



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DETECCIÓN DE ARRITMIAS BASADA EN LA
TRANSFORMADA DISCRETA WAVELET**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERA EN TELECOMUNICACIONES**

PRESENTAN:

**GABRIELA DÍAZ CARTAS
NICTÉ MANDUJANO MAYORAL**

**DIRECCIÓN DE TESIS: DRA. FÁTIMA MOUMTADI,
DR. ROGELIO ÁLCANTARA SILVA**



Ciudad Universitaria, México D.F.

Noviembre 2012

Agradecimientos.

A mis padres Gabriel y Clemencia por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por la motivación constante que me ha llevado a ser una persona de bien, pero más que nada por su infinita bondad y amor.

A mis hermanos Jessica y Omar de los cual aprendí aciertos y de momentos difíciles.

A mis abuelitas Ana y Guadalupe por quererme y apoyarme siempre, esto también se lo debo a ustedes.

A mis tíos Guadalupe y Arturo por los ejemplos de perseverancia y constancia que los caracterizan y que me han infundado siempre, por el valor mostrado para salir adelante y por su cariño.

A mi tía América por su valiosa contribución al trabajo realizado, por ser un ejemplo de esfuerzo y dedicación y por su cariño mostrado en todo momento.

A mi tía Martha por acercarme a Dios y llenar mi vida de amor.

A todos mis familiares que forman una parte fundamental en mi vida y agradezco profundamente.

A mis amigos que hicieron de este camino universitario un lugar placentero y lleno de buenos recuerdos.

Atte. Gabriela

Quiero agradecer especialmente a mis padres y hermanos por ese apoyo incondicional, brindado desde el inicio de mi formación académica hasta este gran logro. Gracias por su amor, enseñanzas y consejos que me han brindado.

También agradezco a mis abuelitos Abel, Elia, J.Carmen, Socorro por el cariño y apoyo brindado toda mi vida.

Agradezco a mis tías y tío, Norma, Lilia, Aracelí, Leticia y Jaime por apoyarme en esta gran etapa mi de formación.

Y por último agradezco a mis queridos amigos y compañeros por las grandes y pequeñas aventuras a lo largo de esta travesía.

Atte. Nicté

Queremos agradecer a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por la excelente formación profesional y personal.

También extendemos un agradecimiento a nuestros profesores por las enseñanzas y experiencias para nuestra formación como ingenieras.

Un especial agradecimiento a la Dra Fátima y el Dr Rogelio por su gran ayuda con asesorías y dudas presentadas en la elaboración de la tesis.

Por último queremos agradecer a la SEP por el apoyo para la realización de la tesis.

Resumen.

En el presente trabajo se desarrolló una estrategia para la clasificación de tres arritmias cardíacas (taquicardia ventricular, bradicardia y aleteo ventricular) y el ritmo cardíaco normal.

El enfoque que se utilizó fue dividido en tres etapas principales: el preprocesamiento de la señal de ECG, en donde se eliminó la línea de base y el ruido de la señal; la detección del intervalo R-R, que se hizo con la Transformada Discreta Wavelet; y por último la clasificación de arritmias cardíacas, que se obtuvo con el ritmo cardíaco y con las características del intervalo R-R.

El método propuesto logró un rendimiento en la detección de $Se = 93.69\%$, $+P = 96.65\%$ y $TDE = 0,685\%$. Nuestro método cumplió el objetivo propuesto ya que su estructura no es compleja y los resultados obtenidos para las tres arritmias son eficientes. Dentro de lo estipulado para nuestro método se tiene un porcentaje de error mínimo y cumple con lo establecido. Por lo que el método puede calificarse como muy bueno, tomando en cuenta los resultados obtenidos y la baja complejidad en el desarrollo del software.

Índice general

1. Introducción.	1
1.1. Objetivo.	2
1.2. Antecedentes	2
1.3. Método.	3
1.4. Descripción de los capítulos.	4
2. El corazón y trastornos en el sistema de conducción cardíaca.	5
2.1. Morfología y fisiología del corazón.	5
2.2. Frecuencia cardíaca.	7
2.3. Sistema de conducción cardíaca.	10
2.3.1. Anormalidades en el sistema de conducción cardíaca.	11
2.4. Arritmias cardíacas.	12
2.4.1. Taquicardia ventricular.	15
2.4.2. Bradicardia.	17
2.4.3. Aleteo ventricular	18
2.5. Conclusión	18
3. La señal del ECG como mecanismo de clasificación de arritmias.	19
3.1. Actividad eléctrica de la célula cardíaca.	19
3.1.1. Transporte de iones en la célula cardíaca.	19
3.1.2. Potencial transmembrana	21
3.1.3. Potencial de Acción	21
3.1.4. Adquisición de la información eléctrica.	23
3.1.5. Propagación del potencial eléctrico como onda.	23
3.2. Actividad eléctrica del corazón.	23
3.2.1. Músculo cardíaco.	23
3.2.2. Proceso de excitación cardíaco.	24
3.3. La señal de electrocardiograma y las ondas que la componen.	25
3.3.1. Origen de la señal del electrocardiograma.	26
3.3.2. Interpretación de las ondas que componen la señal de electrocardiograma.	26
3.3.3. Derivaciones de la señal de electrocardiograma.	27
3.4. Adquisición de señales de electrocardiograma.	29
3.4.1. Base de datos MIT-BIH.	29
3.5. Conclusión	29

