
load('netv6.mat');
load('coeff.mat');
load('mu.mat');
Arritmiax(1:14)=0;
TimesArritms(1:14)=0;
TimesArritms1(1:14,1:75)=0;
TimesArritms1=TimesArritms1';
Arritms=['Fibrilacion auricular           ';...
'Aleteo auricular                       ';...
'Bigeminismo ventricular                 ';...
'Bloqueo de segundo grado Mobitz II'    ';...
'Ritmo Idioventricular                  ';...
'Bloqueo de la rama izquierda           ';...
'Ruido                                   ';...
'Ritmo Sinusal Normal                   ';...
'Bloqueo de la rama derecha             ';...
'Taquiarritmia supraventricular         ';...

```





## Anexo D. Interfaz Gráfica de Usuario.

Con la finalidad de mostrar el funcionamiento del sistema de clasificación de arritmias, se ha creado una interfaz gráfica de usuario con la ayuda de GUIDE de Matlab.

Las redes neuronales de la etapa de clasificación tienen que estar previamente entrenadas, antes de poder utilizar la interfaz gráfica. Tanto las redes neuronales como los coeficientes, y la Imagen de fondo, deben estar en el mismo directorio que las funciones de Matlab.

En la Figura 10.2, se puede ver como la interfaz consta de los siguientes botones: “Cargar Archivo”, “Limpiar Todo”, y “Salir”, además de dos espacios, en el espacio de arriba se muestra, la imagen de la señal original, en el espacio de abajo se muestra la imagen de la señal caracterizada. En la parte inferior derecha se tiene dos espacios de texto, en uno se muestra el resultado de la clasificación del segmento actual, mientras que en el otro se muestra el resultado de la clasificación de todo el registro, en segmentos de diez segundos.

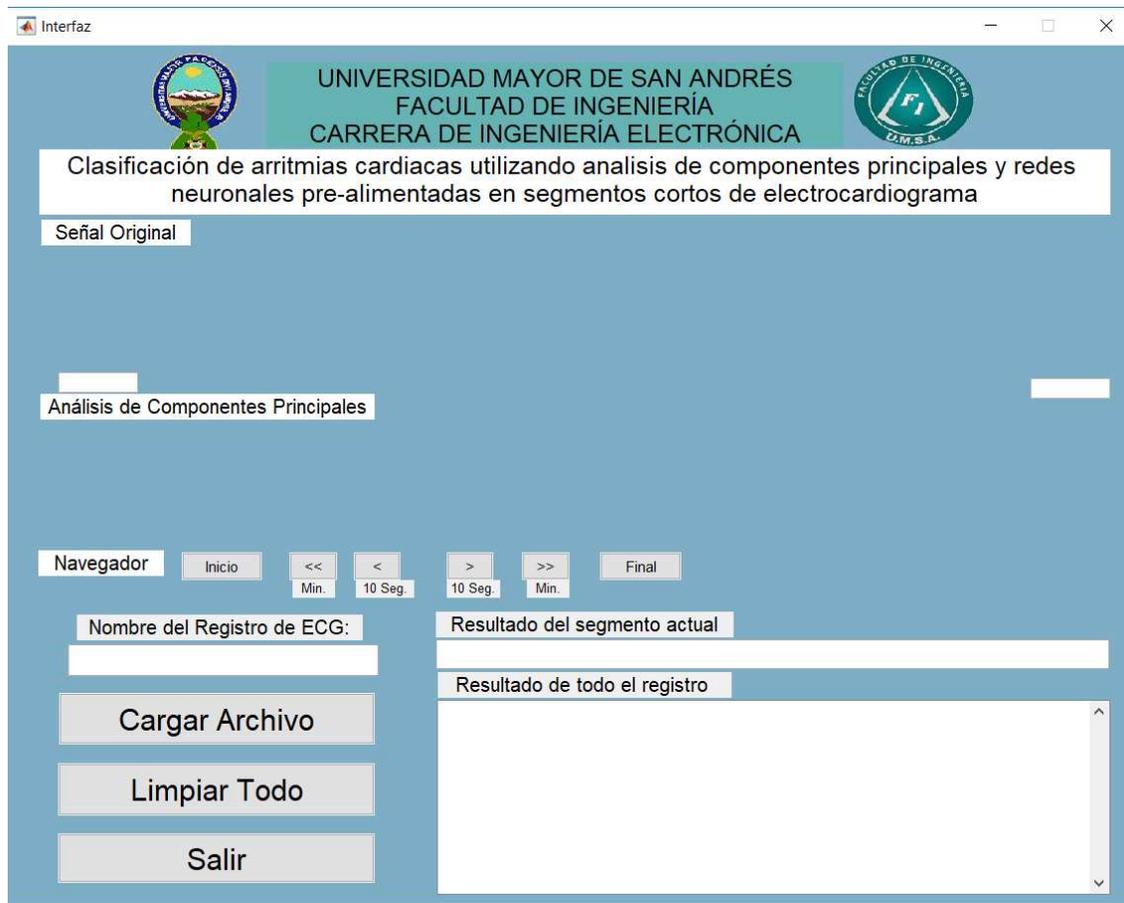
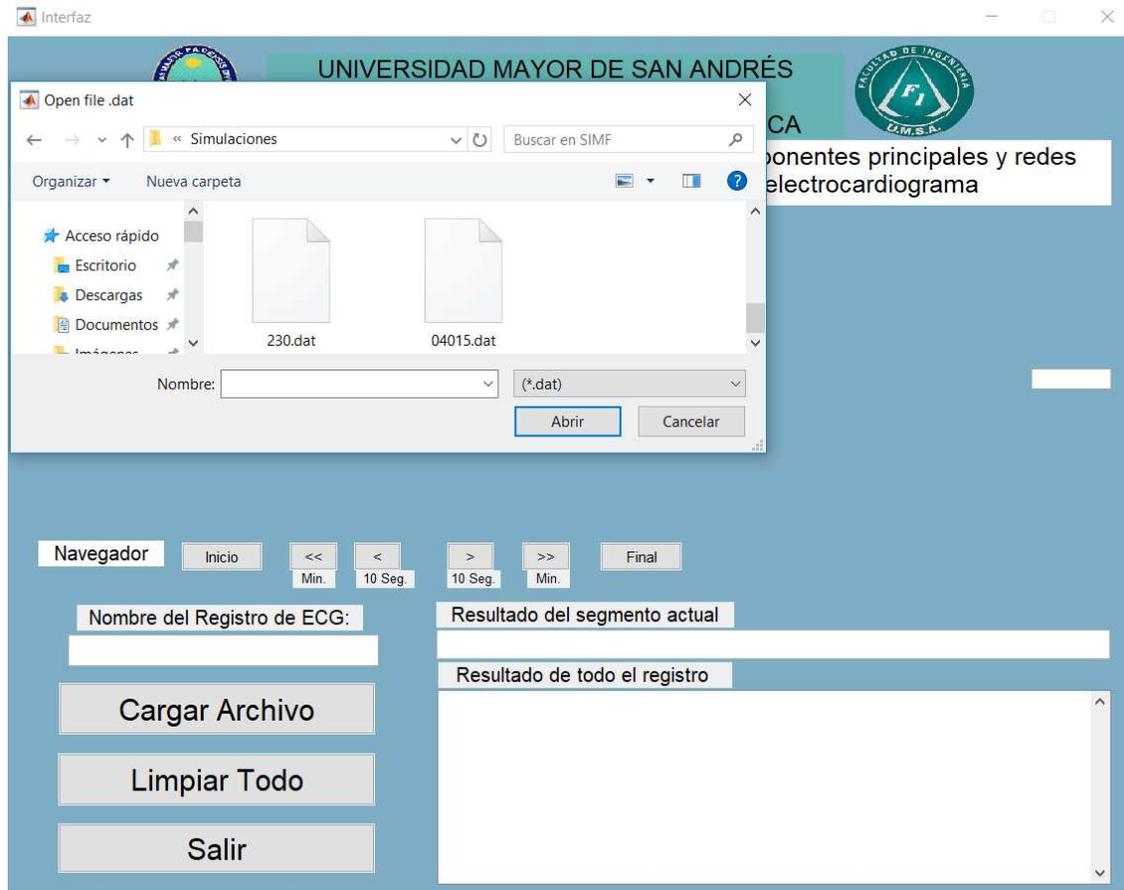


Figura D.2 Interfaz gráfica de usuario

Fuente: Elaboración propia.

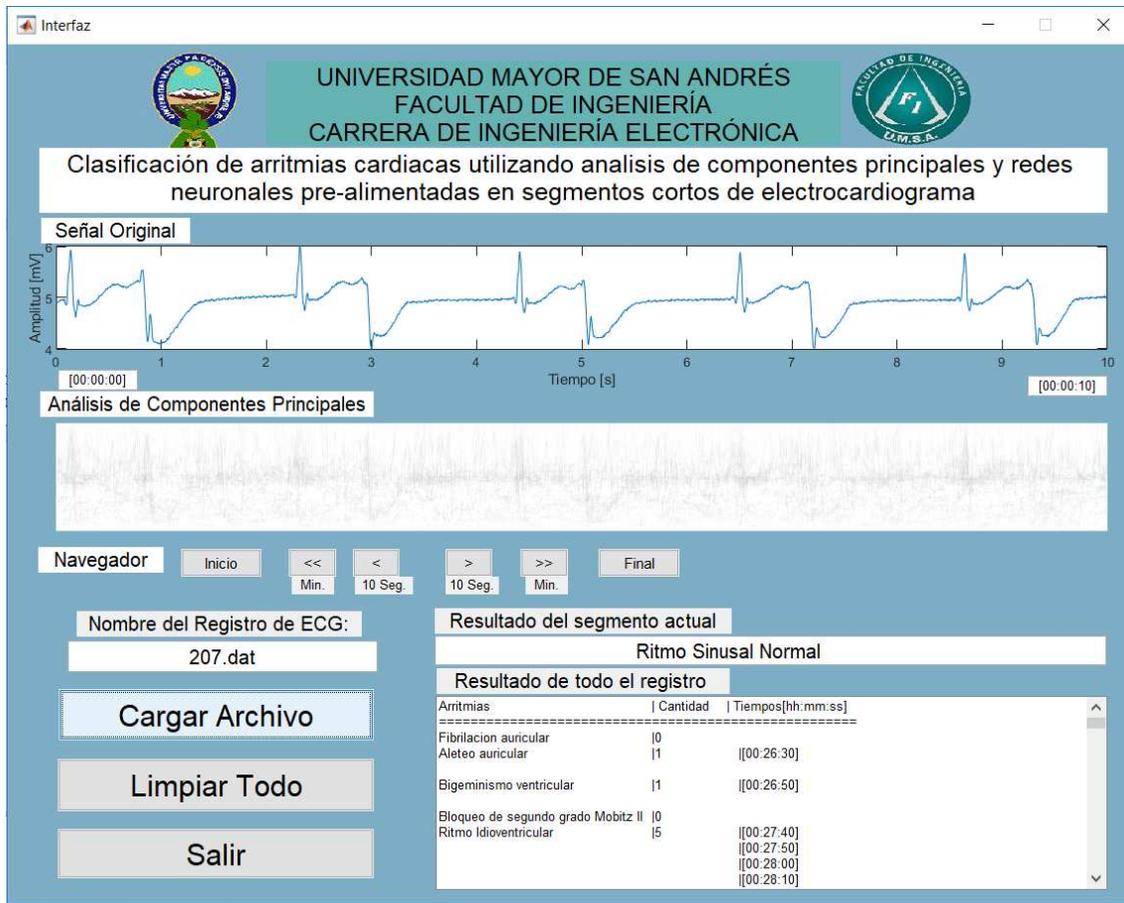
Cuando el usuario pulsa el botón “Cargar Archivo”, se accede a un buscador de archivos donde el usuario debe buscar la carpeta en la que se encuentra el registro electrocardiográfico que se desea clasificar.



**Figura D.3 Selección del archivo.**

Fuente: Elaboración propia.

Al cargar un registro electrocardiográfico aparece en el recuadro de imagen superior la imagen del primer segmento de diez segundos original, y en el recuadro que se encuentra debajo se ilustra la imagen del primer segmento de diez segundos caracterizado. También se muestra en los recuadros de texto, el tipo de señal electrocardiográfica del segmento inicial, y en el otro recuadro el tipo de señal electrocardiográfica del registro completo en segmentos de diez segundo.



**Figura D.4 Resultado de la clasificación.**

Fuente: Elaboración propia.

También se tiene botones de Navegación con los cuales se podría desplazar por todo el registro electrocardiográfico en saltos de diez segundo, de un minuto, y volver al inicio o saltarse al final del registro. Además que en cada desplazamiento se muestra el resultado del segmento actual.

Al pulsar el botón “Limpiar Todo”, se vacía todos los resultados mostrados por la interfaz, y al pulsar el botón “Salir” cierra la interfaz de usuario.

## Anexo E. Código desarrollado de la Interfaz gráfica de usuario.

En este apartado se muestra el código de la interfaz gráfica de usuario implementado en Matlab, parte del código utilizado está basado en funciones ya existentes modificadas adecuadamente.

