

Universidad Central de Venezuela
Facultad de Ciencias
Escuela de Computación



Trabajo Especial de Grado

Reconocimiento de Patrones de Registros De Electrocardiografía Dinámica de Holter 24 horas

Br. Valentina Colmenarez Castillo

Caracas; Junio de 2016

**Reconocimiento de Patrones de Registros De Electrocardiografía
Dinámica de Holter 24 horas**

Br. Valentina Colmenarez Castillo

Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Facultad de Ciencias de la
Universidad Central de Venezuela como
requisito parcial para optar al título de:

Licenciado en Computación.

Dr. Esteban Álvarez, Tutor

Fecha: Caracas, 03 de Junio de 2016

Prof. Robinson Rivas , Tutor

Fecha: Caracas, 03 de Junio de 2016

À la mémoire de mon cher Al...



Universidad Central de Venezuela.
Facultad de Ciencias




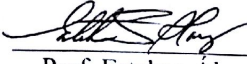
Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Computación de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Valentina Colmenarez Castillo**, Cédula de Identidad V- 14.330.278, bajo el título "**Reconocimiento de Patrones de Registros de Electrocardiografía Dinámica de Holter 24 horas**", a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Computación**, dejan constancia de lo siguiente:

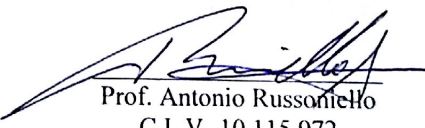
1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, este fijó el día 3 de junio de 2016, a las 11:00 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que ésta hizo en la Sala de computadoras (113-A), Galpón 9, Escuela de Física, Facultad de Ciencias, UCV, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Facultad de Ciencias de la UCV.


Se levanta la presente acta a los 3 días del mes de junio de 2016, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuaron como coordinadores del jurado los tutores del Trabajo Especial de Grado los Profesores Esteban S. Álvarez y Robinson Rivas.

Firma del jurado evaluador


Prof. Adelis Nieves
C.I. V-15.315.164
UCV


Prof. Esteban Álvarez
C.I. V- 9.525.744
UCV


Prof. Antonio Russoniello
C.I. V- 10.115.972
UCV


Prof. Robinson Rivas
C.I. V- 10.451.000
UCV

Agradecimientos

A Dios y a la Virgen por su amor.

A la 3ra. Comunidad Neocatecumenal de la parroquia La Preciosísima Sangre por sus oraciones.

A mis padres Clementina, Samuel, a mi hermano José Samuel, mis abuelos: Maria, Luisa(†), Alfonso(†), Pedro(†) y a mis tios, primos y hermanos, a mi cuñada Emily y sobrino Victor Samuel.

A mi tutor el Dr. Esteban Álvarez por su inagotable ayuda, gracias.

A mi compañero y amigo Ruben Rondon, donde quiera que esté.

A los Doctores Federico Moleiro, Ana Elisa Rodriguez y al Prof. Robinson Rivas por apoyo y tutoria en este proyecto.

A mis hermanos la Dra. Ines Martínez, Dr. Juan José Anzola y el Lic. Enrique Rodríguez por sus oraciones y colaboración en este proyecto.

Al Lic. Luis y Mayela Lessey por su ayuda y oraciones.

Al Prof. Jonathan Piña (frère) y Vanessa Contreras por su ayuda y cariño.

A mis amigos los Mscs. Jennifer y Humberto de Nobrega por su cariño.

A mis hermanos Karen Torrealba y la Familia Machado Sojo por su cariño y oraciones.

A mis queridos amigos de siempre Ana Maria Aguilar, Jonathan Jaimes y Álvaro Marquina.

A Mary Muñoz del Postgrado de Física gracias por tu amistad y apoyo.

A la Dra. Haydemar Nuñez, el Prof. Miguel Astor, el Prof. Gilberto Perpiñan y Carlos Ledezma por su colaboración en este trabajo.

A Álvaro Roccaro(†), el Prof. Rafael Martin, Prof. Hely Cordero el Lic. Javier Lugo y Ritguez Flores que me motivaron a volver a mis raíces, gracias por su amistad.

A los profesores de la escuela de Física y de la escuela de Computación de la UCV por mi formación profesional.

Y a todas y cada una de las personas que de una u otra forma han contribuido a que esté hoy presentando este trabajo.

Índice general

Índice de figuras	x
Índice de cuadros	XIII
Resumen	1
Introducción	2
1. Planteamiento del problema	4
1.1. Planteamiento del Problema	4
1.2. Objetivo General	5
1.3. Objetivos Específicos	5
1.4. Alcance	6
1.5. Justificación	6
2. El Corazón	7
2.1. Anatomía y Funcionalidad del Corazón	7
2.2. Ciclo Cardíaco	9
2.3. Sistema de Conducción Cardíaca	10
2.4. Alteraciones del Ritmo Cardíaco	11
2.4.1. Arritmias	12
2.5. Tipos de Arritmias	12
2.5.1. Arritmias Supraventriculares	13
2.5.2. Arritmias Ventriculares	13
2.5.3. Fibrilación Auricular	14
2.5.4. Taquicardia Ventricular	14
2.6. Pruebas Diagnóstico para la Detección de Arritmias	15
2.6.1. Prueba de Esfuerzo	16

2.6.2.	Registro Electrocardiográfico de Largo Plazo	16
2.7.	Derivaciones del Electrocardiógrafo	17
2.7.1.	Derivaciones unipolares	17
2.7.2.	Derivaciones bipolares	18
2.8.	Holter	19
2.9.	Ruido	21
3.	Algoritmo especializado	23
3.1.	Algoritmos de Detección del QRS	23
3.1.1.	Filtro Pasa Banda	25
3.1.2.	Filtro Pasa Bajos	25
3.1.3.	Filtro Pasa Altos	26
3.1.4.	Derivación	26
3.1.5.	Función Cuadrática	27
3.1.6.	Ventana Móvil Integradora	27
3.1.7.	Fase de Detección	28
3.1.8.	Umbrales Adaptativos	28
4.	Metodología	30
4.1.	Base de Datos del Instituto de Medicina Tropical, Departamento de Cardiología de la UCV	30
4.2.	Base de Datos del MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Databases	31
4.3.	Desarrollo de la Solución	31
4.4.	Algoritmo de Extracción de Características	32
4.4.1.	Detección de los Parámetros Característicos	35
4.4.2.	Identificación de Patrones	36

5. Resultados y Discusión	43
5.1. Evaluación de las Pruebas Diagnósticas	43
5.1.1. Efectividad	43
5.1.2. Eficiencia	44
5.1.3. Verdaderos Positivos(VP):	44
5.1.4. Falsos Negativos(FN):	44
5.1.5. Verdaderos Negativos(VN):	44
5.1.6. Falsos Positivos(FP):	44
5.1.7. Sensibilidad o Tasa de Verdaderos Positivos:	45
5.1.8. Especificidad o Tasa de Verdaderos Negativos:	45
5.1.9. Exactitud:	45
5.2. Análisis de Resultados	45
5.2.1. Registros con Presencia de Patrones de TVNS	46
5.2.2. Registros con Presencia de Patrones de FAP	48
5.2.3. Registros Control	54
6. Conclusiones y Trabajos Futuros	58
6.1. Trabajos Futuros	59
Acrónimos	60
A. Código Fuente	61
Referencias Bibliográficas	81

Índice de figuras

2.1. El corazón (Fuente: www.emaze.com)	8
2.2. El ciclo cardíaco (Fuente: resumen2cardiomeregarcia.blogspot.com)	9
2.3. Sistema de conducción cardíaca (Fuente: es.slideshare.net)	10
2.4. Composición de una Señal Electrocardiográfica (Fuente: www.scielo.org.co)	12
2.5. Características de la Fibrilación Auricular Paroxística (Fuente: Elaboración propia)	14
2.6. Características de la Taquicardia Ventricular no Sostenida (Fuente: Elaboración propia)	15
2.7. Derivaciones unipolares (Fuente: slideplayer.es)	18
2.8. Derivaciones bipolares (Fuente: slideplayer.es)	19
2.9. Ruido presente en un registro ECG (Fuente: www.monografias.com)	22
3.1. Diagrama de Bloques del Algoritmo de Pan-Tompkins (Fuente: Elaboración propia)	24
4.1. Detector.	32
4.2. Estructura general del detector.	33
4.3. Estructura del proyecto	34
4.4. Fase de Detección de los parámetros característicos.	37
4.5. Fase de Identificación de patrones	39
4.6. Diagrama de flujo del algoritmo detector de FAP.	40
4.7. Diagrama de flujo del algoritmo detector de TVNS.	41

- 5.1. Gráfica del registro ctvp_03_1ev_215859 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Presencia de frecuencias instantáneas mayor a 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias instantáneas mayor a 100 lpm (0) que acompaña cada complejo. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de TVNS en el registro 47
- 5.2. Gráfica del registro cfap_11_1ev_021600 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantáneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2).en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro 49
- 5.3. Gráfica del registro cfap_08_1ev_235342 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantáneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2).en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro 50
- 5.4. Gráfica del registro cfap_08_1ev_235342 bajo el esquema de 4 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantáneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2).en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro 52
- 5.5. Gráfica del registro del sujeto de control nsrdb_19088_22:58:00 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia).(a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (e) Presencia de frecuencias instantáneas entren 60 y 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias dentro de este rango(0) en cada intervalo RR. (f) Se muestra presencia(1) y ausencia(0) de algún patrón de las arritmias estudiadas (FAP o TVNS)... 55

-
- 5.6. Gráficas del sujeto de control nsrdb_16273_09:00:00 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (e) Presencia de frecuencias instantáneas entre 60 y 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias dentro de este rango(0) en cada intervalo RR. (f) Se muestra presencia(1) y ausencia(0) de algún patrón de las arritmias estudiadas (FAP o TVNS). 56
- 5.7. En esta imagen correspondiente a las anotaciones del registro nsrdb-16273 de la base de datos *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm*, se muestra señalado en un círculo rojo el instante de tiempo 09:08:46 donde se presenta el patrón de FAP hallado por el prototipo, pero en dichas anotaciones no se reporta tal anomalía. 57
-

Índice de cuadros

5.1. Tabla de resultados de la TVNS bajo el esquema de observación de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación	48
5.2. Tabla de resultados de la FAP bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación	51
5.3. Tabla de resultados de la FAP bajo el esquema de 4 intervalos RR consecutivos bajo observación	53
5.4. Resultado de pacientes control bajo el esquema de 3 intervalos RR bajo observación	57

Resumen

Reconocimiento de Patrones de Registros De Electrocardiografía Dinámica de
Holter 24 horas

Br. Valentina Colmenarez Castillo

Universidad Central de Venezuela

Dr. Esteban Álvarez y Prof. Robinson Rivas , Tutores

El objetivo del presente Trabajo Especial de Grado es el diseño e implementación de un software a partir de herramientas open source, capaz de reconocer patrones de eventos de Fibrilación Auricular Paroxística (FAP) y Taquicardia Ventricular no sostenida (TVNS), a partir de registros de series temporales (ECG), partiendo de dos parámetros únicos de entrada: La irregularidad de los intervalos RR y la ausencia de la onda P, para el caso de la FAP. Para el patrón de TVNS, el ancho del complejo QRS y la irregularidad del intervalo RR. Los registros utilizados fueron proporcionados por la Sección de Cardiología Experimental – Instituto de Medicina Tropical – UCV. Se realizó un procesamiento a las series temporales a partir del algoritmo de Pan-Tompkins, con el fin de detectar parámetros tales como: duración de los intervalos RR, ancho QRS y onda P, que caracterizan las arritmias cardíacas antes citadas. Para el reconocimiento final de los patrones, a partir de los parámetros citados se implementa un método para la tomas de decisiones, basado en sentencias condicionales, evitando así, el uso de un método de decisión más complejo como el de redes neuronales artificiales. Como resultados relevantes se obtiene una sensibilidad del detector de 100 %, especificidad de 99,99 % y exactitud de 99,99 % para la detección del patrón de TVNS y para los eventos de FAP una sensibilidad de 75 %, especificidad de 99,89 % y exactitud de 99,89 %.

Palabras clave: Señal ECG, complejo QRS, onda P, detector de arritmias, arritmia, fibrilación auricular paroxística, taquicardia ventricular no sostenida, algoritmo de Pan-Tompkins.

Introducción

Las arritmias cardiacas son alteraciones del funcionamiento eléctrico normal del corazón. Algunas son potencialmente malignas y constituyen, con otras enfermedades cardiovasculares, una de las principales causas de mortalidad en el mundo, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) ¹, para el año 2012 representaron un 31 %, y ese mismo año, solo en nuestro país un 20,58 %, representando las enfermedades cardiovasculares la primera causa de muerte en Venezuela. [27]

Hoy en día, el estudio de los mecanismos de las arritmias patológicas se asienta sobre dos ámbitos de investigación: de un lado, el análisis de señales cardíacas registradas mediante sistemas de captación con electrodos en estudios clínicos y/o experimentales, tales como los electrogramas intracavitarios y del electrocardiograma de superficie, de otro lado, el análisis de la dinámica del sustrato cardiaco a partir imágenes proporcionadas por sistemas de mapeo óptico en estudios experimentales in-vivo e in-vitro. La detección de cardiopatías como la Fibrilación Auricular Paroxística (FAP) y Taquicardia Ventricular No Sostenida (TVNS) es de vital importancia, ya que su detección temprana puede ayudar a disminuir el nivel de morbilidad o mortalidad de la población, motivo por el cual, se propone el desarrollo e implementación de una herramienta de software para el reconocimiento de estas patologías a bajo costo, a través del framework de Qt Project, basado en un algoritmo para la detección del complejo QRS, de la onda P, la irregularidad y frecuencia, contando con el asesoramiento de la sección de Cardiología Experimental del Instituto de Medicina Tropical, además de la escuela de Física y de Computación de la Universidad Central de Venezuela.

Para el desarrollo de la herramienta antes mencionada, se abordaron dos etapas: la primera consistió en el estudio y elección de un marco de trabajo para la implementación del software, resultando en el uso de *Qt*; por ser esta, una herramienta de código abierto. En una segunda etapa, se abordó el estudio de algoritmos especializados, permitiendo el acondicionamiento de los registros de ECG, facilitando de

¹<http://www.who.int/en/>

esta manera la adquisición de los parámetros necesarios para la identificación de los patrones asociados a las arritmias específicas bajo estudio. Como resultado se logró la detección de los eventos arrítmicos estudiados por medio de la detección de los complejos PQRS, lo cual facilita la detección de los parámetros mínimos tales como el ancho del complejo QRS, la irregularidad entre cada intervalo RR y la frecuencia instantánea. Estos parámetros son utilizados en la detección de los patrones de FAP y TVNS.

Finalmente para la revisión de todos estos aspectos se presenta la siguiente estructura del trabajo: En un primer capítulo se inicia la discusión con el planteamiento del problema, sus alcances y objetivos. Posteriormente en el capítulo dos, se presenta una breve descripción de los aspectos teóricos necesarios para la comprensión de este trabajo. Conocida esta información, en un tercer capítulo se realiza una detallada descripción del algoritmo especializado, implementado en este trabajo. En un cuarto capítulo, se desarrolla la metodología para el desarrollo del software, y por último, en el quinto capítulo, se presenta la discusión y resultados obtenidos.

Planteamiento del problema

Este capítulo inicia la discusión, a partir del planteamiento del problema, describe los objetivos, e indica el alcance esperado en el presente trabajo.

1.1. Planteamiento del Problema

El número de pacientes con arritmias cardíacas tiende a incrementarse cada año. Por ello, es posible encontrar en muchos centros hospitalarios, que el personal designado para dar atención a tales pacientes es insuficiente. Es así que se vuelve totalmente necesario contar con equipos automatizados, que además de registrar las ondas ECG, sean capaces de identificar los tipos de arritmias cardíacas facilitando un diagnóstico inmediato por parte del especialista. Es bien conocida la importancia de la señal ECG para el diagnóstico de un sin fin de enfermedades cardíacas, a partir de la inspección visual o mediante técnicas actuales de inspección automática. Desde el punto de vista médico, la posibilidad de disponer de herramientas que, a partir de las señales, puedan enfatizar la actividad Auricular y Ventricular, son realmente interesantes y además hoy en día necesarias, pues pueden permitir el desarrollo de técnicas no invasivas de ayuda al diagnóstico clínico, como por ejemplo, clasificación entre distintas manifestaciones de Fibrilación Auricular y Taquicardia Ventricular, así como la detección de otras patologías, evitando los métodos tradicionales de reconocimiento de arritmias, que pueden ser largos y tediosos, ocasionando un diagnóstico tardío, que en muchos casos puede ser fatal para el paciente. Por tal motivo, una identificación automatizada del tipo de arritmia cardíaca en el momento preciso se vuelve sumamente importante. En el mercado, existen aplicaciones capaces de identificar tipos de arritmias cardíacas de forma rápida, pero a costos elevados, debido a que se debe adquirir la licencia

del producto, o el servicio técnico en caso de presentarse alguna eventualidad, y en algunos casos equipo de hardware especializado. Por tal motivo, se desarrolló una herramienta de software que permite el reconocimiento automatizado de dos tipos de arritmias FAP y TVNS, de forma rápida, y a bajo costo porque las herramientas de desarrollo son de código abierto, para prescindir del costo de licencia.

1.2. Objetivo General

Diseñar e implementar un software capaz de reconocer patrones de eventos de Fibrilación Auricular Paroxística (FAP) y Taquicardia Ventricular No Sostenida (TVNS), a partir de registros de series temporales (ECG Holter 24 horas), por medio de herramientas computacionales.

1.3. Objetivos Específicos

1. Investigar en la bibliografía los siguientes aspectos: Anatomía y funcionalidad del corazón, electrocardiografía dinámica de Holter 24 horas, arritmias cardiacas, técnicas o modelos computacionales de reconocimiento de patrones en registros temporales.
 2. Identificar los cambios característicos que suceden en registros temporales, asociados con los eventos de FAP, por medio de técnicas o metodologías computacionales.
 3. Identificar los cambios característicos que suceden en registros temporales, asociados con los eventos de TVNS, por medio de técnicas o metodologías computacionales.
 4. Evaluación y entonación del sistema de reconocimiento de patrones implementado.
-

1.4. Alcance

Este proyecto es el primer paso para un trabajo de mayor envergadura. Está desarrollado bajo tecnologías *opensource* lo que permite su continuidad. Además los especialistas del área de cardiología podrán adquirir un software para la detección de arritmias mantenible en el tiempo dada las bondades del software libre.

La evaluación de desempeño del producto se llevará a cabo con el análisis de 36 registros ECG provenientes de la base de datos internacional de PhysioNet y del Departamento de Cardiología de la UCV, ya digitalizados y con presencia de ruido. El prototipo en caso de detectar presencia de patrones de TVNS y FAP, presentará la ubicación de los patrones de arritmia encontrados en un archivo de texto que puede ser visualizado posteriormente. Así pues, diversas herramienta para graficar pueden ser utilizadas, debido a que la salida se presentará en un fichero de texto plano.

La implementación no cuenta con una interfaz gráfica que permita visualizar los resultados obtenidos después del proceso de análisis. Sólo se detectan dos patrones de arritmia FAP y TVNS, dejando abierta la posibilidad para la creación de módulos de detección de cardiopatías de tipo ventricular y supraventricular.

1.5. Justificación

El alto costo de adquisición y mantenimiento de equipos para apoyar el diagnóstico de cardiopatías en las Instituciones médicas públicas y la tasa de morbilidad y mortalidad por dichas enfermedades han incrementado los esfuerzos para avanzar en materia tecnológica. El impacto que tiene desarrollar soluciones *opensource* es de gran interés en la comunidad científica, por su bajo costo y múltiples ventajas. La presente investigación representa el primer paso en el desarrollo de una solución para suplir las deficiencias de los centros médico-hospitalarios. Así pues, se presenta una herramienta multiplataforma compatible en Windows y Linux que lleva a cabo el análisis de la señal ECG adquirida previamente y digitalizada por un dispositivo de captura Holter.

El Corazón

En este capítulo se presentan los fundamentos electrofisiológicos que describen el comportamiento eléctrico, anatomía y funcionalidad del corazón. Mediante este desarrollo, se explican en detalle los sistemas de excitación y conducción responsables de su funcionamiento normal y también se examinan los trastornos en la actividad eléctrica cardiaca, más conocidos como arritmias según [6]. Por ello cada una de las secciones de este capítulo conforma la base conceptual que, proporciona el conjunto de modelos y señales cardiacas que serán utilizados como herramientas de análisis en el trabajo.

2.1. Anatomía y Funcionalidad del Corazón

Para todo organismo vivo que posee corazón, este representa el eje fundamental de su funcionamiento gracias a la acción de bombeo que el mismo realiza, con la cual asegura que la sangre como fluido fundamental llegue a todos los tejidos, con los nutrientes y el oxígeno necesario para los procesos metabólicos de síntesis y degradación, permitiendo también el regreso de la misma cuando carece de dichas propiedades. Por esta razón, se presentarán un conjunto de definiciones asociadas al órgano principal del sistema circulatorio, llamado, por algunos: “El órgano más fuerte y poderoso o la sala de máquinas del cuerpo”.

El corazón tiene aproximadamente el mismo tamaño que el puño, pero no la misma forma. Mide aproximadamente de 12cms de largo, 9 de ancho y 6 de espesor [12].

El corazón se localiza en la parte inferior del mediastino medio, entre el segundo y quinto espacio intercostal, izquierdo. Está situado de forma oblicua: aproximadamente

dos tercios a la izquierda del plano medio y un tercio a la derecha. Tiene forma de una pirámide inclinada con el vértice en el “suelo” en sentido anterior izquierdo; la base, opuesta a la punta, en sentido posterior y 3 lados: la cara diafragmática, sobre la que descansa la pirámide, la cara esternocostal, anterior y la cara pulmonar hacia la izquierda. Desde el punto de vista histológico, es un órgano conformado por tres capas:

El endocardio, una membrana serosa de endotelio y tejido conectivo de revestimiento interno, con la cual entra en contacto la sangre. Incluye fibras elásticas y de colágeno, vasos sanguíneos y fibras musculares especializadas, las cuales se denominan Fibras de Purkinje.

El miocardio, es una masa muscular contráctil. El músculo cardíaco propiamente dicho; encargado de impulsar la sangre por el cuerpo mediante su contracción. El pericardio es una membrana fibroserosa de dos capas, el pericardio visceral seroso o epicardio y el pericardio fibroso o parietal, que envuelve al corazón y a los grandes vasos separándolos de las estructuras vecinas, como se observa en la imagen 2.1.