4. Fundamentos del procesamiento de la señal de electrocardiograma.	31
4.1. Introducción al procesamiento digital de señales.	31
4.2. Análisis de la señal en tiempo y frecuencia.	34
4.2.1. Modelo autorregresivo (AR)	34
4.2.2. Transformada de Fourier	36
4.3. Análisis de la señal en tiempo-frecuencia	36
4.3.1. Short Time Fourier Transform	36
4.3.2. Transformada Wavelet	38
4.3.3. Transformada Discreta Wavelet.	39
4.3.4. Familia de filtros Daubechies.	41
4.4. Conclusión	43
5. Detección y clasificación de arritmias cardíacas.	45
5.1. Detección del intervalo R-R.	45
5.1.1. Transformada Discreta Wavelet	45
5.2. Método de clasificación de arritmias cardíacas.	46
5.2.1. Eliminación de la línea de base.	47
5.2.2. Implementación de la Transformada Discreta Wavelet.	47
5.2.3. Eliminación de ruido de la señal.	49
5.2.4. Detección del intervalo R-R.	49
5.2.5. Cálculo del ritmo cardíaco.	50
5.2.6. Algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas.	50
5.3. Conclusión	51
6. Evaluación y Validación del esquema propuesto.	53
6.1. Eliminación de la línea de base.	53
6.2. Implementación de la Transformada Discreta Wavelet.	53
6.3. Eliminación de ruido de la señal.	54
6.4. Detección del intervalo R-R.	54
6.5. Algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas.	55
6.6. Conclusión	61
7. Conclusiones y Perspectivas.	63
7.1. Conclusiones.	63
7.2. Perspectivas.	63
A. Toolbox	65
A.1. Comandos para la Transformada Discreta Wavelet	66
B. GLOSARIO	69
Bibliografía	79

1. Introducción.

Actualmente los algoritmos de procesamiento digital de la señal para la clasificación de arritmias se pueden dividir en tres grupos: dominio del tiempo, dominio de la frecuencia y dominio tiempo-frecuencia [1].

La estrategia más utilizada hoy en día es la de los algoritmos de tiempo-frecuencia debido a que a diferencia de los otros dos enfoques proporciona información adecuada sobre los eventos presentes en la señal e indica en qué momento ocurrieron.

Se encuentran entre muchos otros enfoques del análisis en tiempo-frecuencia dos métodos: STFT y la Transformada Wavelet.

El método STFT utiliza ventanas en el tiempo que proporcionan información sobre la frecuencia, a pesar de las ventajas de este método, puede no ser adecuado para localizar eventos de la señal en el tiempo y la frecuencia debido a la elección del tamaño de la ventana. Una ventana demasiado corta puede no cubrir el evento completo y una ventana demasiado larga puede cubrir dos o más eventos.

El método de la Transformada Wavelet resuelve el problema de la STFT debido a que las wavelets son ajustables y adaptables, porque no es una sola ventana, pueden ser diseñadas para aplicaciones individuales y se ajustan a la señal.

Muchos algoritmos han sido propuestos para la clasificación de arritmias por diversos métodos y los resultados obtenidos aún dejan espacio para el mejoramiento del desempeño alcanzado.

Las publicaciones de algoritmos para la clasificación de arritmias utilizan métodos en el dominio del tiempo como el autorregresivo (AR) [2], [3] y en el dominio tiempo-frecuencia [4].

Los métodos más populares utilizan el reconocimiento de patrones como el intervalo R-R [9] utilizando características morfológicas del ECG [5], [6].

Igualmente se pueden encontrar técnicas que utilizan redes neuronales artificiales (ANNs) y su combinación con otros métodos como el análisis de Fourier [7], [8], o Wavelet [9], y aunque de dichas técnicas se derivan buenos resultados, su implementación resulta complicada.

Algoritmos para la clasificación de arritmias que utilizan la Transformada Wavelet [10], [11], o la descomposición Wavelet y la detección del complejo QRS [18], [6], así como también Wavelets dedicadas que se adaptan a cada paciente [12], resultan ser los métodos más utilizados hoy en día debido a que permiten un análisis más adecuado de la señal de ECG [13].

1.1. Objetivo.

Diseño y desarrollo de una estrategia para la clasificación de arritmias taquicardia, bradicardia y aleteo ventricular, mediante la detección del intervalo R-R de la señal ECG y el cálculo del ritmo cardíaco en el espacio de representación de la Transformada Wavelet.

1.2. Antecedentes

Actualmente en México ocurre un infarto cada 4 segundos y en la población adulta (20-69 años) hay más de 17 millones de hipertensos por lo que se vuelve una parte fundamental la detección y el diagnóstico de las enfermedades cardíacas [14].