```
function varargout = Interfaz(varargin)
% INTERFAZ MATLAB code for Interfaz.fig
%   INTERFAZ, by itself, creates a new INTERFAZ or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = INTERFAZ returns the handle to a new INTERFAZ or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   INTERFAZ('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in INTERFAZ.M with the given input
arguments.
%
%   INTERFAZ('Property','Value',...) creates a new INTERFAZ or raises
the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs
are
%   applied to the GUI before Interfaz_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property
application
%   stop. All inputs are passed to Interfaz_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Interfaz

% Last Modified by GUIDE v2.5 17-Feb-2019 17:40:36

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Interfaz_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Interfaz_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
```

```

% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Interfaz is made visible.
function Interfaz_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Interfaz (see VARARGIN)
a=imread('Fondo.jpg');
axes(handles.axes3);
image(a);
axis off
% Choose default command line output for Interfaz
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Interfaz wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Interfaz_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit2 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))

```

```

        set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit3 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit4 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit5 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
%-----
%-----Lectura del archivo .DAT
%-----
[filename, pathname] = uigetfile('*.dat', 'Open file .dat');% only image
Bitmap
if isequal(filename, 0) || isequal(pathname, 0)
    disp('File input canceled.');
```

ECG\_Data = [];

```

else
fid=fopen(filename,'r');
end;
%muestra el nombre del Archivo leído
string1 = sprintf('%s',filename);
set(handles.edit11, 'String', string1);

f=fread(fid,'bit12');
Orig_Sig=f(1:2:length(f))/200;
t=(0:length(Orig_Sig)-1)/360;
t2=t(t<10);timex=length(t2);
time=1:timex:(length(Orig_Sig)-timex+1);

load('netv6.mat');
load('coeffv9_1.mat');
load('mu2.mat');
desp=1;
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);
handles.time=time;
guidata(hObject,handles);
handles.Orig_Sig=Orig_Sig;
guidata(hObject,handles);
handles.t=t;
guidata(hObject,handles);

```

```

handles.mu2=mu2;
guidata(hObject,handles);
handles.coeff=coeff;
guidata(hObject,handles);
handles.net=net;
guidata(hObject,handles);

%Muestra la imagen Original
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d);
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;
%Muestra la imagen Caracterizada con PCA
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);%
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion solo para el primer segmento
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el tipo de Señal electrocardiografica
Arritmiax(1:14)=0;
TimesArritms(1:14)=0;
TimesArritms1(1:14,1:75)=0;
TimesArritms1=TimesArritms1';
Arritms=['Fibrilacion auricular           ';...
'Aleteo auricular                       ';...
'Bigeminismo ventricular                 ';...
'Bloqueo de segundo grado Mobitz II'    ';...
'Ritmo Idioventricular                  ';...
'Bloqueo de la rama izquierda           ';...
'Ruido                                   ';...
'Ritmo Sinusal Normal                   ';...
'Bloqueo de la rama derecha             ';...
'Taquiarritmia supraventricular         ';...
'Trigeminismo ventricular               ';...
'Aleteo ventricular                     ';...
'Taquiarritmia ventricular               ';...
'Wolff-Parkinson-White                  '];
handles.Arritms=Arritms;
guidata(hObject,handles);
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit10, 'String', string1);
%-----

```

```

%-----Clasificación De todos los Segmentos
%-----
%Muestra el tipo de Señal electrocardiografica
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;

for abc=1:length(time)
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(abc));
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

Arritmiax(posicion)=Arritmiax(posicion)+1;
TimesArritms(posicion)=TimesArritms(posicion)+1;
TimesArritms1(posicion,TimesArritms(posicion))=time(abc)/360;
end
cadenal='';
Titl='Arritmias \t\t\t| Cantidad\t | Tiempos[hh:mm:ss]
\n===== \n';
for mostrar1=1:length(Arritms(:,1))

cadenal=[cadenal,Arritms(mostrar1,:), '\t|', num2str(TimesArritms(mostrar1), '%.0
f'), '\t '];
for mostrar11=1:length(TimesArritms1(mostrar1,:))
if TimesArritms1(mostrar1,mostrar11)==0
else

cadenal=[cadenal, ' |', ...