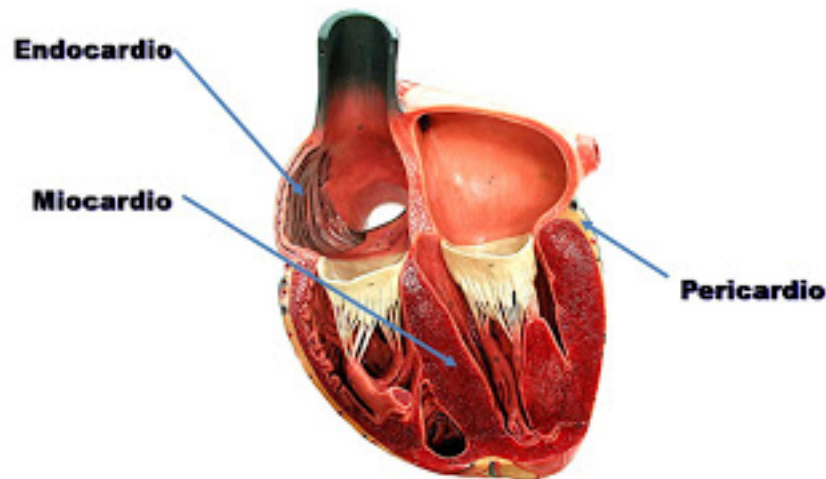


Figura 2.1: El corazón (Fuente: www.emaze.com)

2.2. Ciclo Cardíaco

El corazón consta de 4 cavidades, dos aurículas: derecha e izquierda y 2 ventrículos: derecho e izquierdo. Según [12] la aurícula derecha (AD) recibe el retorno venoso (sangre desoxigenada) de la circulación sistémica a través de las venas cava superior e inferior, al final del periodo de llenado pasivo de la aurícula, es excitada, y la contracción auricular, impulsa una cantidad adicional de sangre dentro del ventrículo derecho a través de la válvula auriculoventricular derecha (tricúspide) y este alcanza un mayor tamaño. Luego del llenado del ventrículo derecho (VD), es excitado y en su pared empieza a desarrollarse tensión que se aplica sobre el volumen de sangre que contiene y crea presión intraventricular, cuando esta presión supera la presión intraarterial, el VD se contrae y expulsa la sangre a través de las válvulas pulmonares hacia el interior de la arteria pulmonar que conduce la sangre a los pulmones. En el lecho capilar de los pulmones se añade oxígeno O_2 y se elimina el CO_2 .

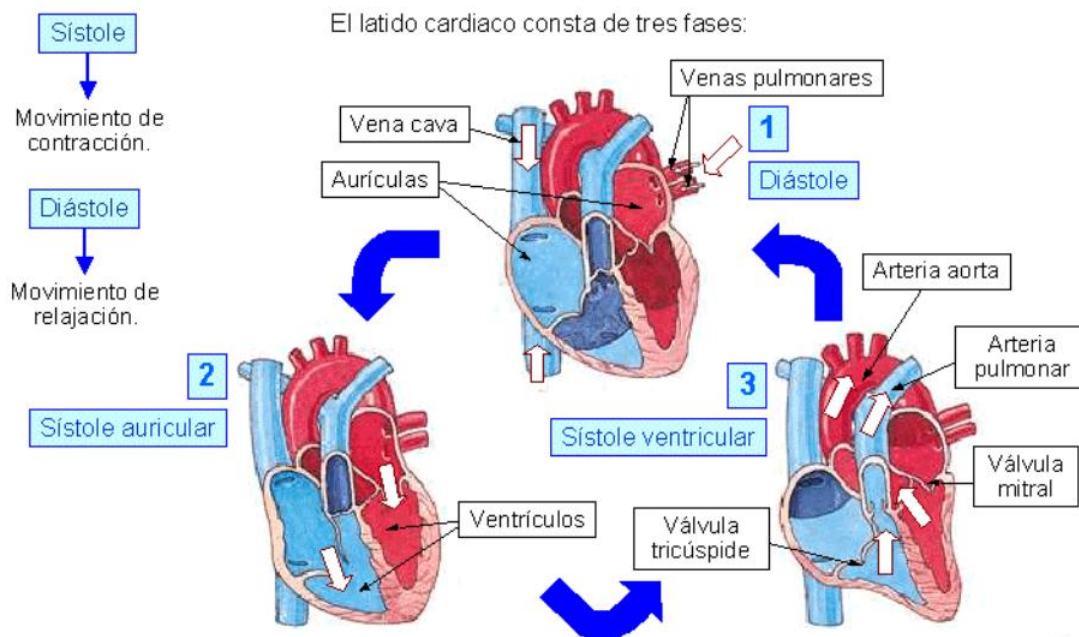


Figura 2.2: El ciclo cardíaco (Fuente: resumen2cardiomeregarcia.blogspot.com)

La sangre recién oxigenada en los pulmones retorna al corazón a través de las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda (AI), luego de su llenado, esta fluye al ventrículo izquierdo (VI) a través de la válvula auriculoventricular izquierda (mitral). Posterior al llenado Ventricular, se inicia la excitación que conlleva a la contracción

del mismo y la subsecuente expulsión de la sangre hacia el interior de la aorta, a partir de esta se distribuye a las circulación sistémica.

De acuerdo a López Grillo (1999) en [9]:

En el periodo de relajación las presiones dentro de los ventrículos son bajas y cuando se llenan de sangre aumenta su volumen. El llenado Ventricular se completa con la sangre que aporta la contracción auricular, de igual forma, en el periodo de contracción las presiones dentro de los ventrículos aumentan y cuando los ventrículos expulsan sangre disminuye su volumen. Estos procesos de relajación y contracción se denominan: sístole y diástole (ver figura 2.2).

2.3. Sistema de Conducción Cardíaca

El sistema de conducción según [9] es un sistema especializado que tiene como función, la generación y propagación del impulso rítmico y la contracción coordinada del corazón. El sistema de conducción se divide en dos subsistemas, el primero es un sistema de producción de estímulos, uno con capacidad de automatismo (marcapasos) y el otro permite la conducción de dicho estímulo (ver figura 2.3).

Sistema de conducción eléctrica del corazón.

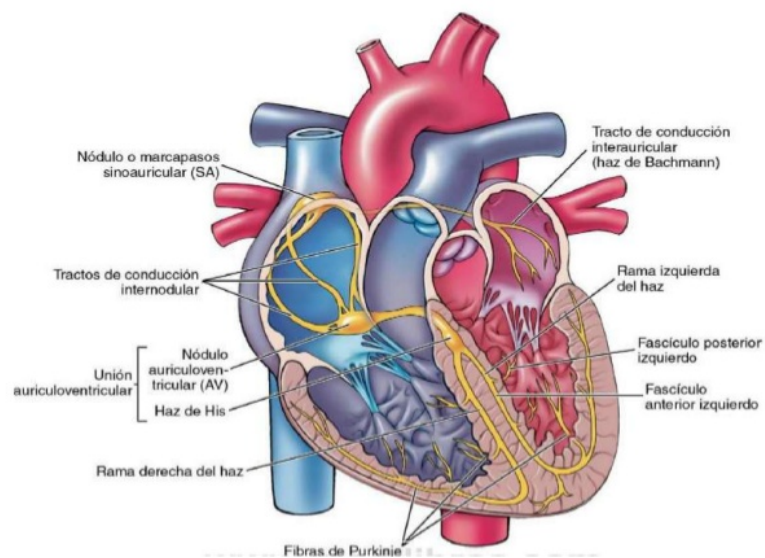


Figura 2.3: Sistema de conducción cardíaca (Fuente: es.slideshare.net)

La actividad eléctrica durante cada ciclo cardíaco normal empieza en el nodo sinusal y sigue hasta que todo el corazón se activa. El nodo sinusal o nodo de Keith y Flack, forma parte del subsistema de producción de estímulo, conformado por tejido especializado de conducción con la capacidad de generar potenciales de acción espontáneos, es decir generar el impulso eléctrico. Está situado en la unión entre la vena cava superior y la aurícula derecha, y está compuesto de tejido fibroso llamado fibras nodales o células P, que son el punto de partida para la formación del impulso normal del nodo, a una frecuencia de 60 a 100 latidos/min, automatismo que supera cualquier otro punto capaz de producir estímulos en el corazón, por esta razón, también es llamado el marcapasos fisiológico [11]. Luego de originarse el impulso eléctrico, este viaja a través de las aurículas, por los fascículos auriculares internodales, permitiendo así la despolarización de la misma, que se representa por la onda P en la señal electrocardiográfica (ver figura 2.4), y tiene como punto de llegada el nodo AV, este proceso de despolarización, seguida de repolarización auricular permite el periodo de llenado y expulsión por parte de las aurículas a los ventrículos. Posteriormente, el nodo AV va a permitir la conducción eléctrica de este impulso a los ventrículos, en forma transversal, a través del haz de His, las ramas derecha e izquierda y las fibras de Purkinje, permitiendo la despolarización de los ventrículos, esta despolarización se representa a partir del complejo QRS en el electrocardiograma, ulterior a esta despolarización, ocurre un periodo de repolarización Ventricular que es representada en el electrocardiograma por la onda T (ver figura 2.4). Este proceso de despolarización y repolarización, permiten la sístole y diástole Ventricular.

El comportamiento Auricular y Ventricular ocurre de forma sincronizada, la pérdida de sincronización en ambos procesos, traen como consecuencia, la aparición de diversas cardiopatías, entre estas, las arritmias que se desarrollarán en apartados posteriores.

2.4. Alteraciones del Ritmo Cardíaco

La alteración del ritmo cardíaco es según [6] consecuencia de la generación normal o anómala del impulso eléctrico, de la conducción anómala de este impulso o de una combinación de ambas. Estas alteraciones del ritmo son conocidas como arritmias y

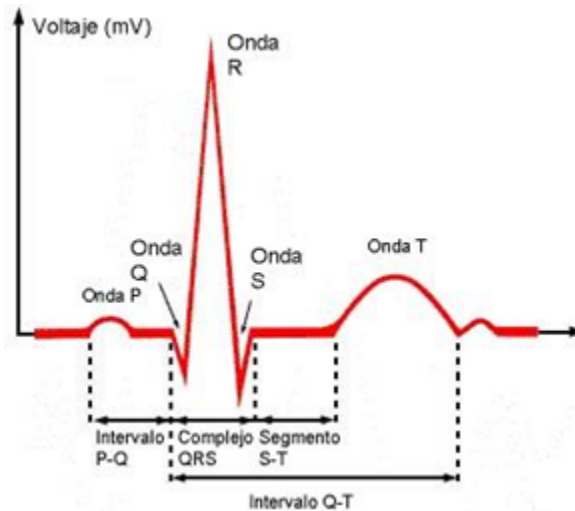


Figura 2.4: Composición de una Señal Electrocardiográfica (Fuente: www.scielo.org.co)

esta sección proporcionará una breve descripción y clasificación de este trastorno, que es causa de la mayor tasa de morbilidad en la población mundial.

2.4.1. Arritmias

La alteración del ritmo cardíaco, consecuencia de la actividad eléctrica anormal en el corazón se conoce como arritmia cardíaca. El estímulo eléctrico originado en el nódulo Sinusal o marcapasos fisiológico, se conduce a las aurículas y los ventrículos con una frecuencia que oscila entre 60 y 100 latidos por minuto

2.5. Tipos de Arritmias

Las arritmias cardíacas pueden clasificarse según su frecuencia, origen o mecanismo de producción [6]. Si la frecuencia es mayor a la generada por el nodo Sinusal se denominan taquiarritmias, y bradiarritmias cuando la frecuencia es menor. Si el origen de la arritmia se encuentra por encima de la bifurcación del haz de His son conocidas como supraventriculares, y ventriculares cuando se generan por debajo. Según el mecanismo de producción, si se dan alteraciones en el inicio del impulso eléctrico como consecuencia de despolarizaciones espontáneas, se denomina automatismo, si se dan en la conducción debido a variaciones de los períodos refractarios

de las diferentes fibras, que causan que el impulso se bloquee en algunos sectores y en otros continúe, generando circuitos en los que el estímulo recircule, son llamadas reentrada y por último, si se generan por la aparición de pospotenciales durante o después de la despolarización, produciendo una despolarización parcial de las fibras, sería una actividad gatillada, como definen algunos autores.

Clasificación de algunas arritmias, según su origen:

2.5.1. Arritmias Supraventriculares

- Arritmia Sinusal
- Extrasistolia auricular
- Taquiarritmias Supraventriculares
- Taquicardia Sinusal
- Aleteo auricular
- Fibrilación auricular, etc.

2.5.2. Arritmias Ventriculares

- Extrasistolia Ventricular
- Parasistolia Ventricular
- Taquicardia Ventricular
- Fibrilación Ventricular, etc.

En el siguiente apartado, solo se menciona la Taquicardia Ventricular y la Fibrilación Auricular, por ser estas de mayor interés en este estudio [16].



Figura 2.5: Características de la Fibrilación Auricular Paroxística (Fuente: Elaboración propia)

2.5.3. Fibrilación Auricular

La fibrilación auricular es según [7] una arritmia supraventricular caracterizada por una activación incoordinada de las aurículas, (consecuencia de la pérdida de la función hemodinámica de las aurículas) teniendo o no, una respuesta Ventricular variable, esto significa, que puede presentarse, durante la fibrilación, un comportamiento normal de los ventrículos (QRS normal) o puede generarse una Taquicardia Ventricular (deformación y aumento de la frecuencia de los complejos QRS) al mismo tiempo. Esta arritmia se caracteriza por presentar ondulaciones irregulares y pequeñas de amplitud y morfología variable denominadas ondas f con frecuencia de 350 a 600 lpm, y una onda P ausente, este tipo de arritmia, disminuye el gasto cardiaco en un 25%. En la práctica, se encuentra la Fibrilación Auricular del tipo paroxística, episodios que se revierten con tratamiento o por si solos en menos de 72 horas, persistente con una duración de semanas, y permanente.

Las condiciones que debe cumplir una cardiopatía para considerarse fibrilación auricular paroxística, son las siguientes:

- Ausencia de la Onda P.
- Diferentes tres intervalos R-R consecutivos, en 20 Latidos contiguos.
- Frecuencia cardiaca entre 50 y 200 lpm.

2.5.4. Taquicardia Ventricular

La taquicardia ventricular se define según [6] como la ocurrencia de tres o más extrasístoles ventriculares (latidos prematuros que se originan fuera del nodo Sinusal)

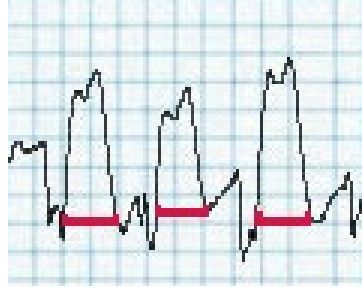


Figura 2.6: Características de la Taquicardia Ventricular no Sostenida (Fuente: Elaboración propia)

consecutivas con una duración mayor a 120ms y una frecuencia que varía de 70 a 250 lpm. Se origina en el sistema especializado de conducción, situado en la localización distal a la bifurcación del haz de His, en el músculo Ventricular o en combinaciones de ambos tipos de tejido. Los mecanismos suelen ser trastornos en la formación y en la conducción del impulso. Se encuentran Taquicardias Ventriculares del tipo No Sostenida que tienen un origen repentino, cuya duración es menor a 30s y Sostenida cuya duración es mayor a 30s, cuando los contornos del QRS son fijos es una Taquicardia Ventricular Monomorfa, si varían al azar Taquicardia Ventricular Polimorfa, si la variación es más o menos repetitiva se denomina Taquicardia Ventricular Helicoidal.

Las condiciones que se deben cumplir para considerarse como taquicardia ventricular no sostenida, un evento, son las siguientes:

- Ancho del complejo QRS mayor a 120 ms .
- Poca irregularidad de los intervalos R-R.
- Frecuencia cardiaca mayor a 100 lpm.

2.6. Pruebas Diagnóstico para la Detección de Arritmias

Debido al peligro que representa para la vida de un paciente un trastorno en el ritmo cardiaco, se han diseñado una serie de pruebas que van desde métodos más sencillos, como un interrogatorio o examen físico, hasta el más complejo, es decir,

desde el que requiera menor penetración o inocuidad hasta el más peligroso e invasivo. Para la evaluación de pacientes con arritmias cardíacas, se emplean los siguientes métodos:

2.6.1. Prueba de Esfuerzo

El ejercicio induce diversos tipos de taquiarritmias supraventriculares y ventriculares y, rara vez, bradiarritmias. Los pacientes con síntomas que indican una arritmia producida por el ejercicio (p. ej., síncope, palpitación sostenida, etc.) son aptos para someterse a la prueba de esfuerzo. La prueba de esfuerzo mide el consumo máximo de oxígeno y otras variables fisiológicas a través de analizadores de gases respiratorios para la prueba de esfuerzo directa, y la indirecta, se realiza sin disponer del analizador. Estas pruebas se pueden realizar en el laboratorio o sobre el terreno, donde la persona realiza su actividad deportiva [16][12].

2.6.2. Registro Electrocardiográfico de Largo Plazo

De los métodos existentes, el registro ECG es el más útil para detectar y cuantificar la frecuencia y complejidad de las arritmias, correlacionar su aparición con los síntomas del paciente y evaluar el efecto del tratamiento antiarrítmico en arritmias espontáneas. Un registro electrocardiográfico o electrocardiograma según [4]:

“Es un método de utilidad diagnóstica basado en el registro de la actividad eléctrica cardíaca.”

Existen diferentes modalidades de registro, el cual puede ser: 1) Continuo, en cuyo caso se registran todos los latidos para su ulterior análisis; también se utiliza un dispositivo de análisis en tiempo real. 2) Activado por el propio paciente, que es un método útil cuando éste percibe los síntomas de la arritmia a fin de activar el sistema 3) Activado por la propia arritmia: una modalidad eficaz. Pero que depende de la precisión y confiabilidad del algoritmo del dispositivo capaz de detectar la arritmia. Mucho de los Marcapasos y desfibriladores internos permiten registrar el ECG durante un tiempo prolongado, y otros poseen un dispositivo de registro que se implanta en la región subcutánea, para el seguimiento a largo plazo.

2.7. Derivaciones del Electrocardiógrafo

La contracción y dilatación del corazón, son consecuencia de su estimulación eléctrica, estos estímulos eléctricos producen diferencias de potencial, que pueden registrarse a través de una serie de cables y electrodos, conectados a la superficie corporal del individuo. El registro de la señal producida en el músculo cardíaco, mediante una serie de electrodos que se ubican en una posición diferente, según normas preestablecidas, en relación con el corazón, se denomina Derivación.

La finalidad de una derivación electrocardiográfica según [8] es medir la corriente que va en la dirección marcada por una línea recta que une los electrodos que llevan a cabo el registro. Estas derivaciones son de dos tipos: Derivaciones unipolares y bipolares.

2.7.1. Derivaciones unipolares

Las derivaciones unipolares registran la diferencia de potencial entre un punto del cuerpo y otro punto llamado centro eléctrico. Estas derivaciones miden la fuerza eléctrica absoluta de un electrodo positivo único en el cuerpo, Para esto se necesita que el otro electrodo sea de potencial cero (0), y esto se logra uniendo los cables de las extremidades correspondientes a los electrodos negativos de tal manera que se anulen sus fuerzas respectivas, el electrodo positivo es el explorador y el negativo está conformado por la unión de los otros dos electrodos exploradores (ver figura 2.7). Fueron ideadas por Frank Wilson en 1934 [8]. Existen dos tipos de derivaciones unipolares que van a depender de la localización de los electrodos, estas son:

Derivaciones unipolares precordiales

- V1: Los electrodos deben colocarse en la intersección del cuarto espacio intercostal derecho (EID) con línea paraesternal (LPE) derecha (borde derecho del esternón).
 - V2: Los electrodos deben colocarse en la intersección del cuarto espacio intercostal izquierdo (EII) con LPE izquierda.
 - V3: Intermedio entre V2 y V4.
-

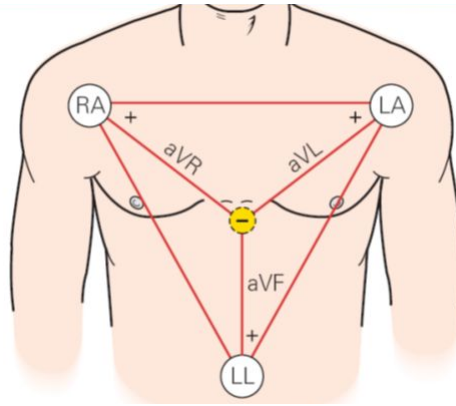


Figura 2.7: Derivaciones unipolares (Fuente: slideplayer.es)

- V4: Los electrodos deben colocarse en el quinto EII con línea medio clavicular.
- V5: Los electrodos deben colocarse en quinto EII con línea axilar anterior.
- V6: Los electrodos deben colocarse en quinto EII con línea axilar media.

Derivaciones unipolares de las extremidades:

- aVR: Electrodo (-) en la unión del brazo izquierdo y la pierna izquierda y (+) en el brazo derecho.
- aVL: Electrodo (-) en la unión del brazo derecho y la pierna izquierda y (+) en el brazo izquierdo.
- aVF: Electrodo (-) en la unión del brazo izquierdo y el brazo derecho y (+) en la pierna izquierda.