El uso del electrocardiógrafo (un aparato electrónico que capta y amplifica la actividad eléctrica rutinaria del corazón a través de electrodos colocados en las extremidades del paciente y en 6 posiciones precordiales) [15] permite definir el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón y el músculo cardíaco a través de sus gráficos generados, denominados electrocardiogramas, que a su vez permiten diagnosticar enfermedades cardiovasculares, alteraciones metabólicas y predisposiciones a una muerte súbita.

Para generar un electrocardiograma, el electrocardiógrafo sensa y mide el potencial eléctrico entre puntos corporales ubicados en tórax, brazos y piernas del paciente, donde previamente se colocan las denominadas derivaciones, registrando a través de electrodos, después de amplificarlas, las descargas eléctricas transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel. Aunque el espectro en frecuencias de la señal electrocardiográfica no tiene componentes arriba de los 60Hz en pacientes sanos, el rango de frecuencias de los electrocardiógrafos es de 0.05 – 100Hz [15].

La adquisición y operación de dichos equipos sigue perteneciendo a hospitales especializados, sus altos costos de adquisición, mantenimiento y la necesidad de contar con personal capacitado para su manejo e interpretación los vuelve inaccesibles para la mayor parte de los centros de salud.

Diversos proyectos de diseño de equipo han permitido simplificar los equipos y aun volverlos móviles, adecuándolos para su funcionamiento en entornos telemédicos. A pesar de estas mejoras, la lectura del electrocardiograma sigue siendo reservada a especialistas, lo que retrasa el diagnóstico y complica el tratamiento a pacientes.

En el electrocardiograma se reconocen, como referentes importantes, las ondas P, T, y R y el complejo QRS, que señalan, a través de sus anormalidades, las posibles enfermedades del paciente. Un algoritmo que permita reconocer patrones atípicos en estas áreas, posibilita automatizar pre-diagnósticos simultáneos con la generación del ECG, permitiendo agilizar el tratamiento para los pacientes que presenten problemas cardíacos.

1.3. Método.

En el trabajo presentado se utiliza la base de datos MIT-BIH de PhysioNet [16], [17], donde se alojan señales de electrocardiogramas pertenecientes a personas tanto enfermas como clínicamente sanas que constituyen la base del proceso de clasificación.

El procesamiento digital de la señal comienza con la eliminación de la línea de base (baseline drift), esto consiste en suavizar la señal por medio de un filtro de promedio móvil, [18]. Posteriormente se implementará la Transformada Discreta Wavelet [19] para eliminar el ruido así como las componentes indeseables de la señal y así extraer las ondas R de nuestra señal original.

Acerca de la aplicación de la Transformada Wavelet a nuestra señal de origen tenemos: matemáticamente se aplica la TDW (Transformada Discreta Wavelet) [20]:

$$C(j, k) = \int_{\mathbb{R}} s(t) \frac{1}{\sqrt{j}} \varphi\left(\frac{t-j}{k}\right) dt$$

Donde:

$C(j, k)$ Coeficientes resultantes de la Transformada Discreta Wavelet

$s(t)$ Señal original en el tiempo

j, k Variables escala de la TDW

φ Función de dispersión

Para la síntesis y comprensión de la Transformada Discreta Wavelet, se tiene una manera de comprender los resultados, por medio del detalle de la escala:

$$D_j(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} C(j, k) \varphi_{j,k}(t)$$

$D_j(t)$ Detalles a cierto nivel j

Existen dos tipos de detalles los cuales hacen referencia a la escala y los detalles más gruesos que en conjunto forman lo que se llama aproximaciones:

A_j Aproximaciones a cierto nivel j

Entonces esto quiere decir que la señal original estará descompuesta en detalles y aproximaciones:

$$s = A_j + \sum_{j \leq J} D_j$$

Por medio de este concepto, la TDW con sus detalles, nos permite crear filtros de descomposición, hay diversas familias, el método propuesto será la Familia de Filtros Daubechies, donde se descompondrá la señal original en aproximaciones y detalles a una escala correspondiente [20].

En la figura (1.1) se muestra gráficamente la descomposición de la señal (s) en aproximaciones (cA) y detalles (cD)[20]:

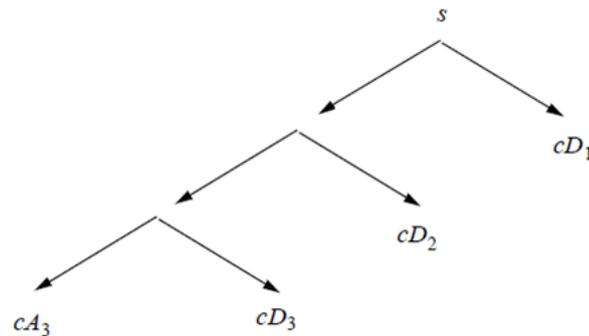


Figura 1.1.: Descomposición de la señal en aproximaciones y detalles

Posteriormente el algoritmo utiliza los detalles obtenidos con la TDW, que contienen la frecuencia de las ondas R para así eliminar las demás componentes y poder extraer el intervalo R-R [21], esto se logra por medio de un umbral. Al extraer el intervalo R-R, se calcula éste en segundos y se obtiene el ritmo cardíaco [22]. Teniendo el intervalo R-R y el ritmo cardíaco se crea un umbral para así poder clasificar las diferentes arritmias.