datestr(seconds(TimesArritms1(mostrar1,mostrar11)), '[HH:MM:SS]'), '\n\t\t\t\t
'];
end
end
cadenal=[cadenal, '\n'];
end
cadenal=[Titl,cadenal];
string1 = sprintf(cadenal);
set(handles.edit6, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;

```

```

net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;
%Muestra La imagen Original
desp=1;
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d);
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;
%Muestra La imagen Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;
%Clasificacion
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), 'HH:MM:SS'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), 'HH:MM:SS'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;
if desp <= 6
    desp=1;
else
desp=desp-6;
end
handles.desp=desp;
%Muestra la Imagen Original
guidata(hObject,handles);
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d);

```

```

ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;

%Muestra la Imagen Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el tipo de Señal Electrcardiografica
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;
if desp == 1
    desp=desp;
else
desp=desp-1;
end
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);

%Muestra la Imagen Original
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d);
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;

```

```

%Muestra la Imagen Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion del Segmento
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el Tipo de Señal Electrocardiografica
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;

if desp == length(time)
    desp=desp;
else
desp=desp+1;
end
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);
%Muestra la Señal Original
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d); %buena opcion
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;

%Muestra la Señal Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;

```

```

Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion del Segmento
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el Tipo de Señal Electrocardiografica
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), 'HH:MM:SS'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), 'HH:MM:SS'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;

if desp >= length(time)-6
    desp=length(time);
else
desp=desp+6;
end
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);

%Muestra la Señal Original
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d);
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;

%Muestra la Señal Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);

```

```

axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion del Segmento
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el Tipo de Señal Electrocardiografica
string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

% --- Executes on button press in pushbutton7.
function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton7 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
desp=handles.desp;
time=handles.time;
Orig_Sig=handles.Orig_Sig;
t=handles.t;
mu2=handles.mu2;
coeff=handles.coeff;
net=handles.net;
Arritms=handles.Arritms;
desp=length(time);
handles.desp=desp;
guidata(hObject,handles);

%Muestra La Señal Original
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
axes(handles.axes1);
plot(t_d,s_d); %buena opcion
ylabel('Amplitud [mV]');
xlabel('Tiempo [s]');
hold off;

%Muestra la Señal Caracterizada
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec_v2(mu2,coeff,t,Orig_Sig,time(desp));
Y2=coeff*proj_PCA;
Y2=Y2+mu2';
i2 = reshape(Y2(:,1),149,1454);
i2=uint8(i2);
axes(handles.axes2);
imshow(i2);
hold off;

%Clasificacion del Segmento
out=sim(net,proj_PCA);
[valor,posicion]=max(out);

%Muestra el Tipo de Señal Electrocardiografica

```

```

string1 = sprintf('%s', Arritms(posicion,:));
set(handles.edit5, 'String', string1);
tamano=time(2)-time(1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)-1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit9, 'String', string1);
string1 = sprintf(datestr(seconds((time(desp)+tamano-
1)/360), '[HH:MM:SS]'));
set(handles.edit10, 'String', string1);

function edit6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit6 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit6 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit7 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit7 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit7 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit7_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit7 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function edit9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit9 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit9 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit9_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit10 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit10 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit10_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton8 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
cla(handles.axes1,'reset');

```

```

cla(handles.axes2,'reset');
set(handles.edit5, 'String', '');
set(handles.edit6, 'String', '');
set(handles.edit9, 'String', '');
set(handles.edit10, 'String', '');
set(handles.edit11, 'String', '');

% --- Executes on button press in pushbutton9.
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
clc
clearStr = 'clear all';
evalin('base', clearStr);
delete(handles.figure1);

function edit11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit11 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit11 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit11_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

Función utilizada por el interfaz de usuario *Evaluation\_on\_10sec*.

```

function
[t_d,s_d,proj_PCA]=Evaluation_on_10sec(mu2,coeff,t,Orig_Sig,timm)

%Caracterizacion del Segmento
t_d=t(timm:timm+3600-1);s_d=Orig_Sig(timm:timm+3600-1);
f=figure('visible','off');
plot(t_d,s_d,'-k')
axis off
set(f,'position',[30 30 1500 150])
F = getframe(f);

```

```
Im_gr= rgb2gray(F.cdata);  
close;  
clear F;  
Im_gr=Im_gr(20:168,244:1697);  
Im_gr(Im_gr>200)=255;  
Im_gr=double(Im_gr);  
I2=reshape(Im_gr,1,216646);  
  
%Analisis de Componentes Principales  
proj_PCA = coeff' * (I2-mu2)';  
end
```