2.7.2. Derivaciones bipolares

Las derivaciones bipolares, creadas por William Einthoven [8], registran la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos del cuerpo, se obtiene al tomar el registro de 4 electrodos ubicados, uno en el brazo derecho, otro en el izquierdo, otro en la pierna izquierda y, finalmente, otro en la pierna derecha, que es la toma de la tierra. El dipolo tiene como electrodo negativo el derecho y como positivo el izquierdo, y su eje de circunferencia está entre 0° a 180° . Las derivaciones bipolares

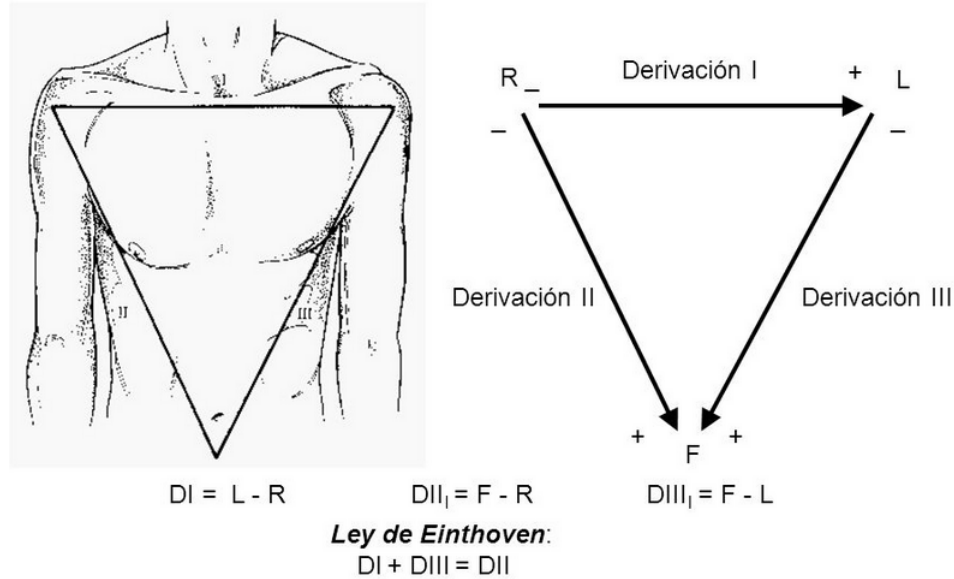


Figura 2.8: Derivaciones bipolares (Fuente: slideplayer.es)

son tres, y Einthoven las denominó D1, D2 y D3, como se presenta en la figura 2.8, y cada una se describe a continuación:

- DI: Registra la diferencia de potencial entre el electrodo (polo +) en el brazo izquierdo y (polo -) en el brazo derecho.
- DII: Registra la diferencia de potencial entre el electrodo (polo -) en el brazo derecho y (polo +) en la pierna izquierda.
- DIII: Registra la diferencia de potencial entre el electrodo (polo -) en el brazo izquierdo y (polo +) en la pierna izquierda.

2.8. Holter

El estudio de Holter, es una técnica de examen cardiovascular llamado “radioelectrocardiografía” o registró electrocardiográfico, de tipo ambulatorio, que se toma durante un tiempo prolongado (24 ó 48 horas) en las condiciones cotidianas del paciente. Es un método diagnóstico no invasivo muy utilizado en la práctica clínica, que ofrece un examen electrocardiográfico dinámico y detallado de los cambios

eléctricos transitorios, que permite establecer una correlación entre los hallazgos electrocardiográficos y los síntomas referidos por el paciente durante su actividad diaria. Esta técnica facilita el diagnóstico, y la cuantificación de las arritmias cardíacas, los cambios transitorios isquémicos de la repolarización Ventricular y las mediciones del complejo QRS y del intervalo QTc. Además, por medio de éste se evalúan los cambios en el sistema nervioso autónomo (análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, tanto del dominio en el tiempo como en la frecuencia), la detección de potenciales tardíos ventriculares (electrocardiograma de alta resolución ambulatorio) y la valoración de la dispersión del intervalo QTc y de la alternancia de la onda T. Esta técnica fue descrita por Norman J. Holter en 1957, y se lleva a cabo con un dispositivo del mismo nombre [13].

El registro de la actividad eléctrica cardíaca, se realiza con una grabadora de ECG continua, denominada monitor de Holter, que en su forma típica graba durante 24 ó 48 horas el ECG. En la década de 1960, los registros eran de un solo canal y el foco de atención fue el análisis de las arritmias cardíacas. Luego, en la década de 1970 y 1980, se desarrolló la de dos y tres canales, y se iniciaron las observaciones sobre segmento ST e isquemia silenciosa, el registro se realizaba sobre una cinta magnética, sin interrupciones en el trabajo o vida personal del paciente, y es especialmente útil para el diagnóstico de ritmos cardiacos menos frecuentes y que puede sentir el paciente. La precisión con que pueden interpretarse registros prolongados en cinta, varía según el sistema, si bien muchas computadoras analizan cintas que tienen precisión suficiente para las necesidades clínicas. En teoría, todos los sistemas registran más información que la que el médico necesita para o puede asimilar. Se calcula en 25 a 50 % la proporción de pacientes que experimentan un episodio durante un registro de 24h, causado por arritmias en 2 a 15 % de los casos.

En la actualidad el registro se realiza sobre un medio magnético o en un medio de almacenamiento conocido como memoria SD, con posterior restitución en un sistema traductor de la señal almacenada, lo que permite analizar las alteraciones en el ECG durante un período de tiempo determinado; su mayor rendimiento diagnóstico se obtiene cuando se efectúa en al menos 24 horas según [8].

2.9. Ruido

El ruido puede definirse como una perturbación eléctrica que interfiere en la transmisión o el procesamiento de una señal². Un electrocardiograma es la representación gráfica que recoge la actividad eléctrica generada por los diferentes potenciales de polarización y despolarización a nivel del músculo cardíaco, empleado como método diagnóstico de anomalías en el ritmo cardíaco, así como de cardiopatías, etc. Esta señal generalmente se ve afectada por niveles de ruido apreciables que tienden a oscurecer aspectos característicos del ECG, que evidencian el buen funcionamiento o no del músculo cardíaco, motivo por el cual es de gran importancia realizar una correcta apreciación de la información contenida en éstos, a pesar del ruido presente [31].

Una de las principales dificultades encontradas durante el proceso de detección de los diferentes patrones en los registros analizados por el detector prototipo desarrollado es el ruido. En los registros proporcionados por la base de datos de la unidad de Cardiología se encuentran ruidos tales como la interferencia de línea de potencia que consiste en una señal de 60 Hz y sus armónicos, el generado por los aparatos electrónicos utilizados en la fase de adquisición (ruido térmico), las distorsiones de origen muscular o ruido electromiográfico provocado por la contracción muscular y caracterizado por (quiebres) transitorios, el generado por los artefactos provenientes de la interfaz electrodo-piel causado por variaciones en la impedancia debido al movimiento del electrodo y el desplazamiento de la línea base provocado por la respiración que puede ser representado como una componente sinusoidal en la frecuencia de respiración adherida a la señal ECG. Eliminar el ruido sin afectar la morfología de la señal ECG es crucial debido a que la presencia de este, puede llegar a enmascarar rasgos significativos de la señal original que no permitieran un diagnóstico acertado del paciente.

Para reducir el ruido presente sobre la señal electrocardiográfica original, con la finalidad de obtener la parte útil, se hacen necesarias técnicas de procesamiento de la señal. Una de las primeras opciones es el filtrado mediante filtros lineales y no lineales que maximicen la relación señal a ruido. En el siguiente trabajo se implementaron los métodos basados en técnicas de filtrado lineal y no lineal propuestos por el algoritmo de Pan y Tompkins [18] para reducir el ruido en los registros de prueba (y un

²<http://definicion.de/ruido/>

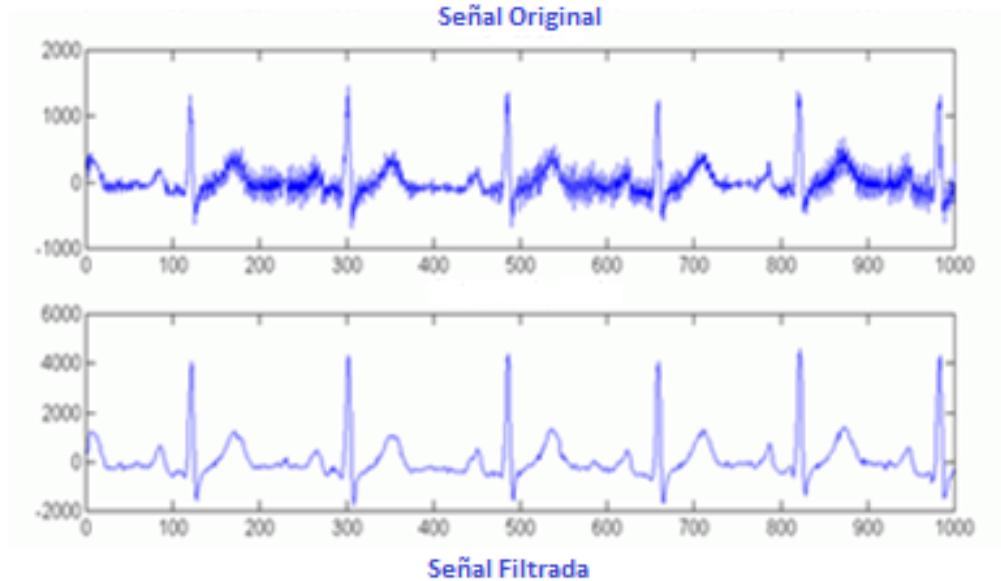


Figura 2.9: Ruido presente en un registro ECG (Fuente: www.monografias.com)

promediado de señal).

Como se observa en la figura 2.9, la mayoría de las componentes de alta frecuencia presentes en la señal original del registro son eliminadas a partir del filtrado lineal proporcionado por el algoritmo de Pan y Tompkins [18] con el fin de resaltar la onda P y el complejo QRS, parámetros necesarios para la detección de la TVNS y la FAP. Sin embargo, en la práctica muchas veces no resulta completamente eficiente lograr una adecuada relación señal-ruido principalmente cuando la onda de interés presenta una baja amplitud comparable a los niveles de amplitud de ruido, lo cual trae como consecuencia dificultades en el momento de detectar patrones que dependen del reconocimiento de la onda P tal como la FAP. Este hecho amerita tomar decisiones como el promediado local de la señal, entre otras técnicas, o estrategias que permitan resaltar los rasgos característicos de la onda de interés y poder disponer de la información completa (P-QRS-T) que identifica un complejo en el ECG.

Algoritmo especializado

Los algoritmos de detección del complejo QRS establecen una marca donde empieza, termina, o se encuentra el punto de mayor amplitud en el este. La detección del QRS es complicada, no solo por su variabilidad fisiológica, sino también porque el ruido que puede estar presente en la señal ECG, tiende a distorsionar el registro, impidiendo una detección o diagnóstico acertado. Los criterios principales en la selección de un algoritmo para la detección del complejo QRS toman en cuenta el mejor desempeño ante el nivel de ruido presente en los registros. El algoritmo empleado debe ser robusto a niveles bajos de ruido si se desea incorporar a sistemas clínicos, para evitar un diagnóstico inexacto. El algoritmo propuesto en el presente trabajo, para la detección del QRS, es el algoritmo desarrollado por Jiapu Pan y Willis J. Tompkins [18], ya que se considera un algoritmo robusto a niveles bajos de ruido por estar basado en filtros digitales.

El propósito de este capítulo es presentar una breve descripción, del esquema de detección de complejos QRS desarrollado por Pan y Tompkins, y la extracción de la información necesaria, para el reconocimiento de las cardiopatías de interés.

3.1. Algoritmos de Detección del QRS

El algoritmo que se implementará en la detección y extracción de los parámetros de entrada, para llevar a cabo la detección de las cardiopatías de interés, es el Algoritmo de detección QRS en tiempo real, desarrollado por Jiapu Pan y Willis J. Tompkins en el año 1985, este algoritmo en tiempo real, Reconoce de forma fiable, complejos

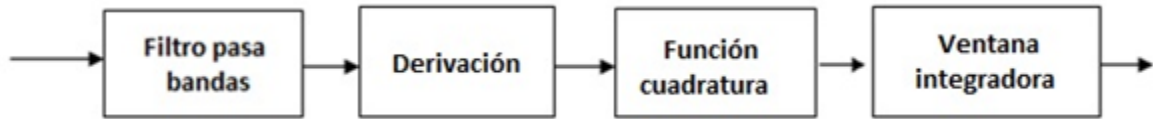


Figura 3.1: Diagrama de Bloques del Algoritmo de Pan-Tompkins (Fuente: Elaboración propia)

QRS en base a los análisis digital de pendiente, amplitud y anchura, en señales de ECG.

Cada onda presente en el ECG describe una acción específica del sistema cardíaco que genera diferentes potenciales. Las señales ECG, como se definió en el capítulo anterior, se dividen en ondas, intervalos y segmentos: onda P, el complejo QRS, onda T, onda U, segmento PR, segmento ST, intervalo PP, intervalo RR, e intervalo QT. Las secciones ubicadas entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre cada onda, se conocen como intervalos.

El algoritmo de detección de complejos QRS fue implementado en el lenguaje C/C++ y todo el proceso se realiza con aritmética punto flotante en un PC, a pesar de ello el computo se puede realizar con aritmética de enteros de modo que puede operar en tiempo real sin necesidad de excesiva potencia de cálculo, la figura 3.1 muestra las señales en varias etapas de procesamiento de señal digital.

Los registros ECG a procesar provienen de bases de datos (Cardiología y Physionet), adquiridos en su mayoría a una tasa de 200 o 500 muestras/s. La señal digital resultante pasa sucesivamente a través de una secuencia de pasos que incluyen tres filtros digitales lineales implementados en el algoritmo. El primero es un filtro pasa banda de coeficiente integrado compuesto filtros paso bajos y filtros de pasa-alto dispuestos en casadas, cuya función es la eliminación de ruido, 3.1 muestra las etapas de este proceso, luego del filtrado de la señal original, se aplica un filtro que se aproxima a una derivada. Después le sigue un proceso de cuadratura de la amplitud, que ayuda a restringir falsos positivos causados por las ondas T con un nivel más alto al del espectro habitual, y finalmente la señal pasa a través de un integrador de ventana móvil o ventana móvil integrador. Ahora es cuando unos umbrales adaptativos discriminan las ubicaciones de los complejos QRS.

En el siguiente apartado, se detallarán las etapas del algoritmo descrito.

3.1.1. Filtro Pasa Banda

El filtro pasa banda reduce la influencia del ruido muscular, la interferencia de 60 Hz, desviaciones basales y la interferencia de la onda T. La banda de paso deseable para maximizar la energía del QRS es aproximadamente 5-15 Hz. El filtro presenta una respuesta rápida, recursivo en tiempo real en el que los polos se ubican para cancelar ceros en el círculo unitario del plano z . Este enfoque se traduce en un filtro diseñado con coeficientes enteros. Puesto que sólo la aritmética de enteros es necesaria, un filtrado en tiempo real se puede implementar con un simple microprocesador y todavía queda la potencia de cálculo disponible para hacer la tarea de reconocimiento de QRS. Esta clase de filtros que tienen polos y ceros sólo en círculo unitario permite una limitada flexibilidad en el diseño de pasa bandas. El filtro pasabanda presentado se diseña a partir de la secuencia de los filtros pasa bajos y los pasa altos descritos a continuación, para conseguir una banda de paso de 3 dB desde alrededor de 5 a 12 Hz, razonablemente cerca del objetivo de diseño [18].

3.1.2. Filtro Pasa Bajos

La función de transferencia del filtro pasa bajos de segundo orden es

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2}, \quad (3.1)$$

donde La amplitud de respuesta es

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1+z^{-1})}, \quad (3.2)$$

donde La ecuación de diferencia del filtro es

$$y(nT) = 2y(nT-T) - y(nT-2T) + x(nT) - 2x(nT-6T) + x(nT-12T), \quad (3.3)$$

donde la energía de corte es cerca de 11 Hz, T es el período de muestreo y la ganancia es 36. El retraso de procesamiento del filtro es de seis muestras [18].

3.1.3. Filtro Pasa Altos

El diseño del filtro pasa alto es basado en restar la salida de un filtro pasa bajo de primer orden desde un filtro pasa altos y bajos (es decir, las muestras en la señal original). La función de transferencia para este filtro pasa alto es:

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1+z^{-1})}, \quad (3.4)$$

donde la amplitud de respuesta es

$$|H(wT)| = \frac{[256 + \sin^2(16wT)]^{1/2}}{\cos(wT/2)}, \quad (3.5)$$

donde la ecuación de la diferencia es

$$y(nT) = 32x(nT-16T) - [y(nT-T) + x(nT) - x(nT-12T)] \quad (3.6)$$

.

El punto de corte bajo de frecuencia de este filtro es cerca de 5 Hz, la ganancia es 32 y el retardo son 16 muestras [18].

3.1.4. Derivación

Después del filtrado, la señal es diferenciada para proveer la información de la forma del complejo QRS. Nosotros usamos una derivación de cinco puntos con una función de transferencia

$$H(z) = (1/8T) (-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2), \quad (3.7)$$

donde la amplitud de la respuesta es

$$|H(wT)| = (1/4T)[\sin(2wT) + 2\sin(wT)], \quad (3.8)$$

donde La ecuación de la diferencia es

$$y(nT) = (1/8T) [-x(nT-2T) - 2x(nT-T) + 2x(nT+T) + x(nT-2T)]. \quad (3.9)$$

La frecuencia de respuesta de esta derivación es cercanamente lineal entre dc y 30 Hz (es decir, se aproxima a una derivada ideal en este rango). Su retardo es de dos muestras [18].

3.1.5. Función Cuadrática

Después de la diferenciación, la señal es elevada al cuadrado punto por punto. La ecuación de este operador es

$$y(nT) = [x(nT)]^2. \quad (3.10)$$

Esto hace todos los puntos de los datos positivos, y genera una amplificación no lineal de la salida de la derivación, enfatizando las altas frecuencias (es decir, frecuencias presentes en el ECG) [18].

3.1.6. Ventana Móvil Integradora

El propósito de la ventana móvil integradora, es obtener información característica de la forma de onda del complejo QRS adicional a la pendiente de la onda R. Se calcula a partir de

$$y(nT) = (1/N) [x(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) + \dots + x(nT)], \quad (3.11)$$

donde N es el número de muestras en el ancho de la ventana integradora.

El número de N muestras en la ventana móvil es importante. Generalmente el ancho de la ventana debe ser aproximadamente igual al complejo QRS más ancho. Si la ventana es demasiado ancha, la forma de la onda integrada fusionará los complejos QRS y T. Si la ventana es demasiado estrecha, algunos complejos QRS producirán

varios picos en la forma de la onda integrada. Estos pueden causar dificultad en los procesos posteriores de detección del QRS. El ancho de la ventana se determina empíricamente, generalmente se asocia a un ancho QRS de aproximadamente 150ms. Para nuestra frecuencia de muestreo de 200 muestras/s, la ventana es de 30 muestras de ancho (150ms).

3.1.7. Fase de Detección

La detección ocurre, cuando el algoritmo, al recibir las muestras de la señal integrada, detecta un cambio de pendiente positivo a negativo, y este se mantiene así por un número prefijado de muestras, este levantamiento, se denomina pico de energía. Luego, a partir del procedimiento denominado umbrales adaptativos, el algoritmo determinará si el pico de energía corresponde a un complejo QRS o si debe ser considerado ruido. Adicionalmente, la técnica de búsqueda hacia atrás, permitirá que el ajuste de los umbrales, sea más efectivo.

3.1.8. Umbrales Adaptativos

Durante la detección, el algoritmo lleva estimaciones de los picos de la señal asociados a los complejos QRS, y del nivel de ruido de la misma, entendiéndose como ruido, cualquier pico de la señal que no es un complejo QRS, dichos estimadores se actualizan cada vez que se encuentra un nuevo complejo QRS, a través de un promedio ponderado entre el último valor medio y el valor de la última detección, a partir de la siguiente relación

$$SPK_I = w_{pk} * PEAK_I + 0,875 * SPK_I \quad (3.12)$$

$$NPK_I = w_{pk} * PEAK_I + 0,875 * NPK_I. \quad (3.13)$$

Donde, 3.12 y 3.13 son los estimadores del nivel de los picos QRS y de ruido respectivamente, y $PEAK_I$ el último pico detectado, sea de la señal (complejo QRS) o de ruido, y el valor w_{pk} , es para ajustar cuánto afecta la amplitud del último pico

encontrado. Luego de obtener los estimadores, se lleva a cabo el cálculo de los umbrales de la siguiente manera:

$$TH_1 = NPK_I + w_{th} * (SPK_I - NPK_I) \quad (3.14)$$

$$TH_2 = 0,5 * TH_1. \quad (3.15)$$

Siendo w_{th} , el valor que determina, a que altura entre los dos niveles se fija el umbral. El primer umbral (TH_1) es el que se utiliza para decidir si un pico dado es un complejo QRS o no, y el segundo TH_2 , es utilizado cuando el algoritmo entra en modo *searchback* o búsqueda hacia atrás [25].

Metodología

Una vez conocido los aspectos básicos inherentes a la tecnología a usar y lo relacionado a las arritmias cardíacas, se establecerán las pautas para alcanzar los objetivos planteados, para ello se adoptó el enfoque de desarrollo de software *Extreme Programming (XP)*. Se partió de una solución del problema más simple que solo permitía obtener los parámetros característicos (complejo PQRS) necesarios para la detección de los patrones arrítmicos sobre registros de corta duración y libres de ruido que, a partir de ciclos de prueba, retroalimentación y cambios llevados a cabo en corto tiempo proporcionó una solución más compleja y robusta. En la detección del patrón de FAP y TVNS, la metodología XP proporcionó una herramienta que permitió obtener buenos resultados en segmentos de registro de mayor duración con presencia de ruido.

A continuación se describirán las etapas en las que se realizó el siguiente trabajo. Luego de organizar y seleccionar los registros de prueba y su procedencia se aplicó un algoritmo de extracción de características. Posteriormente se llevó a cabo la detección de los parámetros característicos de cada una de las cardiopatías aquí estudiadas. Por último la fase de identificación de sus patrones.

4.1. Base de Datos del Instituto de Medicina Tropical, Departamento de Cardiología de la UCV

La base de datos que se tiene a disposición del Instituto de Medicina Tropical, de la cual se han tomado 70 registros ECG que presentan al menos un evento de TVNS, provenientes de sujetos asintomáticos (33 hombres y 22 mujeres, con edad promedio

de 59 ± 15 años [entre 25 y 86 años]) y al menos un evento de FAP provenientes de sujetos asintomáticos (8 hombres y 12 mujeres, con edad promedio de 61 ± 11 años [entre 41 y 85 años]). Los registros tienen una duración en promedio de 24 h cada uno y han sido digitalizados a 500 y 1000 muestrass. Como requisito , solo se consideran para su análisis, registros de 1 h que se encuentran alejados en promedio a más de 4 horas de eventos previos.