1.4. Descripción de los capítulos.

La investigación y trabajo desarrollado contendrá 9 capítulos donde se abarcarán desde temas de morfología y fisiología del corazón y sus principales arritmias presentados en el capítulo 2 “*El corazón y trastornos en el sistema de conducción cardíaca*”, posteriormente con temas que tratarán sobre la señal del electrocardiograma y la actividad eléctrica del corazón mostrados en el capítulo 3 “*La señal del ECG como mecanismo de clasificación de arritmias*”, después se tomarán temas sobre procesamiento digital de una señal, análisis en tiempo, en frecuencia y en tiempo-frecuencia en el capítulo 4 “*Fundamentos del procesamiento de la señal de electrocardiograma*”, siguiendo con la descripción del método propuesto en el capítulo 5 “*Detección y Clasificación de arritmias cardíacas*” y finalmente en el capítulo 6 “*Evaluación y Validación del esquema propuesto*” donde se analizará el método y resultados obtenidos, en el capítulo 7 “*Conclusiones y Perspectivas*” se tendrán las conclusiones del trabajo realizado, como último se tendrá la “*Bibliografía*”, donde se colocarán todas aquellas referencias consultadas y posteriormente los “*Anexos*”, donde se colocará un glosario con términos médicos usados en los primeros capítulos. Y finalmente conceptos y comandos sobre el Toolbox de Matlab para la Transformada Discreta Wavelet.

2. El corazón y trastornos en el sistema de conducción cardíaca.

En este capítulo se mencionan conceptos sobre la morfología y fisiología que comprenden al órgano vital que es el corazón, para introducir al lector en conceptos de cardiología, con la finalidad de profundizar en ciertas anomalías que se presentan en pacientes con problemas cardíacos (arritmias cardíacas).

2.1. Morfología y fisiología del corazón.

El corazón que está formado por dos bombas separadas, una bomba derecha que bombea sangre a los pulmones y una bomba izquierda que bombea sangre a los órganos periféricos, llamados también corazón derecho y corazón izquierdo [2]. En conjunto el corazón está compuesto por tres tipos principales de miocardio (tejidos musculares del corazón): músculo auricular, músculo ventricular y las fibras musculares.

- Esqueleto fibroso del corazón

Se le llama esqueleto fibroso al armazón que cubre las 4 cámaras y el sistema complejo de válvulas, ya que el corazón requiere contraerse más de 100,00 veces cada día, por lo tanto este armazón le da resistencia suficiente para soportar el trabajo necesario [4].

Este esqueleto está formado por 4 anillos fibrosos, dos anillos que rodean a los orificios auriculoventriculares y los dos últimos soportan los troncos atriales aórtico y pulmonar y sus anillos ventriculares.

- Aurículas

Las aurículas son cámaras de pared delgada, que funcionan como reservorio. La aurícula derecha normal recibe a las venas cavas y al seno coronario cuyo contenido sanguíneo confluye a la región posterior y lisa de la aurícula, los datos anatómicos que permiten su identificación son:

1. Presencia de vena cava inferior en el 98.5 % de los casos.
2. Crista terminalis (separa la pared posterior, de la pared externa de la aurícula).
3. Músculos pectíneos.

4. Porción sinusal.

La figura (2.1) muestra un esquema de la anatomía del corazón:

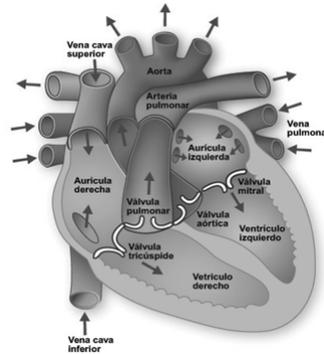


Figura 2.1.: Anatomía del corazón

- Ventrículos

El ventrículo derecho, tiene una masa menor que el izquierdo, el grosor de sus paredes es de 4 a 5 mm. El ventrículo derecho recibe sangre de la aurícula derecha a través de la tricúspide hacia lo que se llama cámara de entrada. El contenido es expulsado por vía de una cámara de salida a través de la válvula pulmonar. Sus características principales son [4]:

1. **Crista supraventricular:** Es una formación muscular que separa la cámara de entrada a la de salida.
2. **Músculo papilar único.**
3. **Banda moderadora:** Es una estructura que conecta el septum interventricular con la pared libre del ventrículo derecho.

Sobre el ventrículo izquierdo, el grosor de sus paredes es de 9 a 11 mm y dan lugar a una cavidad con forma de esfera elipsoidal, por su superficie izquierda el septum es liso, sus cámaras de entrada y salida no están definidas morfológicamente y esta división es más bien dinámica [4].

Las características que distinguen al ventrículo izquierdo son:

1. **Carecer de crista supraventricular.**
2. **Posee dos músculos papilares (anterolateral y posteromedial).**
3. **Paredes gruesas.**

La figura (2.2) muestra la división del corazón en sus dos ventrículos.