4.2. Base de Datos del MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Databases

La base de datos incluye 18 registros de larga duración de ECG referidos al Laboratorio de Arritmias del Hospital Beth Israel en Boston (ahora el Centro Médico Beth Israel Deaconess). Se encontró que los sujetos incluidos en esta base de datos no han tenido arritmias significativas. La base de datos se compone de 5 registros de sujeto masculino entre 26 y 45 años de edad, y de 13 registros de sujeto femenino entre 20 a 50 años.[30]

4.3. Desarrollo de la Solución

La implementación se desarrolló bajo el lenguaje de programación C++, utilizando programación orientada a objetos a través del *Framework Qt*. Un requerimiento primordial del proyecto es que la aplicación sea multiplataforma por ello se llevo a cabo en Qt project que contiene un conjunto de librerías gratuitas que permiten desarrollar herramientas *open source* con esta característica. Además, Qt proporciona ventajas para la creación de interfaces gráficas en sus aplicaciones, gracias al uso de la aceleración gráfica basada en OpenGL/OpenGLES ³ que permite procesar y desplegar con rapidez grandes volúmenes de datos (ver figura 4.1). Requerimiento inicial de la herramienta en desarrollo (detector) que posteriormente fue asignado a otra de las fases del proyecto.

³ <http://softpei.blogspot.com/2013/05/introduccion-al-framework-qt-5-para-el.html>



Figura 4.1: Detector.

Para visualizar los resultados obtenidos en cada etapa se utilizó la herramienta *Grace* de algunas distribuciones de *Linux*. La detección de los patrones arrítmicos requirió de un algoritmo de extracción de características, una fase de detección de los parámetros característicos y por último la identificación de patrones, cada etapa será descrita en los siguientes apartados.

El algoritmo en línea general tiene la estructura que se observa en el diagrama 4.2.

4.4. Algoritmo de Extracción de Características

Para la identificación del patrón correspondiente a cada arritmia bajo estudio, fue necesario hallar primero la posición de la onda R asociada a cada complejo PQRST del ciclo cardíaco, tomando como referencia el algoritmo de Jiapu Pan y Willis J. Tompkins [18], el cual se basa en el análisis de la pendiente, la amplitud, y el ancho de dichos complejos, por ser esta onda R, el punto de más amplio voltaje de todo el complejo PQRST, y por ende la mejor referencia visual para calcular la frecuencia cardíaca, los intervalos RR, y detectar otras ondas del complejo. Una vez encontrada la posición de la onda R, se procede a localizar la posición de las ondas Q, S y P de cada complejo, usando como referencia, las características de los registros de la

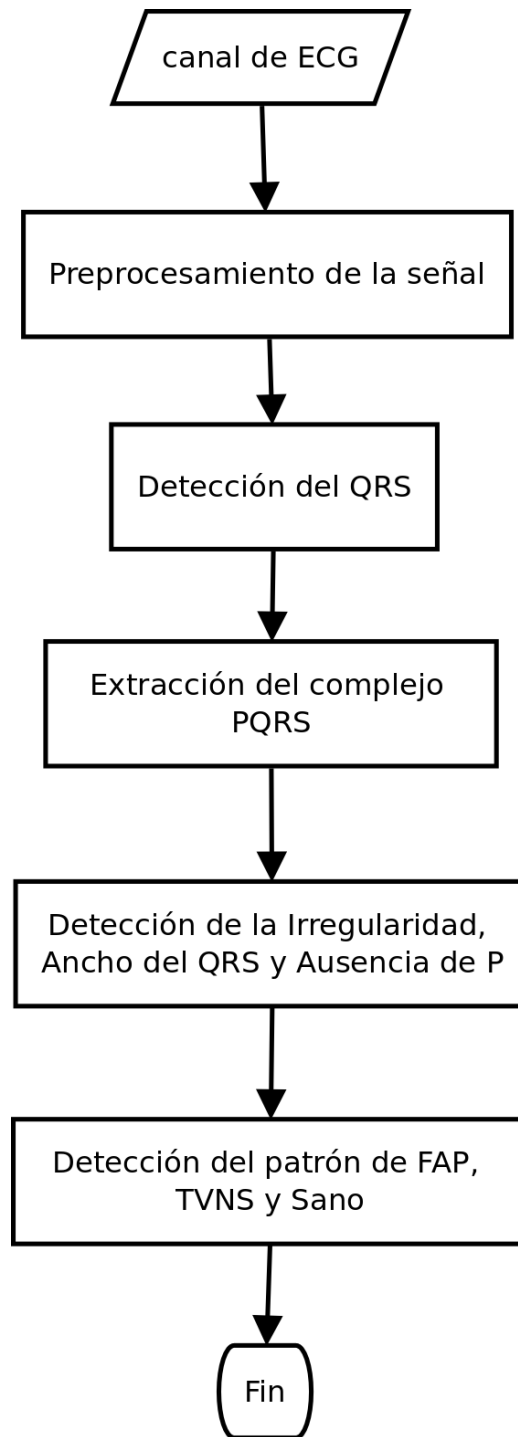


Figura 4.2: Estructura general del detector.

señal filtrada, derivada, cuadrada e integrada. Finalmente a partir de estos parámetros primarios se realizó el cálculo del ancho del complejo QRS, además de la irregularidad temporal entre los intervalos RR, haciendo uso de los criterios dados por los médicos especialistas en electrofisiología este esquema se presenta en la figura 4.3.

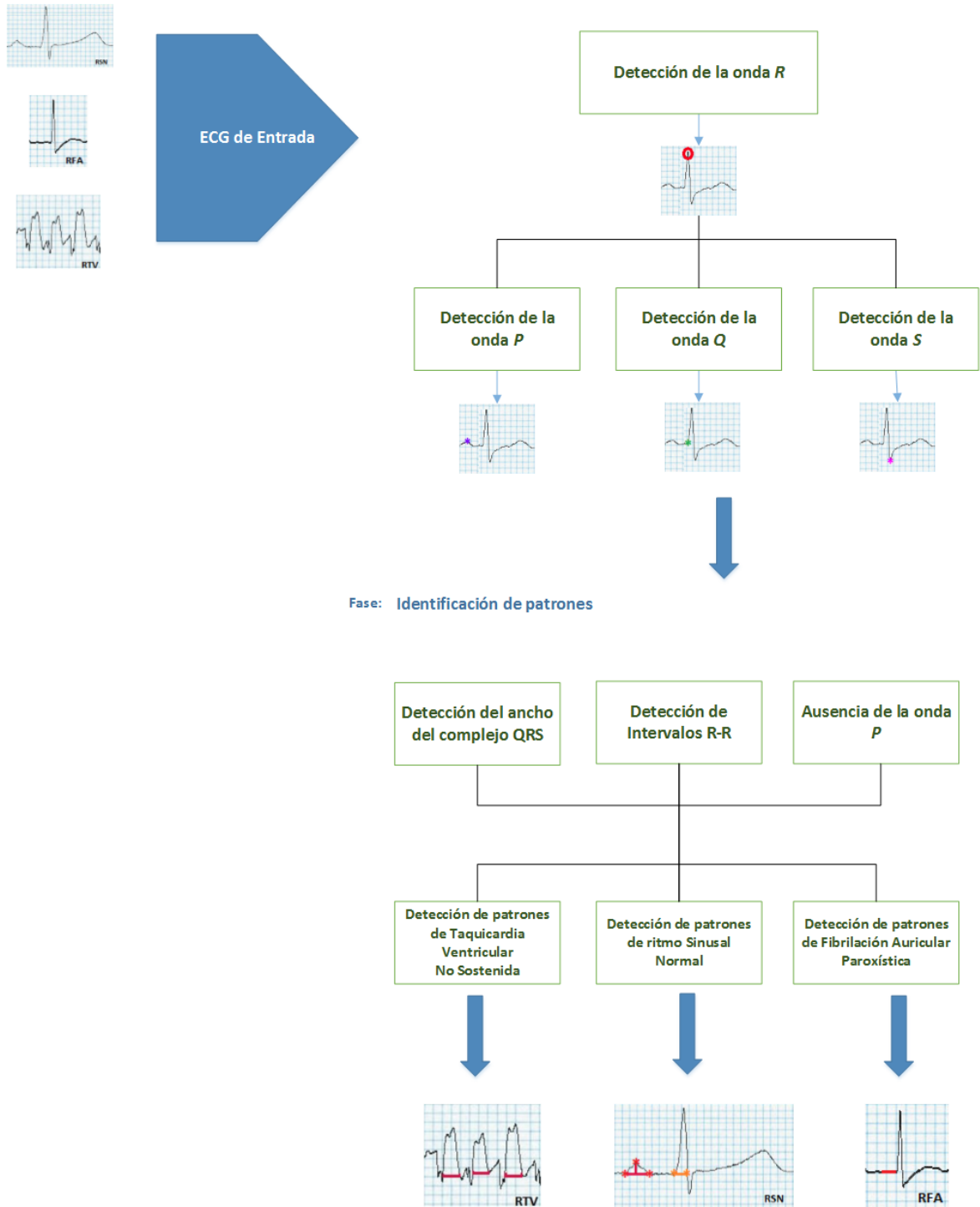


Figura 4.3: Estructura del proyecto

4.4.1. Detección de los Parámetros Característicos

Para llegar a detectar los parámetros característicos, se requiere acondicionar la señal en una primera instancia, con el fin de mejorar la relación señal-ruido, facilitando la observación de los mismos. Este acondicionamiento consiste en aplicar al ECG un proceso de **filtrado pasa-banda** para eliminar el ruido de altas frecuencias, como el ruido muscular y la interferencia de la onda T, y obtener solo la banda en frecuencia donde se esperan encontrar los complejos QRS. Una ventaja del filtro recursivo (pasa-banda) propuesto por Pan y Willis J. Tompkins[18], es que al manejar coeficientes enteros en su función de transferencia, se reduce la complejidad y el consumo computacional. El siguiente paso en el procesamiento, es un **filtro diferencial** o **derivador** que elimina las componentes de baja frecuencia de las ondas P y T para resaltar las pendientes pronunciadas que caracterizan a la onda R; posteriormente se aplica una transformación no lineal que consiste en elevar al **cuadrado** la señal resultante del filtro diferencial para que todas las muestras sean positivas, acentuando la diferencia entre las distintas pendientes detectadas. Por último se aplica una **ventana móvil integradora**, que promedia las amplitudes elevadas al cuadrado, para eliminar las oscilaciones de poca duración que no corresponden con un complejo QRS, y permite obtener un pulso uniforme en el conjunto de muestras de la señal, asociada a cada uno de los complejos PQRST.

Es importante mencionar que posterior a la etapa de filtrado, debe aplicarse sobre la señal una regresión lineal, para eliminar el offset (nivel de corrimiento o desplazamiento) generado en el proceso de filtrado. Finalmente, luego del acondicionamiento de la señal, se procede a la detección de la onda R. Primero, se realiza la búsqueda de un pico de amplitud máxima sobre la señal integrada, esto ocurre cuando se detecta un cambio de pendiente de positivo a negativo y se mantiene por un número prefijado de muestras, luego, a partir de el valor de umbrales de amplitud establecidos, se determina si el pico corresponde efectivamente a la onda R, o si debe ser considerado ruido. Los umbrales 3.12 y 3.13 son estimadores del nivel de los picos de la señales asociadas a los complejos QRS y del nivel de ruido de la misma, entendiéndose como ruido a cualquier pico de la señal que no sea un complejo QRS. Estos estimadores se actualizan cada vez que se encuentra un nuevo complejo (onda R) a través de un promedio ponderado entre el último valor medio y el valor tomado en la última detección. La amplitud del último pico detectado, sea de señal o de ruido, es usado para adaptar

el valor medio a los cambios, además el valor del umbral (TH_1), para decidir si se ha encontrado o no un pico a partir de los valores de la señal cuadrada, se obtiene del valor de las pendientes, asegurando con este valor, que el latido corresponde a la onda R y no a una onda T de pendiente pronunciada. Para realizar un mejor ajuste de los umbrales de amplitud, se agrego al algoritmo después de las primeras detecciones, el promedio de los últimos 8 picos R encontrados.

La detección de las ondas Q y S se realiza a partir de la señal derivada. Para el caso de la onda Q, se busca, antes de la posición de la onda R, la ubicación donde se da un cambio de signo, es decir, el valor de amplitud en la señal derivada menor a cero, luego se ubica con mayor precisión la amplitud mínima entorno (ventana de x ms) a la posición donde ocurre el cambio de signo, siendo este último valor, la posición y amplitud de la onda Q. Para detectar la onda S, se lleva a cabo el mismo procedimiento, pero la búsqueda del cambio de signo se realiza a partir de la onda R hasta x ms después de esta, usando el mismo criterio.

La búsqueda de la onda P, se realiza en el segmento P-Q. Primero, se localiza la posición de la amplitud máxima sobre la señal filtrada en dicho segmento, para validar que corresponde al de la onda P, se realiza una búsqueda de cambio de signo unos milisegundos antes y después de la posición de este máximo sobre la señal derivada (como la búsqueda de las ondas Q y S), pero el cambio de signo, sera evaluado con la diferencia de las muestras (i) e (i-1), para encontrar el origen de la onda, y la diferencia entre las muestras (i) e (i+1), para hallar el fin de esta, después de validar que el ancho de la onda P es menor o igual a 100 ms, se calcula el máximo de la pendiente a partir de la señal cuadrada, y en caso de que esta pendiente sea menor a un porcentaje de la pendiente de la onda R, se ha encontrado una onda P.

En nuestra implementación el cálculo de los parámetros característicos, esta contenido en cuatro de los métodos de la clase *calculos*, estos son: *calculoSenhal()*, *DeteccionQRS()*, *anchoQRS()* y *ausenciaP()*, como se presenta en la imagen 4.4.

4.4.2. Identificación de Patrones

El siguiente paso de nuestro algoritmo, es la identificación de patrones, iniciando con la detección del **ancho del complejo QRS**. Luego de obtener las posiciones de

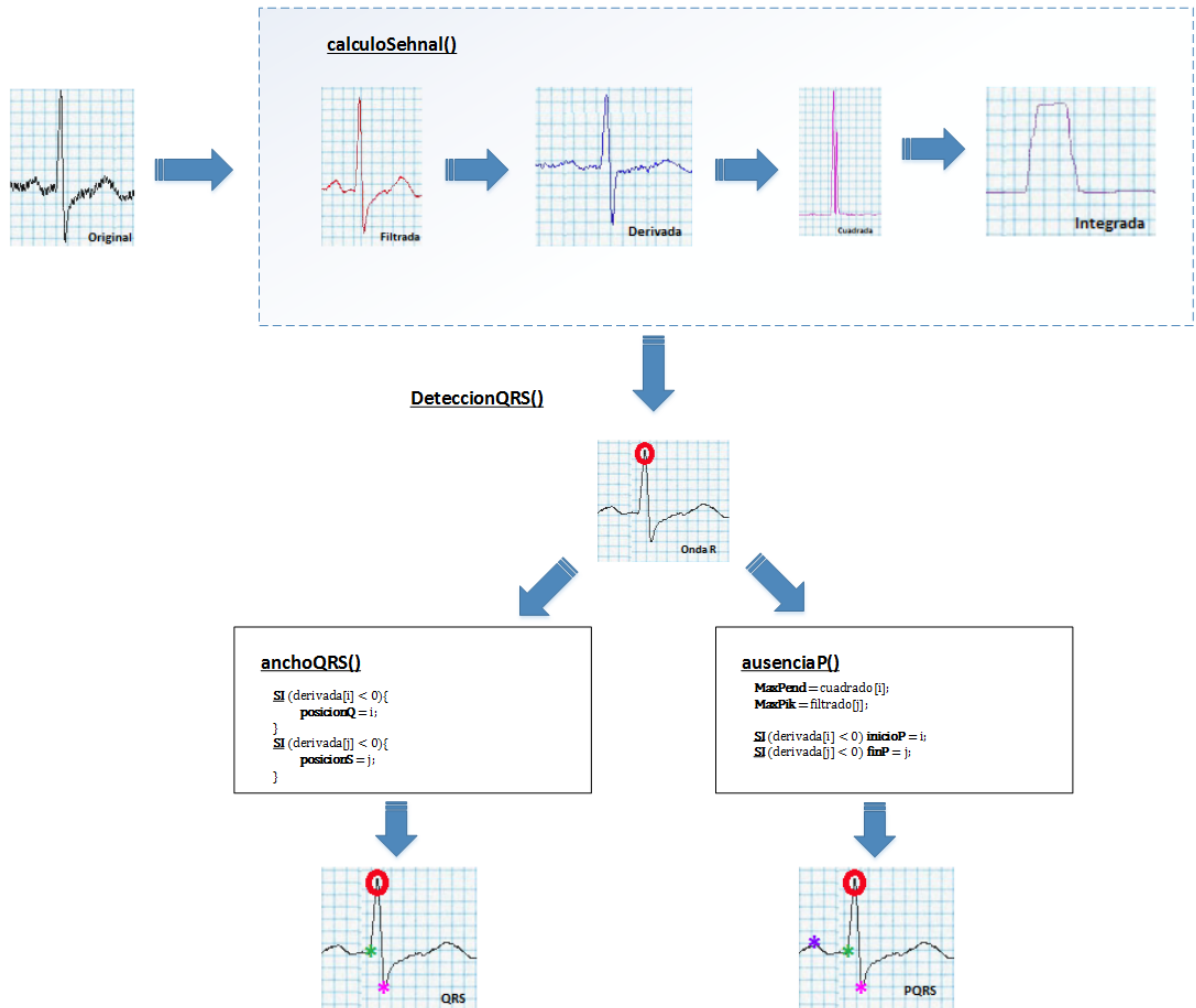


Figura 4.4: Fase de Detección de los parámetros característicos.

Q y S, en la fase anterior, se calcula la diferencia entre la posición de la onda S menos la posición de la onda Q, para cada complejo, y esta diferencia se multiplica por el tiempo entre cada muestra, si el resultado es menor a 120 ms este se considera un complejo QRS normal, en caso de tener un ancho mayor a 120ms, nos encontramos con un complejo anómalo, ya que la deformación del complejo QRS, indica una falla de la actividad ventricular.

Para llevar a cabo la detección de la **irregularidad de los intervalos RR**, se deben introducir algunas definiciones. Un intervalo RR, es el tiempo que transcurre desde la aparición de un latido u onda R al siguiente, y un intervalo se considera irregular, cuando el tiempo entre dos intervalos RR adyacentes, es mayor a 50 ms. En nuestra implementación, luego de detectadas las ondas R, se calculan los intervalos RR restando la posición entre un latido y el anterior, el resultado se multiplica por el

tiempo entre muestras, para conocer su duración. Luego de calculado cada intervalo, se realiza la diferencia entre dos RR consecutivos, si esta diferencia es menor a 50 ms se registra dicho intervalo como regular, en caso contrario, se indica que es regular.

Finalmente, si el registro contiene más de tres latidos consecutivos con un ancho en cada complejo QRS mayor a 120 ms, poca regularidad y una aumento de frecuencia, estamos ante el patrón de la TVNS (**Criterio para detectar un patron de TVNS**). Si el registro contiene más de 3 latidos consecutivos con ausencia de la onda P e irregularidad en sus intervalos, estamos ante un patrón de FAP (**Criterio para la detección de un patron de FAP**). Por último, el criterio para la identificación de un registro de paciente sano, toma en cuenta la presencia de intervalos RR, regulares, el ancho de cada uno de sus complejos QRS es menor a 120 ms y presencia regular de la onda P.

En nuestra implementación, la identificación de patrones, esta contenido en los siguientes métodos de la clase **calculos**, estos son: **Detector()**, **anchoQRS()**, **ausenciaP()** y **DeteccionIrregularidad()**. Las instrucciones encargadas de la identificación, se presenta en el esquema de la figura 4.5.

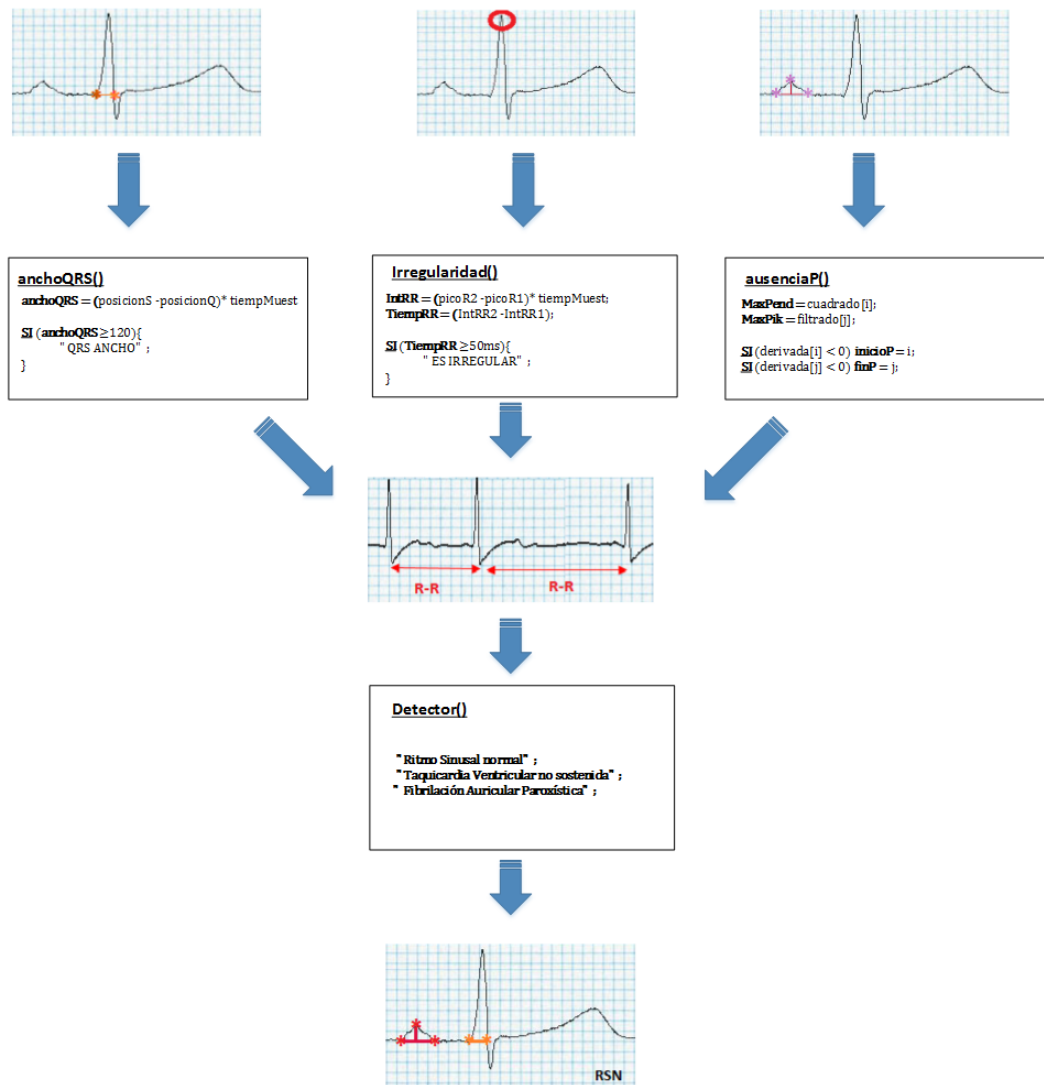


Figura 4.5: Fase de Identificación de patrones

Los esquemas de funcionamiento del sistema detector, en la búsqueda permanente de patrones de FAP y TVNS, se muestran en las figuras 4.6 y 4.7, respectivamente.

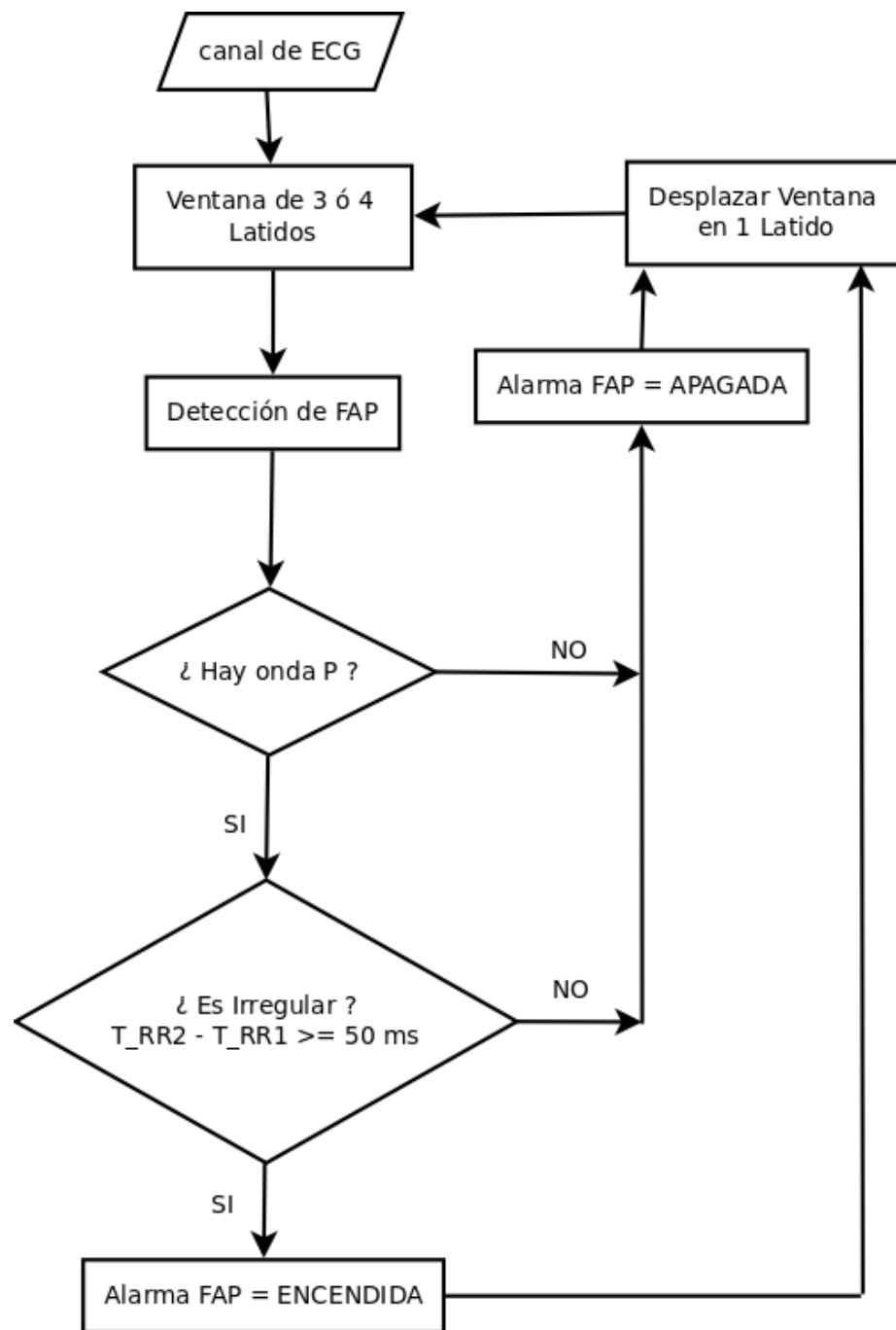


Figura 4.6: Diagrama de flujo del algoritmo detector de FAP.

Como se observa en el diagrama de flujo 4.6 se describe la secuencia de consultas que lleva a cabo el algoritmo para detectar un patrón de FAP. Como entrada se requiere el registro ECG que será analizado. Seguidamente se crea una ventana con dimensión de 3 ó 4 latidos para iniciar la búsqueda de patrones de FAP. La búsqueda

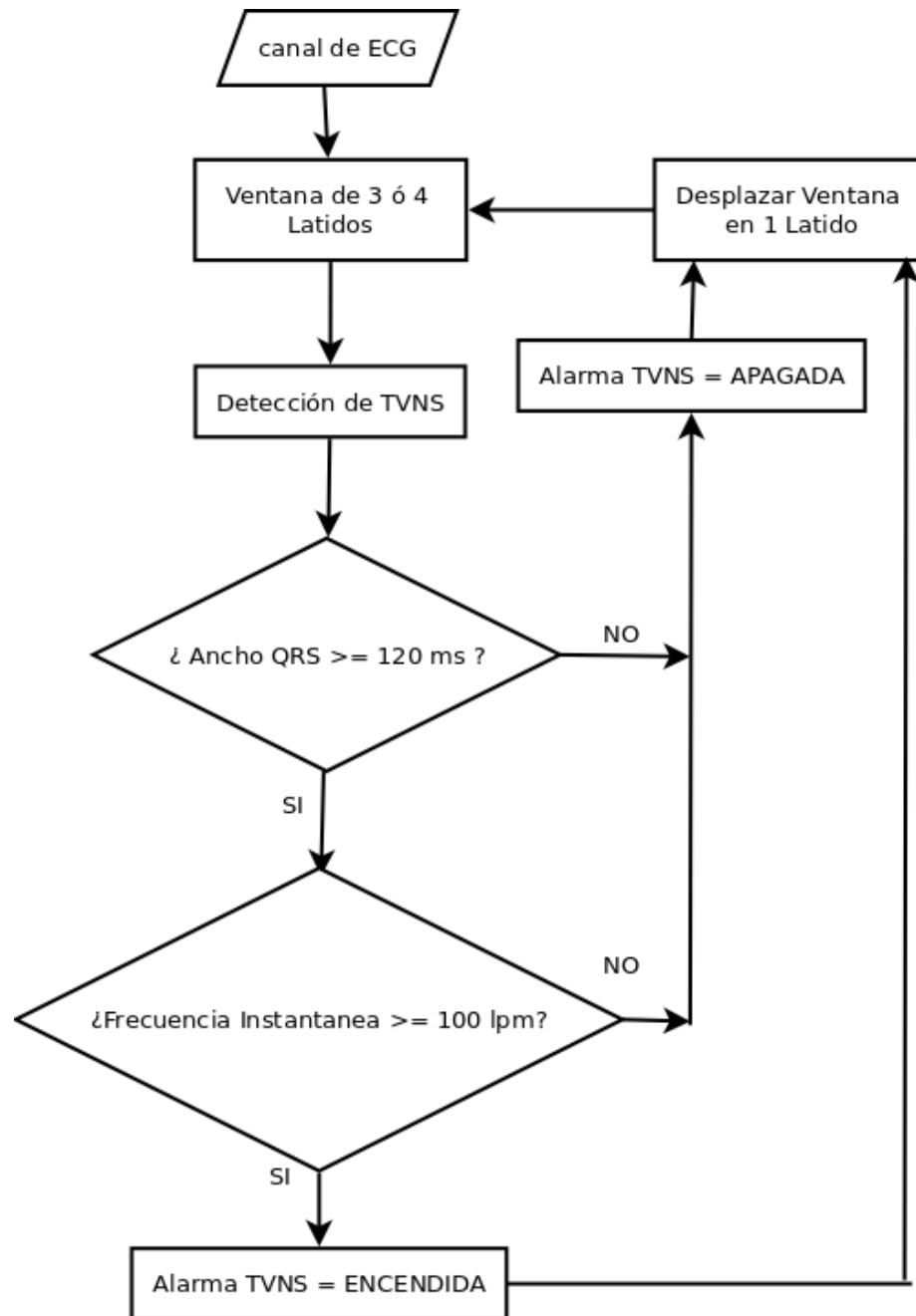


Figura 4.7: Diagrama de flujo del algoritmo detector de TVNS.

es la siguiente: Si en 3 ó 4 complejos consecutivos esta ausente la onda P se procede a validar el siguiente parámetro, en caso de que la onda P este presente se puede concluir que no hay un evento de FAP, retorno al inicio del algoritmo de decisión y desplazo la ventana en un latido para iniciar otra consulta. Si la onda P se encuentra ausente en todos los latidos existentes en la ventana, se procede a verificar que los mismos 3 ó 4 complejos consecutivos sean irregulares, es decir que sus intervalos RR sean mayor a 50 ms. Si la onda P esta ausente y existe irregularidad se activa la

alarma que indica la existencia de un patrón de FAP, en caso contrario, se desplaza la ventana al siguiente complejo para iniciar la búsqueda.

Una vez realizada la búsqueda de patrones de FAP se procede a examinar la existencia de eventos de TVNS (ver 4.7). El procedimiento para la detección de eventos de TVNS es similar al algoritmo antes expuesto, con la diferencia de que los parámetros a validar son la existencia de 3 ó 4 complejos QRS consecutivos de ancho mayor a 120 ms y una frecuencia instantánea asociada a los complejos involucrados mayor a 100 lpm.

Resultados y Discusión

Se presentan resultados de evaluar el funcionamiento del software detector de eventos arrítmicos tipo FAP y TVNS en registros electrocardiográficos de 1h de duración, alguno de ellos finalizan con eventos de FAP o TVNS, así como también se pone a prueba su respuesta en registros control.

La confiabilidad de la herramienta se medirá a partir del cálculo de algunos indicadores estadísticos como sensibilidad, especificidad y exactitud. Para ésta prueba se han analizado 36 registros: 12 registros pertenecen a pacientes que presentan al menos un episodio de FAP, 12 que presentan al menos un episodio de TVNS y 12 registros control (sanos), los mismos han sido obtenidos de la base de datos de la Sección de Cardiología Experimental del Instituto de Medicina Tropical de la UCV y la Base de datos internacional *PhysioNET*, en particular la proveniente del Instituto Tecnológico de Massachusetts (en inglés, *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Databases*).

5.1. Evaluación de las Pruebas Diagnósticas

La evaluación de las pruebas diagnósticas se refiere a definir su efectividad y eficiencia. [24]

5.1.1. Efectividad

La efectividad de una prueba diagnóstica es su capacidad de modificar o mejorar la evolución del paciente a través de cambios en las decisiones diagnósticas y/o terapéuticas.

5.1.2. Eficiencia

La eficiencia en una prueba diagnóstica es la capacidad para lograr una medición adecuada de la enfermedad. La eficiencia está constituida por la reproducibilidad, la exactitud o validez, la adaptabilidad, la aceptabilidad y la eficiencia estadística. La eficiencia de una prueba diagnóstica tiene como finalidad estadística diferenciar un grupo de pacientes con determinada característica o enfermedad de otro grupo sin esa enfermedad, la prueba ideal sería aquella que fuese positiva en todos los enfermos o aquellos que tienen la característica, y negativa en todos los no enfermos o aquellos que no la tienen.

A continuación se presentan los indicadores estadísticos utilizados para evaluar la eficiencia del método patrón que define la presencia de la FAP, la TVNS y la ausencia de ambas cardiopatías en registros control, por medio de nuestro algoritmo el cual toma en cuenta los criterios ya definidos.

5.1.3. Verdaderos Positivos(VP):

Cuantifica enfermos con la prueba positiva.

5.1.4. Falsos Negativos(FN):

Cuantifica enfermos con la prueba negativa.

5.1.5. Verdaderos Negativos(VN):

Cuantifica no enfermos con la prueba negativa.

5.1.6. Falsos Positivos(FP):

Cuantifica no enfermos con la prueba positiva.

5.1.7. Sensibilidad o Tasa de Verdaderos Positivos:

Es la proporción de pacientes enfermos que tienen la prueba positiva, o la probabilidad de que la prueba sea positiva cuando la enfermedad está presente.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{VP}{(VP + FN)} = \frac{VP}{\text{Total de enfermos}} \quad (5.1)$$

5.1.8. Especificidad o Tasa de Verdaderos Negativos:

Es la proporción de pruebas negativas entre los pacientes que no tienen la enfermedad, o la probabilidad de que la prueba sea negativa cuando la enfermedad no está presente.

$$\text{Especificidad} = \frac{VN}{(VN + FP)} = \frac{VN}{\text{Total de No enfermos}} \quad (5.2)$$

5.1.9. Exactitud:

La exactitud de una prueba diagnóstica se define como la capacidad que tiene de medir aquello que desea medirse. El cálculo de la exactitud del detector indicará el porcentaje de qué tan exacto es el algoritmo en la detección del patrón de FAP y TVNS.

$$\text{Exactitud} = \frac{(VP + VN)}{(VP + VN + FP + FN)} * 100 \quad (5.3)$$

5.2. Análisis de Resultados

En esta sección se presentarán los resultados sobre el desempeño del algoritmo de detección de FAP y TVNS, a partir del uso de los indicadores definidos en la sección anterior: exactitud, especificidad y sensibilidad. Las pruebas sobre los registros que

presentan eventos de FAP y TVNS, además de los registros control se realizaron desplazando una ventana que contiene 3 ó 4 intervalos RR (equivalente a 4 ó 5 complejos QRS consecutivos) a lo largo del registro.

Cuando se dispone a observar la presencia o no de eventos de FAP el algoritmo de detección se basa en el criterio de observar si 3 ó 4 intervalos RR consecutivos pueden ser catalogados cada uno como irregulares (si el intervalo RR considerado difiere del RR que lo antecede en 50ms), además de estar acompañados de la ausencia de la onda P.

Para la observación de eventos de TVNS el algoritmo de detección toma como criterio la coincidencia de la irregularidad en la morfología de 3 o más complejos QRS (medido a través del ancho del QRS) y la frecuencia instantánea entre estos complejos la cual debe superar los 100 lpm.

5.2.1. Registros con Presencia de Patrones de TVNS

Un comportamiento que tiende a ser común en la mayoría de los registros que presentan TVNS es la presencia de lo que hemos catalogado como la irregularidad, lo cual pone de manifiesto la presencia de complejos adyacentes cuyos intervalos RR difieren en más de 50 ms, ver figura 5.1.b . Así como también es notable frecuencias instantáneas que superan los 100 lpm (ver 5.1.d), además de algunos complejos cuyo ancho QRS tienden a superar los 120 ms (ver 5.1.c). Estos tres comportamientos señalados nos dan una breve descripción de la dinámica presente en los registros de ECG de aproximadamente una hora de duración que contienen al menos un evento de arritmia tipo TVNS.

En específico, cuando nos centramos en el comportamiento mostrado por el ancho del complejo QRS y la frecuencia instantánea, ambos tienden a presentar los valores esperados que caracterizan la presencia de un evento de TVNS justo donde se encuentra el patrón de esta arritmia, es decir, un ancho QRS superior a 120 ms y una frecuencia instantánea que acompaña a estos complejos QRS superior a 100 lpm. De esta manera, cuando cruzamos los observables de ancho y frecuencia, vemos que ambos parámetros en conjunto poseen valores superiores al umbral necesario para identificar la huella o patrón de TVNS, en promedio con una sensibilidad de 100 %,

una especificidad de 99,99% y exactitud de 99,99% como se muestra en el cuadro 5.1. Estos resultados nos permiten asociar una alta efectividad al prototipo detector de TVNS desarrollado haciendo uso de solo dos parámetros para su detección, un ejemplo de esta efectividad en la detección es mostrado en la figura 5.1.e.

A pesar de la irregularidad que muestran la mayoría de los registros analizados, que de alguna manera dificulta la detección de los intervalos RR y en consecuencia la detección de los anchos y la frecuencia instantánea, la herramienta computacional detecta los patrones de TVNS con una alta eficiencia.

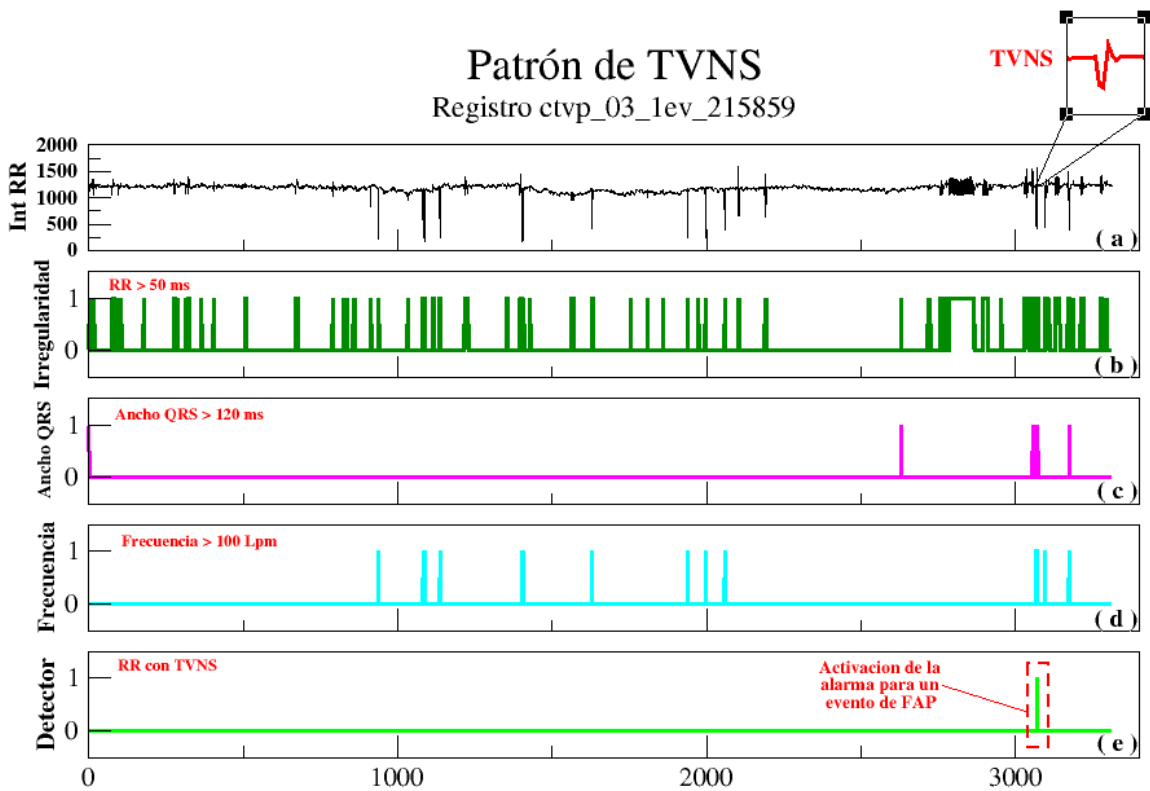


Figura 5.1: Gráfica del registro ctvp_03_1ev_215859 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Presencia de frecuencias instantáneas mayor a 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias instantáneas mayor a 100 lpm (0) que acompaña cada complejo. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de TVNS en el registro

Registro	VP	VN	FN	FP
ctvp_01_1ev_103433	1	5661	0	1
ctvp_02_6ev_230144	1	4328	0	0
ctvp_03_1ev_215859	1	3050	0	0
ctvp_04_1ev_135554	1	4681	0	0
ctvp_05_2ev_054355	1	4753	0	0
ctvp_06_1ev_053000	1	5395	0	0
ctvp_07_1ev_141211	1	4432	0	0
ctvp_09_3ev_141248	1	5047	0	1
ctvp_09_1ev_203803	1	6216	0	2
ctvp_12_1ev_014152	1	3730	0	0
ctvp_19_1ev_180823	1	5779	0	0
ctvp_25_3ev_234713	1	4998	0	2
Total	12	58070	0	6

Resultado de la TVNS	
Exactitud (%)	99,99
Sensibilidad (%)	100,00
Especificidad (%)	99,99

Cuadro 5.1: Tabla de resultados de la TVNS bajo el esquema de observación de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación

5.2.2. Registros con Presencia de Patrones de FAP

Como en el caso anterior procederemos a observar el comportamiento que presentan registros en los cuales se presenta al menos un evento de FAP, haciéndole seguimiento principalmente a los siguientes estimadores: la irregularidad y ausencia de onda P.

La mayoría de los registros a lo largo de la hora previa a los eventos de FAP tienden a presentar una alta irregularidad (intervalos RR entre complejos adyacentes que difieren en más de 50 ms) como se observa en la figura 5.2.b , además de interrupciones y activaciones sucesivas de la onda P en complejos no adyacentes (ver figura 5.2.c), acompañados además de frecuencias instantáneas entre 50 y 200 lpm (ver figura 5.2.d).

Un evento de FAP se identifica cuando coinciden simultáneamente la ausencia de la onda P en 3 complejos (PQRST) consecutivos, con la irregularidad asociada a los intervalos RR en estos, es decir, si encontramos asociado a cada complejo PQRST una diferencia entre los intervalos temporales RR que lo antecede y lo precede mayor a 50 ms, con la ausencia de la onda P (complejo QRST), como mínimo en 3 complejos

consecutivos, se alcanza la condición de la activación de un evento de FA, como se aprecia en la figura 5.2.e.