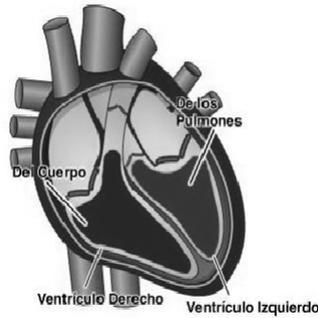


Figura 2.2.: Ventrículo Derecho e Izquierdo

2.2. Frecuencia cardíaca.

Se define la frecuencia cardíaca como las veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un determinado tiempo. Por lo general serán las contracciones por minuto [3]. A este proceso donde la frecuencia cardíaca aparece se le conoce ciclo cardíaco, el cual consta de un periodo de relajación donde el corazón se llena de sangre, y se le denomina diástole, seguido de un periodo de contracción llamado sístole [2].

Dentro de la frecuencia cardíaca encontramos el ritmo cardíaco, el cual se percibe, regular y súbitamente, se interrumpe por un latido prematuro, al que sigue una larga pausa. La distancia entre un latido prematuro y uno normal equivale a dos ciclos normales [7].

El número de contracciones por minuto está en función de ciertos aspectos, en un grupo están las extrínsecas directamente del sujeto, como la temperatura, la altura o la calidad del aire, la hora del día o la edad del individuo. En otro grupo las que son intrínsecas del sujeto impuestas por la genética como la altura, el género. Otro grupo que son condicionales y temporales pero de carácter psicológico como el miedo, el amor, el estrés o el sueño. Y como última variable que es propiamente modificable por la persona, es la actividad física que realiza, el tiempo que lleva realizándola y la intensidad que le ejerce [3].

Para poder conocer nuestra frecuencia cardíaca uno mismo, puede “tomarse el pulso”. El pulso se puede palpar en la muñeca, el cuello, la sien, la ingle, detrás de las rodillas o en la parte alta del pie, áreas en las cuales la arteria pasa cerca de la piel [3].

La figura (2.3) muestra las zonas en donde se puede tomar el ritmo cardíaco.

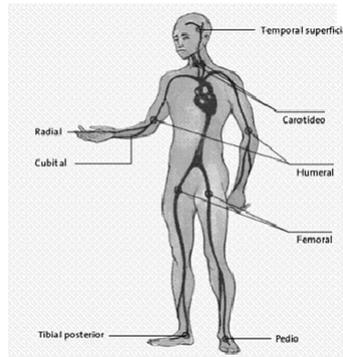


Figura 2.3.: Zonas para la toma del ritmo cardíaco.

Una vez que se encuentra el pulso, se cuentan los latidos durante un minuto, el rango para la frecuencia cardíaca normal oscila dentro de los 60-100 latidos por minuto, pero siendo que existen diversos aspectos que afectan a la frecuencia, se han creado ciertas tablas de comportamiento dependiendo de cada factor alterable.

HOMBRES					MUJERES				
EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente	EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente
20-29	86+	70-84	62-68	60 menos	20-29	96+	78-94	72-76	70 o menos
30-39	86+	72-84	64-70	62 menos	30-39	98+	80-96	72-78	70 o menos
40-49	90+	74-88	66-72	64 menos	40-49	100+	80-98	74-78	72 o menos
50+	90+	76-88	68-74	66 menos	50+	104+	84-102	76-86	74 o menos

Cuadro 2.1.: Valores medios de la FCR en función de la edad y del sexo

La frecuencia cardíaca máxima es aquella que se puede alcanzar en un ejercicio de esfuerzo sin poner en riesgo tu salud, siempre y cuando te encuentres en óptima condición física. Al alcanzar la frecuencia cardíaca máxima, teóricamente, se ha alcanzado la máxima capacidad de trabajo [21].

Para calcular el límite máximo cardíaco, básicamente hay dos formas de realizarlo [8]:

1. Por medio de una prueba de esfuerzo o test médico, realizado por un cardiólogo o un médico del deporte.
2. Por medio de la fórmula de la edad:

$$FCM_{hombres} = 220 - Edad$$

$$FCM_{mujeres} = 226 - Edad$$

EDAD	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
FCM Hombres	200	195	190	185	180	175	170	165	160	155	150	145	140
FCM Mujeres	206	201	196	191	186	181	176	171	166	161	156	151	146

Cuadro 2.2.: Frecuencia máxima en hombres y mujeres

La frecuencia máxima se cataloga por rangos cuando se tiene un cierto entrenamiento físico [8]:

- Rango A (50 %-60 % FCM): El metabolismo energético más utilizado es el de los ácidos grasos y la intensidad de trabajo es baja. Puede servir para gente con poco nivel físico. Recomendada para acondicionamiento básico o rehabilitación cardíaca.
- Rango B (60 %-70 % FCM): En este rango se empiezan a producir adaptaciones que serán más importantes en función de la calidad y a la cantidad de trabajo que se realice. El metabolismo energético es el de los ácidos grasos y el de hidratos de carbono. Recomendada para mantenimiento físico y salud.
- Rango C (70 %-80 % FCM): Se tiene las mismas adaptaciones pero en un nivel más alto, de tal manera la degradación de los hidratos de carbono será mayor en esta zona. Por lo tanto es ideal para el entrenamiento de la capacidad aeróbica. Diríamos que es la zona deseada de ritmo cardíaco.