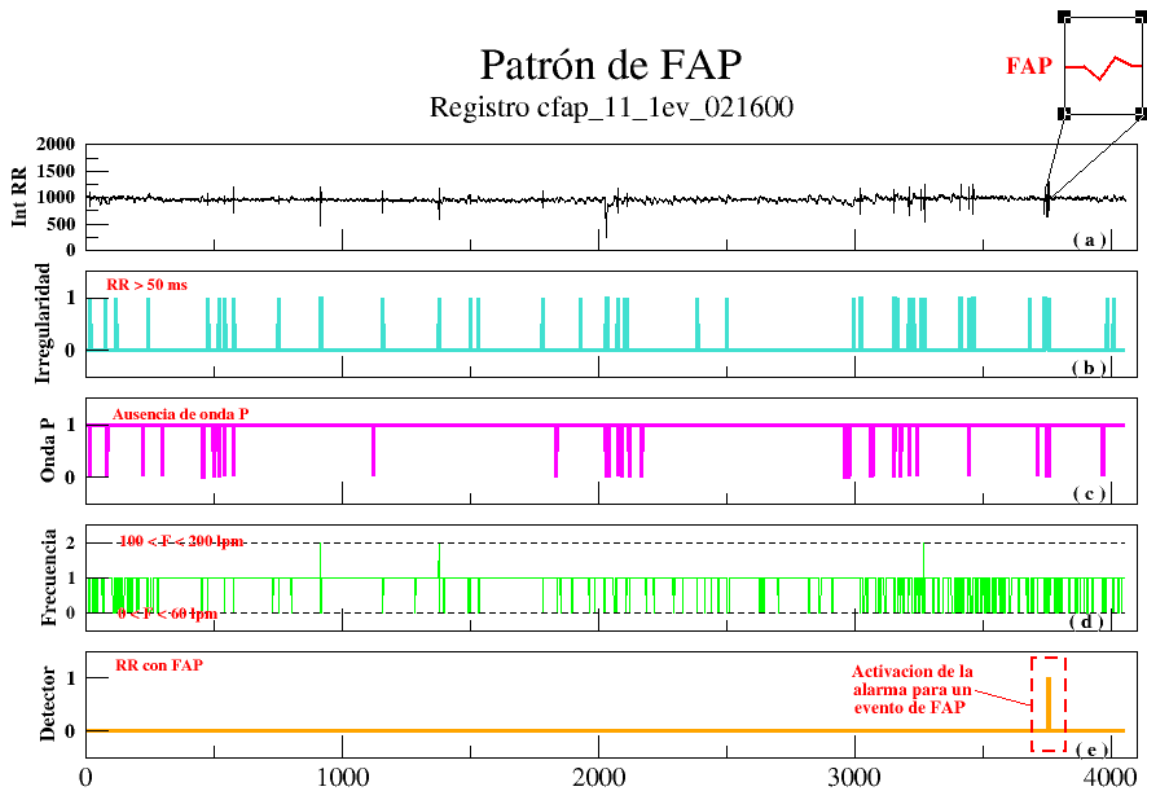


Figura 5.2: Gráfica del registro cfap_11_lev_021600 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantaneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2).en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro

Cuando empleamos el criterio de detección de un patrón de FAP a partir de la presencia de 3 intervalos RR consecutivos irregulares, acompañados de ausencia de onda P, la sensibilidad que se obtiene del detector es de 75 %, debido a la detección de falsos patrones de la enfermedad denominados falsos positivos en zonas del ECG donde no existe un evento (ver figura 5.3.e), arrojando una especificidad de 99,89 % y una exactitud de 99,89 %, como se muestra en el cuadro 5.2.

Como se puede observar la sensibilidad obtenida para los casos de la detección del patrón de FAP tiende a ser inferior al resultado encontrado por el sistema detector para los casos de TVNS. De esta manera, nuestro sistema detector de FAP presenta un nivel más elevado de equivocarse al diagnosticar estos patrones arrítmicos comparado

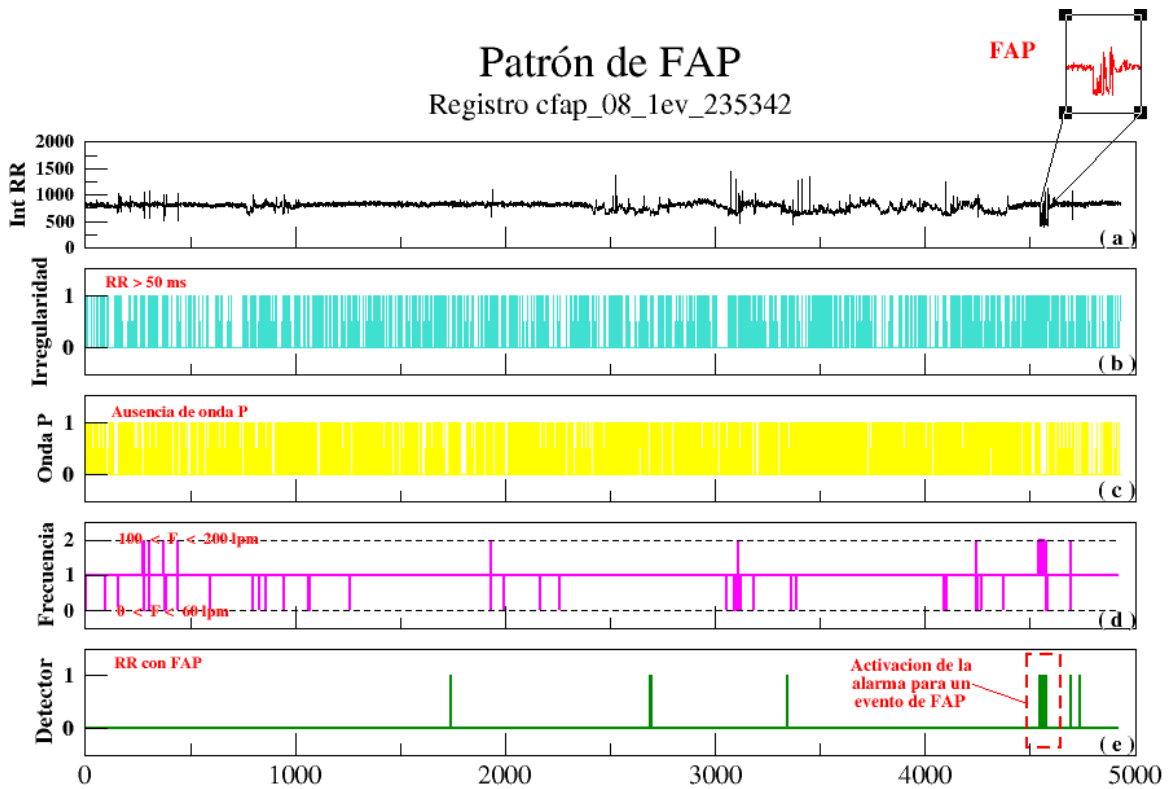


Figura 5.3: Gráfica del registro cfap_08_1ev_235342 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantáneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2) en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro

con el detector de TVNS. Sin embargo, es notorio que la especificidad mantiene un nivel muy cercano al 100 %, resultado relevante ya que en estudios de salud pública es mucho más grave decirle a un sano que está enfermo, que equivocarse en el diagnóstico en enfermos. Esto evitaría asignar un falso diagnóstico a pacientes que no presentan ninguna enfermedad, hecho no deseable y de consecuencias graves.

Ahora si elevamos el nivel de exigencia para la detección de FAP usando como criterio involucrar 4 intervalos RR consecutivos irregulares con las respectivas ausencias de la onda P, en lugar de 3, obtenemos como resultado una sensibilidad de 58,33 %, una especificidad de 99,99 %, y una exactitud de 99,98 %, se evidencia una mejora en la especificidad y un deterioro en la sensibilidad (ver cuadro 5.3). Un ejemplo de la mejora de la especificidad al robustecer el criterio se presenta en la figura 5.4.e, en la cual se observa que tienden a desaparecer falsos positivos como los observados

Registro	VP	VN	FN	FP
cfap_03_1ev_195404	1	3462	0	1
cfap_04_1ev_141026	1	4360	0	1
cfap_04_2ev_161829	1	4700	0	0
cfap_08_1ev_235342	1	4552	0	3
cfap_11_1ev_021600	1	3735	0	0
cfap_15_1ev_204006	1	5573	0	3
cfap_22_1ev_113304	1	5604	0	7
cfap_05_1ev_034755	0	5221	1	3
cfap_12_1ev_204610	0	4586	1	16
cfap_13_1ev_232822	0	4168	1	16
cfap_06_1ev_111903	1	4610	0	6
cfap_24_1ev_045002	1	4353	0	2
Total	9	54924	3	58

Resultado de la FAP	
Exactitud (%)	99,89
Sensibilidad (%)	75,00
Especificidad (%)	99,89

Cuadro 5.2: Tabla de resultados de la FAP bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación

en la figura 5.3.e, incrementando de esta manera la especificidad a expensas de un deterioro en la sensibilidad, ya que se tiende a excluir la presencia de patrones de FAP que involucran 3 intervalos RR irregulares consecutivos.

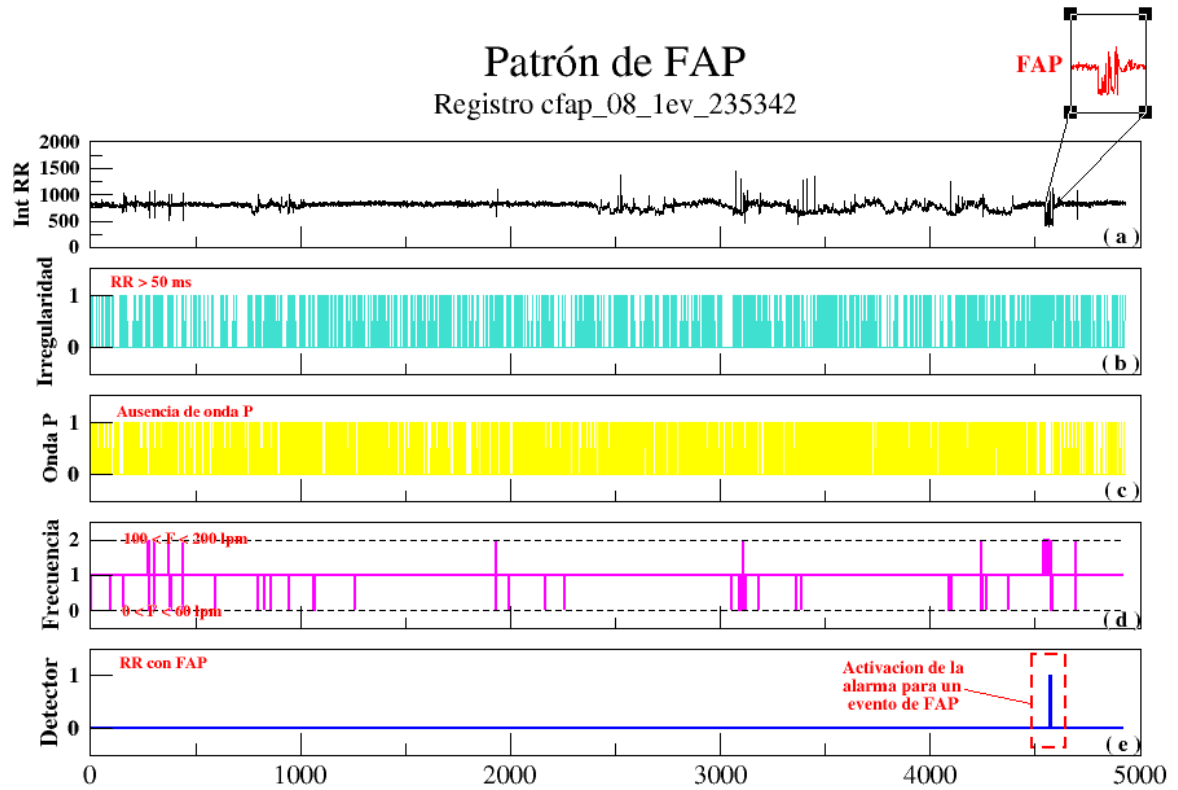


Figura 5.4: Gráfica del registro cfap_08_1ev_235342 bajo el esquema de 4 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (d) Presencia de frecuencias instantáneas menores a 50 lpm (0), frecuencias instantáneas entre 50 y 100 lpm (1) y frecuencias superiores a 100 lpm (2) en cada intervalo RR. (e) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de un patrón de FAP en el registro

Registro	VP	VN	FN	FP
cfap_03_1ev_195404	1	3462	0	1
cfap_04_1ev_141026	1	4360	0	0
cfap_04_2ev_161829	1	4700	0	0
cfap_08_1ev_235342	1	4552	0	0
cfap_11_1ev_021600	0	3735	1	0
cfap_15_1ev_204006	0	5573	1	0
cfap_22_1ev_113304	1	5604	0	0
cfap_05_1ev_034755	0	5221	1	1
cfap_12_1ev_204610	0	4586	1	1
cfap_13_1ev_232822	0	4168	1	3
cfap_06_1ev_111903	1	4610	0	1
cfap_24_1ev_045002	1	4353	0	1
Total	7	54924	5	8

Resultado de la FAP	
Exactitud (%)	99,98
Sensibilidad (%)	58,33
Especificidad (%)	99,99

Cuadro 5.3: Tabla de resultados de la FAP bajo el esquema de 4 intervalos RR consecutivos bajo observación

5.2.3. Registros Control

El estudio de los registros control, se lleva a cabo analizando sobre 3 intervalos RR consecutivos los mismos parámetros que han sido observados sobre los registros que presentan eventos de FAP y TVNS. Los indicadores son: irregularidad, frecuencia instantánea, ancho del QRS y presencia de onda P.

En la totalidad de los casos analizados por medio del prototipo se presenta alta irregularidad (intervalos RR entre complejos adyacentes que difieren en más de 50 ms) como se observa en la figura 5.5.b , algunos de estos registros presentan además complejos aislados cuyo ancho QRS tienden a superar los 120 ms (ver 5.5.c), así como también presencia de interrupciones y activaciones sucesivas de la onda P en complejos no adyacentes aislados (ver figura 5.5.d) y frecuencias instantáneas fuera del rango - que corresponden a un ritmo sinusal normal - de 60 a 100 lpm, como se observa en la figura 5.5.e. A pesar de las alteraciones observadas (ver figura 5.5), consecuencia en la mayoría de los casos de arritmia sinusal respiratoria, común en pacientes que no padecen afecciones cardíacas, el prototipo detector responde de forma efectiva, sin activación de reconocimiento de patrones tipo FAP y TVNS (ver figura 5.5.f), indicando que la dinámica presente en los registros de ECG de aproximadamente una hora de duración pertenecen a pacientes no enfermos, ya que se obtiene una especificidad de 100 %. Este resultado se encuentra además acompañado de una sensibilidad de 100 %, ya que hemos detectado un patrón de FAP (ver figura 5.6.f) por medio del sistema detector en un registro que proviene de la base de datos de pacientes sanos (control). Este hallazgo nos obligó a su certificación por medio de los médicos especialistas quienes confirmaron la veracidad del patrón arrítmico, este patrón no se encuentra identificado dentro de la base de datos de *PhysioNET* (ver figura 5.7). Tal hecho eleva el nivel de confianza sobre el sistema detector al ubicar un evento o patrón del cual inicialmente no se tenía información.

En resumen, el desempeño del algoritmo como método diagnóstico en los registros control arroja un resultado altamente eficiente, con una sensibilidad de 100 %, especificidad de 100 % y exactitud de 100 %, como se observa en el cuadro 5.4. Una vez analizados los diferentes casos bajo estudio, se observó un resultado eficiente de la herramienta prototipo propuesta como detector de los eventos tipo TVNS y FAP estudiados, tomando en cuenta un mínimo de parámetros que lo caracterizan para su detección.

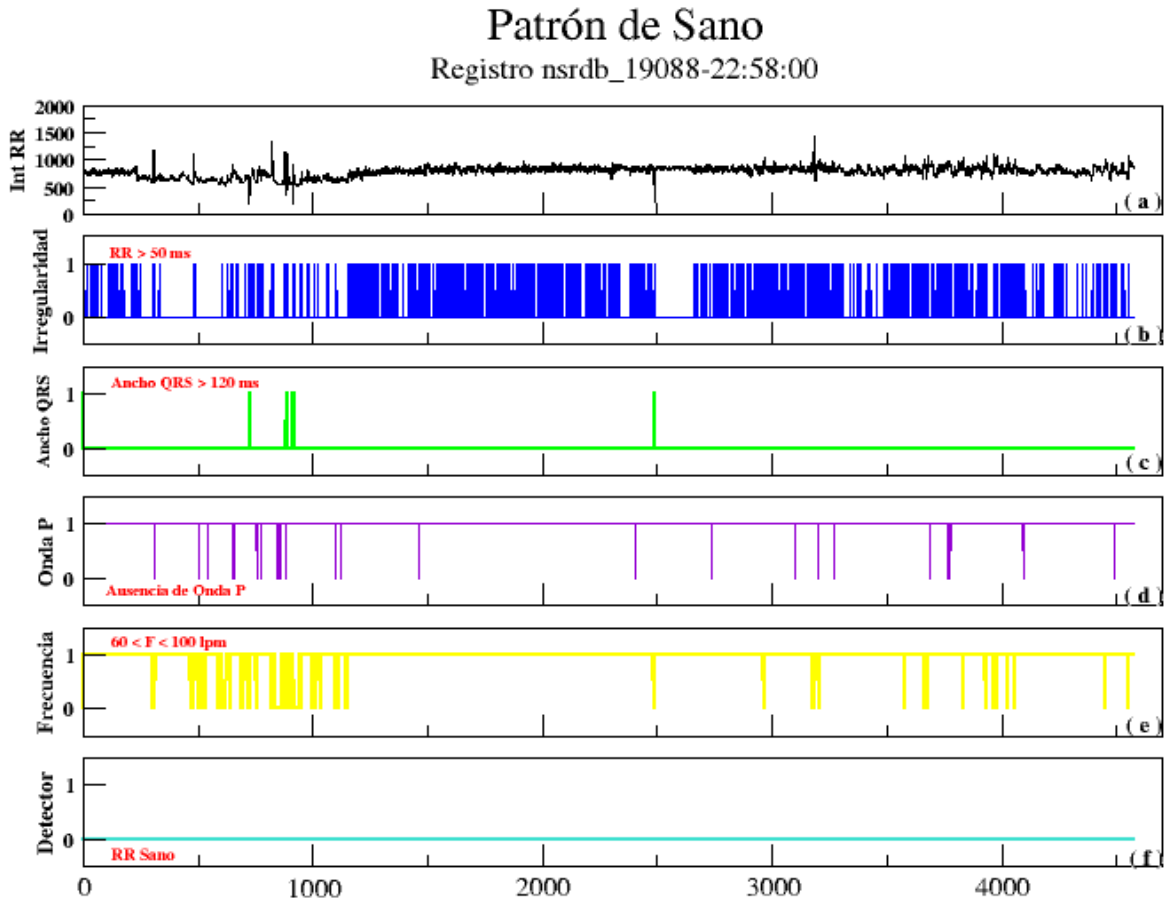


Figura 5.5: Gráfica del registro del sujeto de control nsrdb_19088_22:58:00 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (e) Presencia de frecuencias instantáneas entre 60 y 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias dentro de este rango (0) en cada intervalo RR. (f) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de algún patrón de las arritmias estudiadas (FAP o TVNS).

Sin embargo, es importante resaltar que se requiere de un esfuerzo que conlleve al diseño de un algoritmo computacional que tome en cuenta los diversos elementos que complican una correcta observación de la dinámica altamente cambiante que presenta el registro del ECG, y en consecuencia tienden a dificultar de manera indirecta la detección de los parámetros necesarios para la identificación de los patrones arrítmicos bajo estudio, entre estos elementos podemos citar: cambios de amplitudes, cambios de frecuencia, desplazamiento de la línea base, cambio en la morfología típica del ECG, ruido por interferencias externas, entre otros.

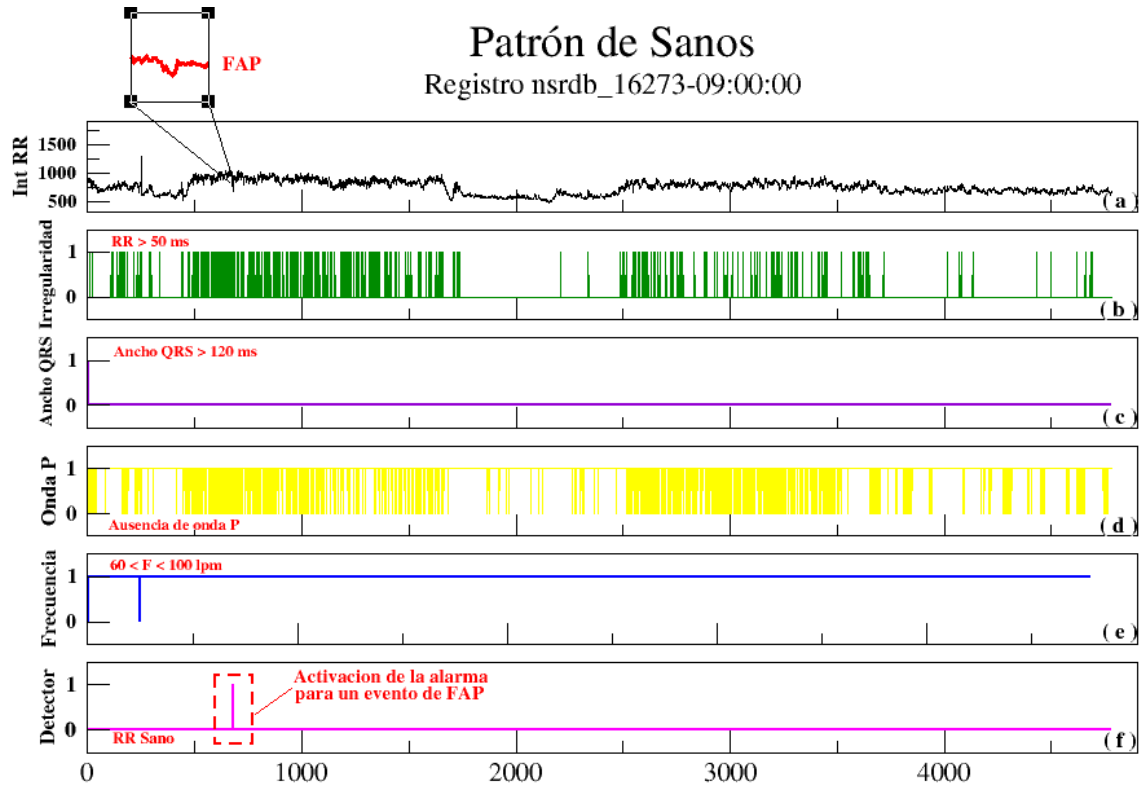


Figura 5.6: Gráficas del sujeto de control nsrdb_16273_09:00:00 bajo el esquema de 3 intervalos RR consecutivos bajo observación (Fuente: Elaboración propia). (a) Se muestra serie de intervalos RR. (b) Presencia de intervalos RR irregulares (1) e intervalos RR regulares (0). (c) Se muestra la presencia de complejos QRS con un ancho mayor a 120 ms (1) y ausencia de complejos QRS anchos (0). (d) Se muestra la presencia de onda P (1) y ausencia de onda P (0) que acompaña cada complejo. (e) Presencia de frecuencias instantáneas entre 60 y 100 lpm (1) y ausencia de frecuencias dentro de este rango (0) en cada intervalo RR. (f) Se muestra presencia (1) y ausencia (0) de algún patrón de las arritmias estudiadas (FAP o TVNS).

The screenshot shows the PhysioNet interface. At the top, there is a search bar with the text "PhysioBank Record Search" and a search button. Below the search bar, the selected input is "record nsrdb/16273, annotator atr, from [09:08:40.000] to [09:08:50.000] MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (nsrdb)". The command used to generate the output is: `rdann -r nsrdb/16273 -f 4120 -t 4130 -a atr -v >annotations.txt`. The output is a table of annotations:

Time	Sample #	Type	Sub	Chan	Num	Aux
[09:08:40.070]	527369	N	0	0	11	
[09:08:41.055]	527495	N	0	0	11	
[09:08:42.031]	527620	N	0	0	47	
[09:08:43.055]	527751	N	0	0	11	
[09:08:44.086]	527883	N	0	0	11	
[09:08:45.023]	528003	N	0	0	11	
[09:08:45.969]	528124	N	0	0	11	
[09:08:46.742]	528223	N	0	0	11	
[09:08:47.566]	528331	N	0	0	47	
[09:08:48.328]	528426	N	0	0	11	
[09:08:49.023]	528515	N	0	0	47	
[09:08:49.711]	528603	N	0	0	47	

At the bottom of the screenshot, there is a feedback section with the text "Send feedback about this page to PhysioNet" and logos for the National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB) and the National Institute of General Medical Sciences.

Figura 5.7: En esta imagen correspondiente a las anotaciones del registro nsrdb-16273 de la base de datos *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm*, se muestra señalado en un círculo rojo el instante de tiempo 09:08:46 donde se presenta el patrón de FAP hallado por el prototipo, pero en dichas anotaciones no se reporta tal anomalía.

Registro	VP	VN	FN	FP
nsrdb1626508:04:00	0	460796	0	0
nsrdb-16786-16:48:00	0	460796	0	0
nsrdb-18184-21:34:00	0	460796	0	0
nsrdb-19140-01:39:00	0	460796	0	0
nsrdb-16420-02:55:00	0	460796	0	0
nsrdb-16272-12:45:00	0	460796	0	0
nsrdb-19090-23:50:00	0	460796	0	0
nsrdb-19830-02:56:00	0	460796	0	0
nsrdb-18177-20:30:00	0	460781	0	0
nsrdb-19088-22:58:00	0	460730	0	0
nsrdb-16539-14:40:00	0	460745	0	0
nsrdb-16273-09:00:00	1	460796	0	0
Total	1	5529420	0	0

Resultado R. Control	
Exactitud(%)	100,00
Sensibilidad(%)	100,00
Especificidad(%)	100,00

Cuadro 5.4: Resultado de pacientes control bajo el esquema de 3 intervalos RR bajo observación

Conclusiones y Trabajos Futuros

En el trabajo presentado se desarrollo un prototipo que permite la detección de dos arritmias (TV, FA) que muchas veces sirven de elementos coadyuvantes o predecesores de eventos letales como infartos o ACV en el hombre. Siendo las enfermedades cardiovasculares una de las principales causas de muerte en Venezuela [27], este prototipo pretende apoyar, a partir de un diagnóstico temprano, la disminución de la tasa de mortalidad.

Entre los objetivos logrados se puede mencionar, que por medio del lenguaje de programación C/C++, con las librerías de *Qt* se pudo llegar al diseño e implementación de un software capaz de reconocer patrones de eventos de FAP y TVNS presentes en registros de series temporales de ECG, a través de la implementación de filtros lineales y no lineales que permitieron reducir interferencias y resaltar los cambios característicos de la señal original para luego, a partir de otros métodos computacionales, extraer las características o parámetros que definen cada arritmia, como la onda P y complejo QRS para su posterior análisis.

Es importante mencionar que es posible obtener los parámetros característicos necesarios para el reconocimiento de patrones de las arritmias, a partir de las etapas de procesamiento de la señal y el resultado final del algoritmo de Jiapu Pan y Willis J. Tompkins [18] reduciendo el costo computacional que generan otros métodos como el de las transformadas de wavelet ya que requieren una manipulación efectiva de ecuaciones matemáticas.

Cabe destacar que a partir de dos parámetros únicos de entrada se llevó a cabo el reconocimiento de la Fibrilación auricular y Taquicardia ventricular, sin ser necesario el uso de más parámetros o una red de neuronas artificiales, e inclusive algoritmos más

complejos de decisión, permitiendo una detección rápida debido al número reducido de cálculos.

En la fase de evaluación del sistema de reconocimiento de patrones implementado, se realizaron pruebas sobre un grupo de 36 registros pertenecientes a la base de datos del PhysioNet y del Departamento de Cardiología de la UCV. Los resultados obtenidos en la fase de evaluación de la herramienta son una sensibilidad de 100 %, una especificidad del 99,99 % y exactitud de 99,99 % en la detección de eventos de TVNS y para el patrón de FAP una sensibilidad del 75 %, especificidad de 99,89 % y exactitud de 99,89 %, usando ventanas de detección que involucran 3 intervalos temporales RR (4 complejos consecutivos).

Finalmente, cabe resaltar que con el desarrollo de este trabajo se demuestra que es posible obtener resultados eficientes de la herramienta prototipo propuesta como detector de los eventos tipo TVNS y FAP estudiados, tomando en cuenta un mínimo de parámetros que lo caracterizan.

6.1. Trabajos Futuros

Como trabajo futuro se propone ampliar las detecciones a un mayor número de arritmias y la inclusión de una interfaz gráfica para visualizar los resultados obtenidos durante el desarrollo.

Se sugiere agregar al detector el cálculo de los indicadores estadísticos de sensibilidad, especificidad, eficiencia y la opción de aumentar el número de muestras a 4 intervalos RR en el análisis de las arritmias FAP y TVNS. El especialista podrá ajustar la herramienta a su preferencia dado el resultado de los indicadores estadísticos.

Se propone incluir una aplicación web que muestre las estadísticas de los registros ECG de cada paciente e integre los resultados del prototipo detector, además de una aplicación móvil que permita la consulta de estos datos por el especialista.

Se propone la aplicación de técnicas de minería de datos para generar estadísticas más detalladas de la población enferma. Es necesario un número mayor de registros de ECG para tal fin.

Acrónimos

FAP Fibrilación auricular Paroxística.

TVNS Taquicardia ventricular no sostenida.

EKG Electrocardiograma.

PQRST Complejo PQRST.

QRS Complejo QRS.

AD Aurícula derecha.

AI Aurícula izquierda.

Hz Unidad de frecuencia, hercio.

RR Intervalo RR.

FN Falsos negativos.

VN Verdaderos negativos.

FP Falsos positivos.

VP Verdaderos positivos.

SPK Pico de la señal.

NPK Pico de ruido.

TH Umbral.

XP Programación extrema.

VD Ventrículo derecho.

VD Ventrículo izquierdo.

ACV Accidente cerebro vascular.

Código Fuente

```
#include "calculo.h"
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <QFile>
#include <QDebug>
#include <QString>
#include <QTextStream>
#include <iostream>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <QVector>
#include <fstream>

Calculo::Calculo(QObject * parent):
QObject(parent)
{
}

void Calculo::open(double x, QString insertaArchivo)
{

QFile b;

fs = x;
samplesRate = floor(x);

b.setFileName(insertaArchivo);

if (!b.open(QIODevice::ReadOnly | QIODevice::Text)) {
qFatal("No puedo abrir el fichero");
}

double dat1;
//int i=0;

QTextStream in2(&b);
QString linea2;

while (!in2.atEnd()) {
```

```
linea2 = in2.readLine();
dat1 = linea2.toDouble();

canal1v.append(dat1);
}

b.close();

N = canal1v.size();

bandera = true;
}
void Calculo::archivoSalida(QString imprimeArchivoFilt,
    QString imprimeArchivoDect)
{
    QFile write_fich(imprimeArchivoFilt);
    if (!write_fich.open(QFile::WriteOnly | QFile::Text)) {
        qDebug() << "No se ha podido abrir el fichero de escritura";
        return;
    } else {
        QTextStream out(&write_fich);
        for (long i = 0; i < N; ++i) {
            out << filtrado[i];
            out << "\n";
        }
    }

    write_fich.close();

    QFile write_fich8(imprimeArchivoDect);
    if (!write_fich8.open(QFile::WriteOnly | QFile::Text)) {
        qDebug() << "No se ha podido abrir el fichero de escritura";
        return;
    } else {
        QTextStream out8(&write_fich8);
        out8 << "\n";
    }

    write_fich8.close();
}

void Calculo::calculoSenthal()
{
```

```
double *f;
double *lineal;

f = new double[N];
lineal = new double[N];
filtrado = new double[N];
derivada = new double[N];
integrada = new double[N];
cuadrado = new double[N];

for (int j = 0; j < 12; ++j) {

f[j] = canal1v.at(j);
}

for (int i = 12; i < N; ++i) {

f[i] =
    2 * f[i - 1] - f[i - 2] + canal1v.at(i) - 2 * canal1v.at(i -
    6)
    + canal1v.at(i - 12);

}

for (int j = 0; j < 32; ++j) {

filtrado[j] = f[j];
}

for (int i = 32; i < N; ++i) {

filtrado[i] =
    32 * f[i - 16] - (filtrado[i - 1] + f[i] - f[i - 32]);
}

long int s = 1, k = 1, x = samplesRate;
double M, B, aux_rl;

while (s < N) {

if (x > N)
x = N;

if (s == 1)
RegresionLineal(filtrado, &M, &B, s,
(x + 0.5 * samplesRate));
else if ((x + 0.5 * samplesRate) >= N)
RegresionLineal(filtrado, &M, &B,
(s - 0.5 * samplesRate), x);
else
RegresionLineal(filtrado, &M, &B,
(s - 0.5 * samplesRate),
(x + 0.5 * samplesRate));

for (int i = s; i < x; ++i) {

aux_rl = B + (M * i);
lineal[i] = filtrado[i] - aux_rl;


```

```
}

s = k * samplesRate;
x = s + samplesRate;
k++;
}

for (long int i = 0; i < N; ++i)
filtrado[i] = lineal[i];

for (int j = 0; j < N; ++j) {

if (j < 4) {

derivada[j] = 0;

} else {

derivada[j] =
    (2 * filtrado[j] + filtrado[j - 1] -
     filtrado[j - 3] - filtrado[j - 4]) / 8;
}
}

for (int j = 0; j < N; ++j) {

cuadrado[j] = derivada[j] * derivada[j];

}

int tamVentana;
double aux = 0.0;

tamVentana = (150 * samplesRate) / 1000.0;

for (int i = 0; i < N; i++) {

if (i < tamVentana) {

integrada[i] = cuadrado[i];
} else {
for (int k = 1; k < tamVentana + 1; k++) {

aux += (cuadrado[i - (tamVentana - k)]);
}
integrada[i] = aux;
aux = 0.0;

}
}

canal1v.clear();

delete f;
delete lineal;

DeteccionQRS(fs);
deteccionIrregularidad();
```

```
    anchoQRS();
    Detector();

}

void Calculo::RegresionLineal(double *sn, double *m, double *b, long inic,
    long fin)
{
    double sumx, sum_sqx, sumy, sumxy;
    long n, i;

    sumx = 0;
    sum_sqx = 0;
    sumy = 0;
    sumxy = 0;
    n = fin - inic;

    for (i = inic; i < fin; i++) {

        sumx = sumx + i;
        sumy = sumy + sn[i];
        sumxy = sumxy + (i * sn[i]);
        sum_sqx = sum_sqx + (i * i);
    }

    *m = (n * sumxy - sumx * sumy) / (n * sum_sqx - sumx * sumx);
    *b = (sumy - (*m) * sumx) / n;

}

double Calculo::getMayor(double *arreglo, int dimen)
{
    mayor = arreglo[0];

    for (int i = 0; i < dimen; ++i) {

        if (mayor < arreglo[i])
            mayor = arreglo[i];
    }
    return mayor;
}

double Calculo::getMenor(double *arreglo2, int dimen2)
{
    menor = arreglo2[0];

    for (int i = 0; i < dimen2; ++i) {

        if (menor > arreglo2[i])
            menor = arreglo2[i];
    }
    return menor;
}
```

```
void Calculo::DeteccionQRS(double j)
{
    long int fs_floor, filtWin, slopeWin, k, first, last, maxPosFilt;
    double SPKI, NPKI, THRESHI, SPKF, NPKF, THRESHF, waitWin, maxNoDet,
           aux1, aux2;
    double maxSlope, lastSlope;
    long int i, z;

    QVector < double >SlopeR1;

    fs_floor = floor(j);

    double sumPoscDer = 0.0;
    long ventanaDerivada = 0;

    while (sumPoscDer < 400) {

        sumPoscDer += ((1 / fs) * 1000.0);
        ventanaDerivada++;
    }

    double maxI;

    maxI = getMayor(integrada, fs_floor);

    SPKI = maxI;
    NPKI = 0.01 * maxI;
    THRESHI = NPKI + 0.21 * (SPKI - NPKI);

    double maxF;

    maxF = getMayor(filtrado, fs_floor);

    SPKF = maxF;
    NPKF = 0.01 * maxF;
    THRESHF = NPKF + 0.21 * (SPKF - NPKF);

    waitWin = (200.0 / 1000.0) * fs;

    maxNoDet = 1.0 * fs;

    aux1 = (100.0 / 1000.0) * fs;
    filtWin = floor(aux1);

    aux2 = (50.0 / 1000.0) * fs;
    slopeWin = floor(aux2);
    lastSlope = 0;

    k = 0;

    int waitwin_floor = floor(-waitWin);
    beats.append(waitwin_floor);

    long x, y, num = 0;
    double promed1, RR_Average1, RR_LowLimit, RR_HighLimit;
    double auxpromed1, promed1amplitud, RR_AverageAmplitud1;
```



```
l = maxPosFilt;

long finDer, posNuevR;
double maxDeriv;

maxDeriv = derivada[maxPosFilt];
posNuevR = maxPosFilt;

finDer =
    maxPosFilt -
    ventanaDerivada;
if (finDer <
    (beats.last() + waitWin))
finDer =
    beats.last() +
    waitWin;

for (long x3 = maxPosFilt; x3 > finDer; --x3) {
if (maxDeriv <
    derivada[x3]) {
maxDeriv = derivada[x3];
posNuevR = x3;
}
} //fforx3

if (maxDeriv > derivada[maxPosFilt]) {
maxPosFilt = posNuevR;
maxAmplFilt =
    filtrado
    [maxPosFilt];
maxSlope = maxDeriv;
}

beats.append(maxPosFilt);

k = k + 1;
num = beats.size() - 1;
if (num >= 9) {
for (y = 0, auxpromed1 = 0.0, promed1amplitud = 0.0; y < 8; y++, num--) {

promed1 =
    (beats.at(num)) - (beats.at((num - 1)));
auxpromed1 += promed1;

promed1amplitud += filtrado[beats.at(num)];
}
auxpromed1 = 0.125 * auxpromed1;
RR_Average1 = (auxpromed1 / fs) * 1000;
RR_AverageAmplitud1 = 0.125 * promed1amplitud;

RR_LowLimit = 0.92 * auxpromed1;
RR_HighLimit = 1.16 * auxpromed1;
maxNoDet = RR_HighLimit;
if (maxNoDet > (2.0 * fs))
maxNoDet = 1.0 * fs;
}

SPKI = 0.125 * integrada[i] + 0.875 * SPKI;
SPKF = 0.125 * RR_AverageAmplitud1 + 0.875 * SPKF;
```

```

NPKI = 0.125 * integrada[i] + 0.875 * NPKI;
NPKF = 0.125 * filtrado[maxPosFilt] + 0.875 * NPKF;
THRESHI = NPKI + 0.21 * (SPKI - NPKI);
THRESHF = NPKF + 0.21 * (SPKF - NPKF);
lastSlope = maxSlope;
SlopeR1.append(lastSlope);

} else { // fin de la condicion > 360ms o <360ms y pendiente del pico candidato a
}

} else {

}
} /*fin de verificacion de existencia de pico */
else {

switch (opcion) {
case 0:
if ((i - beats.last()) > maxNoDet) {
THRESHI = 0.5 * THRESHI;
THRESHF = 0.5 * THRESHF;
i = beats.last() + waitWin;
opcion = 1;
}
break;
case 1:
if ((i - beats.last()) > maxNoDet) {
THRESHI = THRESHI / 0.5;
THRESHF = THRESHF / 0.5;
i = beats.last() + waitWin;
maxNoDet = 1.3 * RR_HighLimit;
opcion = 2;
}
break;
case 2:
if ((i - beats.last()) > maxNoDet) {
THRESHI = 0.25 * THRESHI;
THRESHF = 0.25 * THRESHF;
i = beats.last() + waitWin;
opcion = 3;
}
break;
case 3:
if ((i - beats.last()) > maxNoDet) {
THRESHI = THRESHI / 0.25;
THRESHF = THRESHF / 0.25;
i = beats.last() +
    2.0 * waitWin;

maxAmplFilt = derivada[i];
maxPosFilt = i;
for (long y = i; y < (i + maxNoDet); ++y) {

if (maxAmplFilt <
    derivada[y]) {
maxAmplFilt = derivada[y];
maxPosFilt = y;
}
}
}

```

```

}
maxAmplFilt = filtrado[maxPosFilt];
opcion = 4;
}
break;

} //fin de swicth

if (opcion == 4) {
beats.append(maxPosFilt);
k = k + 1;
maxNoDet = RR_HighLimit;
NPKI = 0.125 * integrada[maxPosFilt] + 0.875 * NPKI;
NPKF = 0.125 * filtrado[maxPosFilt] + 0.875 * NPKF;
THRESHI = NPKI + 0.21 * (SPKI - NPKI);
THRESHF = NPKF + 0.21 * (SPKF - NPKF);
SlopeR1.append(lastSlope);
opcion = 0;
}
}
}
}

tamanhoBeats = beats.size();

resultadoBeats = new int[tamanhoBeats];
int *data = beats.data();
for (int m = 0; m < tamanhoBeats; ++m) {
resultadoBeats[m] = data[m];
}

tamanhoSlope = SlopeR1.size();
SlopeR = new double[tamanhoSlope];
for (int ms = 0; ms < tamanhoSlope; ++ms) {
SlopeR[ms] = SlopeR1.at(ms);
}
}

void Calculo::deteccionIrregularidad()
{

double dt;

QVector < double >aux_Int_RR;
QVector < int >aux_Posic_latido_irreg;
QVector < long >aux_posic_Int_RR;

dt = 1 / fs;
tiempMuestr = dt * 1000;

double promd = 0.0, promd2 = 0.0, aux_muestra2 = 0.0, muestras2 = 0.0, compara2, c
tiemp, muestras = 0.0, aux_muestra = 0.0;
int ind;

for (int i = 2; i < tamanhoBeats - 1; i++) {

if (i < 9) {

aux_muestra = beats.at(i) - beats.at(i - 1)) * tiempMuestr;

```

```

muestras = aux_muestra + muestras;

if (i == 8) {
promd = (muestras) / 8;
tiemp = (beats.at(i + 1) - beats.at(i)) * tiempMuestr;
compara = promd - tiemp;

if (compara < 0) { //Diferencia positiva
compara = (-1) * compara;
}
} else {
for (int k = 2; k < 8 + 1; k++) {
ind = i - (8 - k);
aux_muestra2 =
    (beats.at(ind) -
    beats.at(ind - 1)) * tiempMuestr;
muestras2 = aux_muestra2 + muestras2;
}

promd2 = (muestras2) / 8;
tiemp2 = (beats.at(i + 1) - beats.at(i)) * tiempMuestr;

compara2 = promd2 - tiemp2;
if (compara2 < 0) {
compara2 = (-1) * compara2;
}
promd2 = 0.0;
aux_muestra2 = 0.0;
muestras2 = 0.0;
compara2 = 0.0;
tiemp2 = 0.0;
}
}
double TiempRR = 0.0, aux_Tiem_RR = 0.0, auxFrec;
for (int a = 2; a < tamanhoBeats; a++) {

aux_Tiem_RR = (beats.at(a) - beats.at(a - 1)) * tiempMuestr;
if (aux_Tiem_RR < 0) {
aux_Tiem_RR = (-1) * aux_Tiem_RR;
}
aux_Int_RR.append(aux_Tiem_RR);
aux_posic_Int_RR.append(beats.at(a));
}
tamanhoRR = aux_Int_RR.size();
Int_RR = new double[tamanhoRR];
posic_Int_RR = new long[tamanhoRR];
posic_Irregularidad = new int[tamanhoRR];
frecuenciaTV.reserve(tamanhoRR);
frecuenciaTV.fill(0, tamanhoRR);

double *data = aux_Int_RR.data();
for (int m = 0; m < tamanhoRR; ++m) {
Int_RR[m] = data[m];
}
for (long m2 = 0; m2 < tamanhoRR; ++m2) {
posic_Int_RR[m2] = aux_posic_Int_RR.at(m2);
posic_Irregularidad[m2] = 0;
}