La figura (2.4) muestra un esquema de las fuentes de producción de energía.



Figura 2.4.: Fuentes de producción de energía

- Rango D (80%-90% FCM): A este nivel se puede trabajar muy cerca del umbral anaeróbico o en el mismo umbral. Ya que es un nivel de alta intensidad es necesario metabolizar el ácido láctico. Sólo se debe utilizar con gente con un buen nivel de condición física. Recomendada sólo para deportistas de alto nivel.
- Rango E (90% o más): En este rango sólo se puede entrenar si se está perfectamente en forma, están controlados constantemente por profesionales del deporte y de la medicina. Se trabaja siempre por encima del umbral anaeróbico. Recomendada sólo para deportistas de alto nivel.

2.3. Sistema de conducción cardíaca.

Este sistema son aquellas estructuras formadas por células diferentes a la célula miocárdica, tiene como función formar impulsos y regular la conducción de éstos a todo el corazón. El sistema se divide en nodo sinusal, nodo auriculoventricular, haz de His y fibras de Purkinje (ramificaciones del sistema de conducción cardíaca) [4].

- Nodo Sinusal

Su función es la de iniciar el impulso que activará a todo el corazón. Tiene una forma de elipse aplanada con longitud promedio de 15 mm, de ancho 3 mm y de espesor de 1 mm. Se ubica cerca de la unión de la vena cava superior y la porción sinusal de la aurícula derecha. Las fibras del nodo sinusal se conectan directamente con las fibras de la aurícula de forma que cualquier potencial en el nodo se propaga a la aurícula [2, 4].

- Nodo Auriculoventricular

Es la vía por la cual el estímulo sinusal pasa normalmente a los ventrículos, sufre un retardo en su conducción, para dar tiempo a la contracción auricular. Mide

aproximadamente 8 mm de longitud y 3 mm de grosor. Se encuentra por debajo del endocardio septal de la aurícula derecha [4].

- Haz de His

Es continuación directa del nodo auriculoventricular, mide de 2 a 3 cm de longitud y su grosor no excede los 3 mm. La porción proximal atraviesa el esqueleto fibroso y después el haz circula por el margen inferior del septum membranoso empalmado sobre el septum interventricular muscular [4]. En su curso ulterior, el haz se aparta gradualmente de la derecha hacia la izquierda y origina una delgada rama del haz y una capa no dividida de rama izquierda del mismo [7].

- Fibras de Purkinje (ramificación derecha e izquierda)

Las fibras de Purkinje, son fibras especializadas del miocardio que conducen los estímulos eléctricos que permiten que el músculo cardíaco se contraiga en una forma coordinada. Se encuentran ubicadas en las paredes ventriculares internas del corazón, por debajo del endocardio. Las fibras de Purkinje son las ramificaciones izquierda y derecha del fascículo de His [12].

La rama derecha del haz de His sigue la misma línea del tronco desde su origen hacia el ápex. Al nivel del ápex, la rama derecha se aproxima más a la superficie, posteriormente en el subendocardio se dirige hacia las trabéculas septomarginales, donde tiene lugar la arborización y la transmisión final del impulso eléctrico a las células miocárdicas.

La rama izquierda del haz de His se origina como una delgada capa de fibras y permanece indiviso durante 20 a 30 mm a lo largo del endocardio septal.

La figura (2.5) muestra el sistema de conducción cardíaca.

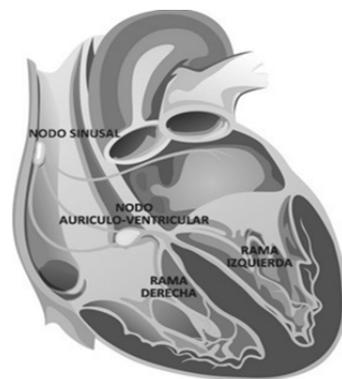


Figura 2.5.: Sistema de Conducción Cardíaca

2.3.1. Anormalidades en el sistema de conducción cardíaca.

Para que el corazón tenga un desempeño eficaz de su función, se requiere de un ciclo cardíaco bien coordinado y de la propagación ordenada del impulso excitatorio a tra-

vés del sistema de conducción [23]. Las alteraciones del mismo producen las arritmias cardíacas y los trastornos de conducción auriculoventricular como la extrasístole y taquiarritmias, fibrilación auricular, taquicardia ventricular, fibrilación ventricular, bradiarritmias, bloqueo cardíaco (auriculoventricular).

Las arritmias son muy frecuentes debido a que son un reflejo de un proceso patológico, que no necesariamente se limita al corazón. Por lo tanto, es necesario practicar en los pacientes una cuidadosa valoración de la historia clínica y el examen físico en búsqueda de una enfermedad preexistente.

2.4. Arritmias cardíacas.

Las arritmias son el resultado de procesos patológicos que actúan sobre el corazón. En estos procesos pueden ser de muy diversa etiología: inflamatorios, degenerativos, tóxicos, pero la causa más común es la alteración de las propiedades fisiológicas del corazón [10].

Para el análisis de las arritmias cardíacas, el concepto se dividirá en cuatro pasos: Historia clínica, Síntomas, Signos clínicos y Alteraciones hemodinámicas.

A continuación se aprecia en la figura (2.6) a un hombre con problemas en el corazón.



Figura 2.6.: Las arritmias son causadas por problemas con el sistema de conducción eléctrica del corazón

- Historia clínica

Frecuentemente para detectar una arritmia, los médicos se basan en una anamnesis, que es una técnica de obtención de información del paciente por medio de una serie de preguntas clínicas: edad del paciente, las características de la iniciación del trastorno del ritmo cardíaco, su duración, los factores que la desencadenan, la presencia de otras enfermedades y los síntomas clínicos [7].

1. Sensación de palpitations. Una “palpitación” se refiere a la expresión subjetiva de percibir el ritmo cardíaco de una manera muy diferente a lo normal. La sensación de palpitations es frecuente en las arritmias supraventriculares que originan la taquicardia.
2. Inicio y final del ataque. La arritmia puede ser de iniciación súbita y al igual que su terminación, algunos ejemplos son la fibrilación auricular y aleteo ventricular. También pueden ser de iniciación gradual y su terminación será de una manera paulatina, como lo son la taquicardia sinusal y la disociación auriculoventricular.
3. Duración del ataque. Dependerá del tipo de arritmia, por ejemplo las taquicardias paroxísticas auriculares y ventriculares son de corta duración que varía desde pocos segundos hasta algunos días, pero al contrario si se tiene una fibrilación auricular crónica puede durar hasta años.
4. Frecuencia del ataque. Con una adecuada anamnesis puede saberse si un ataque arrítmico es de un episodio aislado o si representa una agudización de un proceso crónico.
5. Enfermedad concurrente. Es la sospecha o identificación de una enfermedad previa o asociada de extrema importancia en el análisis clínico de una arritmia. Un ejemplo en sujetos con historia de procesos febriles, con síntomas de miocarditis asociados (bacteriana, viral, diftérica, etc.), la presencia de una arritmia sugiere al diagnóstico la presencia de un bloqueo auriculoventricular si es lenta o de una arritmia supraventricular si es rápida.

■ Síntomas

La sintomatología clínica de la arritmia cardíaca es muy variable, dependerá de la magnitud de las alteraciones hemodinámicas y de los mecanismos compensadores del organismo. Cuando son sintomáticas se hace presente nerviosismo, ansiedad, palidez, sensación de mareo, fatiga, sudación fría; sin embargo cuando las alteraciones hemodinámicas, la sintomatología se hace general y se expresa por disminución de la circulación de diferentes órganos, originando cuadros de insuficiencia coronaria, cerebral y renal [7].

■ Signos clínicos

Los signos observados serán los que se presentan en pacientes portadores de arritmias. Se analizan los caracteres: pulso arterial, amplitud del pulso, análisis del pulso yugular, auscultación cardíaca [7].

1. Análisis del pulso arterial. Comparar la frecuencia del pulso central con el periférico. Así, si la frecuencia del pulso es rápida se trata de una taquicardia sinusal, taquicardia supraventricular, aleteo auricular, fibrilación auricular y taquicardia ventricular. Si la frecuencia del pulso es menor que lo normal se trata de una bradicardia sinusal y en los bloqueos auriculoventriculares, en el bigeminismo no se produce onda de pulso. Pero si la frecuencia del pulso

es irregular entonces se debe plantear el diagnóstico de fibrilación y aleteo auricular con grados de bloqueo auriculoventricular.

2. Análisis de la amplitud del pulso. La amplitud del pulso, que es función de la diferencia entre la presión sistólica y diastólica. Cuando la amplitud del pulso puede ser normal en la arritmia sinusal, en la taquicardia sinusal y en las taquicardias supraventriculares moderadas. La amplitud del pulso disminuida expresa disminución del volumen sistólico que abate la presión sistólica; esto se observa en la taquicardia paroxística supraventricular con frecuencia cardíaca elevada.
3. Auscultación cardíaca. El análisis detallado de los ruidos cardíacos tiene una gran utilidad en la identificación de arritmias. Se analizan fundamentalmente las alteraciones en la intensidad del primer ruido en el área mitral, la relación entre el primero y el segundo ruido y las modificaciones del segundo ruido en los focos de la base, aórtico y pulmonar en las arritmias cardíacas.

La figura (2.7) muestra distintos tipos de latidos.

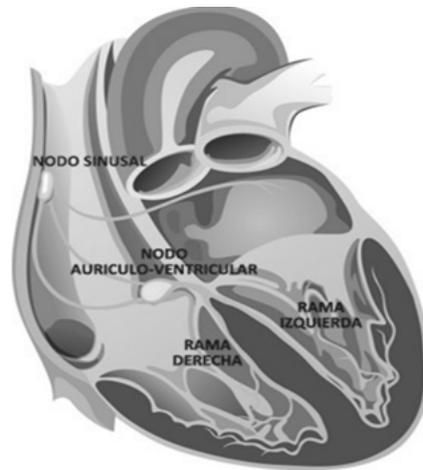


Figura 2.7.: Tipos de latidos

■ Alteraciones Hemodinámicas

En las arritmias cardíacas, las alteraciones hemodinámicas dependen de seis factores:

1. Grado de alteraciones en la frecuencia cardíaca.
2. Relación entre la sístole auricular y ventricular.
3. Grado de sincronismo de la contracción ventricular.
4. Estado de la función cardíaca.
5. Integridad del mecanismo de compensación del organismo para defenderse de la caída del gasto cardíaco.
6. Duración de la arritmia.