```

```

for (int r = 1; r < tamanhoRR; r++) {
    TiempRR = (Int_RR[r] - Int_RR[r - 1]);
    if (TiempRR < 0) {
        TiempRR = (-1) * TiempRR;
    }

    if (TiempRR > 50) {
        posic_Irregularidad[r] = 1;
    }
    auxFrec = (60000 / Int_RR[r]);
    if ((auxFrec) > 100) {
        frecuenciaTV.replace(r, 1);
    }
}
int k = 1;
double numIrreg = 0;

while (k < tamanhoRR - 1) {
    if (posic_Irregularidad[k] == 1
        && posic_Irregularidad[k - 1] == 1
        && posic_Irregularidad[k + 1] ==
        1 /* && posic_Irregularidad[k+2] == 1 */ ) {

        aux_Posic_latido_irreg.append(k);
        numIrreg = numIrreg++;
        k++;
    } else {
        k++;
    }
}
tamnhoPosicIrrg = aux_Posic_latido_irreg.size();
Posic_todo_latido_irreg = new int[tamnhoPosicIrrg * 3];

int *data2 = aux_Posic_latido_irreg.data();
int z = 1, s = 0, m, e;

while (z < (tamnhoPosicIrrg * 3)) {
    m = z;
    if (s < tamnhoPosicIrrg) {
        e = aux_Posic_latido_irreg.at(s);
        Posic_todo_latido_irreg[m - 1] = resultadoBeats[e - 1];
        Posic_todo_latido_irreg[m] = resultadoBeats[e];
        Posic_todo_latido_irreg[m + 1] = resultadoBeats[e + 1];
        z = z + 3;
        s++;
    }
}
double tiempIrreg, a2;
for (int a = 0; a < tamnhoPosicIrrg; ++a) {
    a2 = Posic_todo_latido_irreg[a] / fs;
    tiempIrreg = a2 / 60;
}
if (numIrreg > 0) {
    promedio_Irregularidades = 1;
} else {
    promedio_Irregularidades = 0;
}
}

```

```

void calculos::anchoQRS()
{
long posic, x, posic2, xq, temp, tamVentana1 = 0, tamVentana15 =
    0, tamVentana40 = 0, min, finS, finQ, numTV;
double aux, auxQ, auxS, sumTiemp = 0;
long k = 0, t = 0, q = 0;

QVector < long >aux_Posic_TV;
ondaS = new double[tamanhoBeats - 1];
ondaQ = new double[tamanhoBeats - 1];
posicionS = new long[tamanhoBeats - 1];
posicionQ = new long[tamanhoBeats - 1];
anchQRS = new double[tamanhoBeats - 1];
QRS_ancho = new long[tamanhoBeats - 1];

double dt = 1 / fs;
for (int q = 0; q < tamanhoBeats - 1; ++q) {
posicionS[q] = 0;
posicionQ[q] = 0;
ondaQ[q] = 0;
ondaS[q] = 0;
}
sumTiemp = 0;
tamVentana1 = 0;
while (sumTiemp < 150) {
sumTiemp = tiempoMuestr + sumTiemp;
tamVentana1++;
}
sumTiemp = 0;
tamVentana15 = 0;
while (sumTiemp < 15) {
sumTiemp = tiempoMuestr + sumTiemp;
tamVentana15++;
}
sumTiemp = 0;
tamVentana40 = 0;
while (sumTiemp < 40) {
sumTiemp = tiempoMuestr + sumTiemp;
tamVentana40++;
}
for (long t = 0; t < tamanhoBeats - 1; ++t) {
posic = resultadoBeats[t];
finS = posic + tamVentana1;
for (long s = posic; s < finS; ++s) {
if (derivada[s] < 0) {
ondaS[t] = derivada[s];
posicionS[t] = s;
for (min = s; min < (s + tamVentana40); min++) {
if (derivada[min] < ondaS[t]) {
ondaS[t] = derivada[min];
posicionS[t] = min;
}
}
}
break;
}
}
for (long q = 0; q < tamanhoBeats - 1; q++) {

```

```

posic2 = resultadoBeats[q];
auxQ = posic2 - tamVentana1;
if (auxQ < 0) {
finQ = 0;
} else {
finQ = auxQ;
}
for (long l = posic2; l > (finQ); --l) {
if (derivada[l] < 0) {
ondaQ[q] = derivada[l];
posicionQ[q] = l;
for (min = l; min > (l - tamVentana15); min--) {
if (derivada[min] < ondaQ[q]) {
ondaQ[q] = derivada[min];
posicionQ[q] = min;
}
}
break;
}
}
}
for (long k = 0; k < tamanhoBeats - 1; ++k) {

QRS_anch[k] = 0;
anchQRS[k] = 0;
}
for (long j = 0; j < tamanhoBeats - 1; ++j) {
if ((posicionS[j] == 0) || (posicionQ[j] == 0)) {
if ((posicionS[j] == 0) && (posicionQ[j] == 0)) {
anchQRS[j] = 200;
} else if ((posicionS[j] != 0) && (posicionQ[j] == 0)) {
anchQRS[j] =
    2 * ((posicionS[j] - resultadoBeats[j]) * tiempMuestr);

} else if ((posicionS[j] == 0) && (posicionQ[j] != 0)) {
anchQRS[j] = 2 * ((resultadoBeats[j] - posicionQ[j]) * tiempMuestr);
}
} else {
temp = posicionS[j] - posicionQ[j];
anchQRS[j] = (tiempMuestr * temp);
}
}
for (long k2 = 0; k2 < tamanhoBeats - 1; ++k2) {
if (anchQRS[k2] > 120) {
QRS_anch[k2] = 1;
}
}
long an = 1;
while (an < tamanhoBeats - 1) {
if (QRS_anch[an] == 1 && QRS_anch[an - 1] == 1
    && QRS_anch[an + 1] == 1) {
aux_Posic_TV.append(an);
numTV = numTV++;
an = an + 2;
} else {
an++;
}
}
tamanhoPTV = aux_Posic_TV.size();

```

```

posicion_TV = new long[tamanhoPTV * 3];
long aux4, z1 = 1, s = 0, m;
long *data3 = aux_Posic_TV.data();
while (z1 < (tamanhoPTV * 3)) {
m = z1;
if (s < tamanhoPTV) {
aux4 = data3[s];
posicion_TV[m - 1] = resultadoBeats[aux4 - 1];
posicion_TV[m] = resultadoBeats[aux4];
posicion_TV[m + 1] = resultadoBeats[aux4 + 1];
z1 = z1 + 3;
s++;
}
}
/* Si se encuentran al menos, 1 complejos QRS, con una duración > 120 ms, se asigna
   porque es indicativo de la existencia de una TV no sostenida */

if (numTV > 0) {
promedio_SIhayTV = 1;
} else {
promedio_SIhayTV = 0;
}
}
}
double calculos::ausenciaP()
{

long pos, pos3, fin, pos_aux = 0, ventana =
    0, aux_p, *temporal, aux3, pikP, ventanaP = 0, posR, ventana2 =
    0, ventanaSalto1 = 0, ventanaSalto2 = 0;
double maxP, tPd, tBd, sumTiempM = 0.0, maxpikP = 0.0, sumTiemp2 =
    0.0, IntrRRp, sumTiemp3 = 0.0;

QVector < long >pos_aux_P;
QVector < long >posicion_hayP;
QVector < double >vector_promedioPendienteP;
QVector < long >R_quetiene_P;

hay_p = new long[tamanhoBeats - 1];
while (sumTiempM < 200) { //Ventana del segmento P-Q de 200ms
sumTiempM += tiempMuestr;
ventana2++;
}
sumTiemp3 = 0.0;
ventanaSalto1 = 0;
while (sumTiemp3 < 10) {
sumTiemp3 += tiempMuestr;
ventanaSalto1++;
}
sumTiemp3 = 0.0;
ventanaSalto2 = 0;
while (sumTiemp3 < 30) {
sumTiemp3 += tiempMuestr;
ventanaSalto2++;
}
while (sumTiemp2 < 95) {
sumTiemp2 += tiempMuestr;
ventanaP++;
}
double pendienteP = 0.0, promedioPendienteP;

```



```

long nroVeces = 0, fin2;
for (long p3 = 0; p3 < tamañoBeats - 1; ++p3) {
    posR = resultadoBeats[p3 + 1];
    if (p3 > 0) {
        sumTiemp3 = 0.0;
        ventanaSalto1 = 0;
        double ind3 = 0.5 * anchQRS[p3];
        while (sumTiemp3 < ind3) {
            sumTiemp3 += tiempMuestr;
            ventanaSalto1++;
        }
        ventanaSalto2 = ventanaSalto1;

        if (posicionQ[p3] == 0) {
            pos3 = resultadoBeats[p3] - ventanaSalto2;
        } else {
            pos3 = posicionQ[p3] - ventanaSalto1;
            pos3 = resultadoBeats[p3] - ventanaSalto2;
        }

        IntrRp = (resultadoBeats[p3] - resultadoBeats[p3 - 1]) * tiempMuestr;
        if (((IntrRp - 360) < 200) && ((IntrRp - 360) > 0)) {
            sumTiempM = 0.0;
            ventana = 0;
            while (sumTiempM < (IntrRp - 360)) {
                sumTiempM += tiempMuestr;
                ventana++;
            }
        } else {
            ventana = ventana2;
        }
        long aux_p = pos3 - ventana;
        fin = (aux_p < 0) ? 0 : aux_p;

        double maxpikP3 = filtrado[pos3];
        pikP = 0;

        for (long j2 = pos3; j2 > fin; --j2) {
            if (maxpikP3 < filtrado[j2]) {
                maxpikP3 = filtrado[j2];
                pikP = j2;
            }
        }
        long finAtras = (pikP - ventanaP);
        double derivadaPatras, derivadaPadelante, pendMax;
        long la, ld;

        if (pikP != 0) {
            la = 0;
            for (long atras = pikP; atras > finAtras;
                --atras) {

                if (((((derivada[atras] +
                    derivada[atras - 1] +
                    derivada[atras - 2])
                    - (derivada[atras - 2] + derivada[atras - 3] + derivada[atras - 4])) < 0)) {
                    derivadaPatras = derivada[atras];
                    la = atras;
                    break;

```

```

}
}
if (la == 0)
derivadaPatras = 0.0;
    long finAdelante = pikP + ventanaP;
ld = 0;
for (long adelante = pikP;
    adelante < finAdelante; ++adelante) {

if (((derivada[adelante] +
    derivada[adelante + 1] +
    derivada[adelante + 2])
    - (derivada[adelante + 2] + derivada[adelante + 3] + derivada[adelante + 4]))
derivadaPadelante = derivada[adelante];
ld = adelante;
break;
}
}
if (ld == 0)
derivadaPadelante = 0.0;

double tiempoP, maxpendAtras;
long posmaxpendAtras, posmaxpendAdelante,
    maxpendAdelante;

if ((la != 0) && (ld == 0)) {

tiempoP =
    2.0 * (pikP - la) * tiempMuestr;
if ((tiempoP > 30) && (tiempoP < 160)) {
maxpendAtras = cuadrado[pikP];
for (long j5 = pikP; j5 > la; --j5) {
if (maxpendAtras < cuadrado[j5]) {
maxpendAtras = cuadrado[j5];
posmaxpendAtras = j5;
}
}
maxpendAdelante = maxpendAtras;
pendMax = maxpendAdelante;
}
}
if ((la == 0) && (ld != 0)) {
tiempoP = 2.0 * (ld - pikP) * tiempMuestr;
if ((tiempoP > 30) && (tiempoP < 160)) {
maxpendAdelante = cuadrado[pikP];
for (long j6 = pikP; j6 < ld; ++j6) {
if (maxpendAdelante <
    cuadrado[j6]) {
maxpendAdelante = cuadrado[j6];
posmaxpendAdelante = j6;
}
}
}
maxpendAtras = maxpendAdelante;
pendMax = maxpendAtras;
}
}
if ((la != 0) && (ld != 0) && (la != ld))
{
tiempoP = (ld - la) * tiempMuestr;

```

```

if ((tiempoP > 30) && (tiempoP < 160)) {
maxpendAtras = cuadrado[pikP];
for (long j5 = pikP; j5 > la; --j5) {
if (maxpendAtras < cuadrado[j5]) {
maxpendAtras = cuadrado[j5];
posmaxpendAtras = j5;
}
}
maxpendAdelante = cuadrado[pikP];
for (long j6 = pikP; j6 < ld; ++j6) {
if (maxpendAdelante <
    cuadrado[j6]) {
maxpendAdelante = cuadrado[j6];
posmaxpendAdelante = j6;
}
}
pendMax = maxpendAdelante;
double auxpromedioPendienteP;
long nroVeces2, posP;
posP = vector_promedioPendienteP.size() - 1;
if (posP >= 9) {
nroVeces2 = 0;
auxpromedioPendienteP = 0.0;
for (long y2 = 0; y2 < 8; y2++, posP--) {
auxpromedioPendienteP += vector_promedioPendienteP.at(posP);
nroVeces2++;
}
promedioPendienteP = auxpromedioPendienteP / nroVeces2;
}
}
}
if (((tiempoP > 30) && (tiempoP < 160))
    && ((la != 0) || (ld != 0))) {

pos_aux_P.append(pikP);
posicion_hayP.append(p3);
vector_promedioPendienteP.append(pendMax);
R_quetiene_P.append(posR);
}
}
}
}
tamanhoP = pos_aux_P.size();
posicionP = new long[tamanhoP];
temporal = new long[tamanhoP];

long *dataP = pos_aux_P.data();

for (long m = 0; m < tamanhoP; ++m) {
posicionP[m] = dataP[m];
}
for (long x = 0; x < tamanhoBeats - 1; ++x) {
hay_p[x] = 0;
}
long *data_hay = posicion_hayP.data();
for (long st = 0; st < tamanhoP; ++st) {
temporal[st] = data_hay[st];
}
for (long u = 0; u < tamanhoP; ++u) {

```

```

aux3 = temporal[u];
hay_p[aux3] = 1;
}
for (long x = 0; x < tamanhoBeats - 1; ++x) {
if (hay_p[x] != 0) {
tPd++;
}
}
long indPP;
binarioP = new long[N];
for (long y1 = 0; y1 < N; ++y1) {
binarioP[y1] = 0;
}
for (long y2 = 0; y2 < tamanhoP; ++y2) {
indPP = posicionP[y2];
binarioP[indPP] = 1;
}
OndaP_IntRR = new int[tamanhoRR];
for (int x2 = 0; x2 < tamanhoRR; ++x2) {
OndaP_IntRR[x2] = 0;
}
long esta;
for (int yy = 0; yy < (R_quetiene_P.size()); ++yy) { //(8)
esta = R_quetiene_P.at(yy);
for (int m2 = 0; m2 < tamanhoRR; ++m2) {
if (esta == posic_Int_RR[m2]) { //(7)
OndaP_IntRR[m2] = 1;
}
}
}
/* Se deberia calcular un promedio, algo asi como el numero de ondas P entre numer
picos R y esa salida, si es 1, significa que no hay ausencia de onda P */
tBd = tamanhoBeats - 1;
promedio_SIhayP = tPd / tBd;
return promedio_SIhayP;
}
void calculos::Detector()
{
long tempTV, tempFA, tempSano;
bool hayTV = 0, hayFA = 0;
double frecTV, frecTV2;
detecciones = new long[tamanhoRR];
QVector < long >TVNS_temp;
QVector < long >FAP_temp;

for (long z1 = 0; z1 < tamanhoRR; ++z1) {
detecciones[z1] = 0;
}

//***** TV *****

if (hayTV == 0) {
for (long z2 = 1; z2 < tamanhoBeats - 1; ++z2) {
if ((QRS_anchos[z2] == 1) && (QRS_anchos[z2 - 1] == 1)
&& (QRS_anchos[z2 + 1] == 1)) {
TVNS_temp.append(z2);
hayTV = 1;
}
}
}

```

```

for (long z3 = 0; z3 < TVNS_temp.size(); ++z3) {
tempTV = TVNS_temp.at(z3);
frecTV = 60000 / ((resultadoBeats[tempTV] - resultadoBeats[tempTV - 1]) * tiempoMue
frecTV2 = 60000 / ((resultadoBeats[tempTV + 1] - resultadoBeats[tempTV]) * tiempoMue
if ((frecTV > 100) || (frecTV2 > 100)) {
detecciones[tempTV] = 1;
}
}
}
//***** FA *****

if ((hayFA == 0)) { //(b)
ausenciaP();
for (long z4 = 1; z4 < tamanhoRR; ++z4) {
detecciones[z4] = 1;
hayFA = 1;
}
}
}
for (long z4 = 1; z4 < tamanhoBeats - 1; ++z4) {
if ((hay_p[z4] == 1) && (hay_p[z4 + 1] == 1) && (hay_p[z4 - 1] == 1)) {
FAP_temp.append(z4);
tempFA;
OndaP_IntRR[i] == 1;
posic_Irregularidad[r] = 1;
if ((OndaP_IntRR[z2 - 1] == 1 && OndaP_IntRR[z2] == 1
&& OndaP_IntRR[z2 + 1] == 1) && posic_Int_RR[z2]) {
detecciones[z2] = 1;
}
}

//***** sanos *****

if ((hayTV == 0) && (hayFA == 0)) {
qDebug() << "ES SANO!!!\n";
}
}
}

```

Bibliografía

- [1] POCOCK, G. ; RICHARDS, D.C. : *Fisiología Humana: la base de la medicina* Editorial Masson, 2da. Edición, año 2005
- [2] KOOLMAN, J. ; RÖHM , K.H. : *Bioquímica: Textos y Atlas* Editorial Médica Panamericana, 3ra. Edición, Pag. 274, año 2004
- [3] PRIETO, J. ; GAL, B. : *Bases de la Fisiología* Editorial Tebar, 2da. Edición, Pag. 95.
- [4] CASTELLANO, C. ; PEREZ DE JUAN, M. ; ATTIE, F. : *Electrocardiografía Clínica* Editorial Elsevier, 2da. Edición, Pag. 9-14,16-203,año 2004
- [5] ALMEIDA, F. ; DEYANIRA : *Manual de Arritmias Cardíacas* CDHC-UCV, Pag. 145, año 2004
- [6] HUSZAR, R. : *Arritmias: Principios, Interpretación y Tratamiento* Editorial Elsevier, 3ra. Edición, Pag. 7-21, año 2002
- [7] GUTIÉRREZ, O. ; ARAYA, V. : *Manual de Arritmias Cardiacas: Guía diagnóstica Terapéutica* Editorial de la Universidad de Costa Rica, 1ra. Edición, Pag. 11-12,93, año 2002
- [8] DUQUE, M. ; VESGA, B. : *Electrocardiografía* Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, 1ra. Edición, Pag. 14–19, año 2008
- [9] LÓPEZ, G.L. : *Semiología Cardiovascular* 5ta. Edición, Pag. 18-19, año 1999
- [10] PALASTANGA, N. ; FIELD, D. : *Anatomía y Movimiento Humano, Estructura y Funcionamiento* Editorial Paidotribo, 3ra. Edición, año 2000

-
- [11] BRAUNWALD, E. : *Tratado de Cardiología* Editorial McGraw-Hill Interamerica, Vol. 1, 5ta. Edición, Pag. 599, año 1999
- [12] FUSTER, V. ; WAYNE, R. : *HURST: El corazón* Editorial McGraw-Hill Interamerica, Vol. 1, 10ma. Edición, Pag. 767
- [13] BUTLER, H. : *Como leer un electrocardiograma* Editorial Para los médicos, año 1981
- [14] MENDIS, S. ; PUSKA P. : *Global Atlas on Cardiovascular Diseases Prevention and Control* Published by the World Health Organization in collaboration with the World Heart Federation and the World Stroke Organization, Pag. 58, año 2011
- [15] ARGENTE, A.H. ; ÁLVAREZ, E.M. : *Semiología Médica: fisiopatología, semiotecnia y propedéutica. Enseñanza basada en el paciente* Editorial Médica Panamericana, año 2005
- [16] FERNÁNDEZ, V.A. ; LÓPEZ, J. : *Fisiología del ejercicio* Editorial Médica Panamericana, 3ra. Edición, Pag. 442-443, año 2006
- [17] ARMADA, F. ; CURCIO, P. : *Anuario de Mortalidad de Venezuela 2011* Ministerio del poder popular para la salud, Pag. 10, año 2014
- [18] PAN, J. ; TOMPKINS, W.J. : *A Real-Time QRS Detection Algorithm* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No. 3, March 1985
- [19] ISASI, P. ; GALVAN, I. : *Redes de Neuronas Artificiales: Un Enfoque Práctico* Editorial Pearson Educación, año 2004
- [20] SERRANO, A.J. ; SORIA, E. ; MARTIN, J.D. : *Redes Neuronales Artificiales* OCW de la Universitat de Valencia, 3er. Ciclo , año 2009
- [21] SOTOS, J.M. ; RIETA, J.J. : *Aplicación de Redes Neuronales Artificiales en el Procesado Versátil de Señales Electrocardiográficas* Universidad Politécnica de Valencia, Julio 2012
- [22] KENDALL, E.K. ; KENDALL, J. : *Análisis y diseño de sistemas* Editorial Pearson Educación, 6ta. Edición, año 2005
- [23] LEDEZMA, C. : *Pan and Tompkins Detector*
<http://gbbanet.labc.usb.ve/toolbox.php>
-

-
- [24] BUSTAMANTE, L. ; GUEVARA ; MIGLIORE ; ROISINBLIT : *Ecocardiografía: para la toma de decisiones clínicas* Editorial Médica Panamericana, Julio 2005
- [25] HINOJOSA, S. : *Detector de QRS basado en el algoritmo de Pan y Tompkins* Señales e Imágenes en Biomedicina, 1er. Cuatrimestre, año 2011
- [26] REINA, M. : *Diseño y Análisis de Confiabilidad de un Algoritmo para la Detección de Fibrilación Auricular* Universidad Simón Bolívar, Febrero 2006
- [27] PEREZ, N. ; CURCIO, P. : *República Bolivariana de Venezuela Anuario de Mortalidad 2012* Ministerio del Poder Popular para la Salud, Pag. 6, Septiembre 2014
- [28] MEISSIMILLY, G. : *Filtros con Coeficientes Potencias de 2: Una Alternativa para Suprimir el Ruido de la Señal ECG en Tiempo Real Usando Microprocesadores de Propósito General* Instituto Central de Investigación Digital, año 2002
- [29] GONZALES, M. ; CASILLAS, J. : *Reducción de ruido digital en señales ECG utilizando filtraje por convolución* Investigación y ciencia de la Universidad de Autónoma de Aguascalientes, No. 40, Enero-Abril 2008
- [30] GOLDBERGER, AL.; AMARAL, LAN.; GLASS, L.; HAUSDORFF, JM. : *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals* Circulation 101(23):e215-e220, June 13 2000
- [31] TOMASI, W. : *Sistemas de comunicaciones electrónicas* Editorial Prentice Hall, 4ta. Edición, año 2003
-