2.4.1. Taquicardia ventricular.

El término taquicardia ventricular engloba a todos los ritmos rápidos originados por debajo de la bifurcación del haz de His, a excepción del aleteo y la fibrilación ventricular [7].

Las figuras (2.8) muestran la diferencia entre un corazón sano y uno con taquicardia ventricular

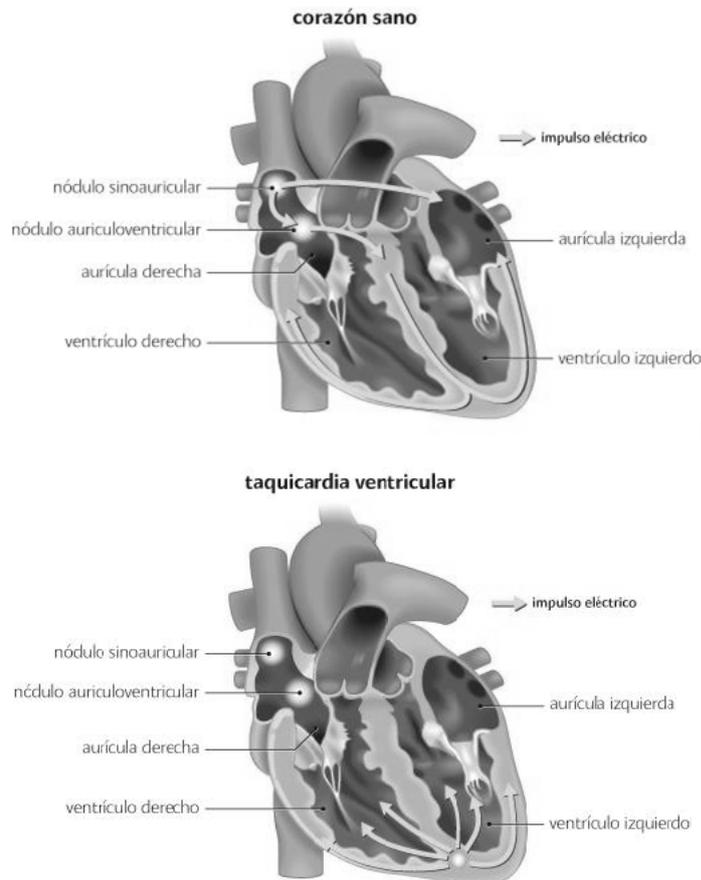


Figura 2.8.: La taquicardia ventricular provoca que el corazón empiece a latir muy fuerte y rápido, generalmente a una frecuencia de 120 a 200 latidos por minuto

Se clasifican en:

Taquicardia Ventricular sostenida. Esta taquicardia es sostenida si es necesario interrumpirla mediante procedimientos farmacológicos, mecánicos o de duración prolongada.

Taquicardia Ventricular no sostenida. Se considera taquicardia a más de tres contracciones ectópicas ventriculares, con duración menor de 30 segundos.

Taquicardia Monomórfica. Cuando los complejos QRS (Conjunto de ondas del electrocardiograma que representan la despolarización de las células musculares de los ventrículos [11]) consecutivos son de una misma forma, tanto en el plano frontal como en el horizontal.

Taquicardia Polimórfica: Cuando los complejos QRS son de diferente forma dentro de una misma taquicardia.

■ Causas

La taquicardia ventricular implica la presencia de daño miocárdico grave, por lo general se observa en pacientes con cardiopatía. Los agentes etiológicos principales son [7]:

- a) Cardiopatía isquémica
- b) Cardiopatías como hipertrófica, valvulopatía
- c) Arritmogenia por fármacos
- d) Síndromes de QT largo congénito y adquirido
- e) Infecciones que cursan miocarditis
- f) Hipoxia, trastornos electrolíticos y metabólicos, el estrés físico o psíquico
- g) Idiopática

■ Clasificación

Podemos verlas desde dos puntos de vista: “Electrocardiográfico” y “Clínico” :

Electrocardiográfico		Clínico	
Monomórficas	Polimórficas	Benignas y Malignas	Paroxísticas
<ul style="list-style-type: none"> > TV clásica > TV de ritmo <u>idioventricular</u> acelerado > TV <u>parasistólica</u> 	<ul style="list-style-type: none"> > TV helicoidal > TV bidireccional > TV <u>poliformismo</u> 	<ul style="list-style-type: none"> > TV sostenidas > TV <u>hemodinámicamente</u> sintomáticas 	

Cuadro 2.3.: Clasificación de Taquicardias Ventriculares

■ Tratamiento

El tratamiento de TV sostenida en pacientes con deterioro hemodinámico grave, angina de pecho, insuficiencia cardíaca deben tratarse de inmediato con electroversión utilizando 200 a 400 J [7].

En la figura (2.9) se muestra un paciente recibiendo electroversión.

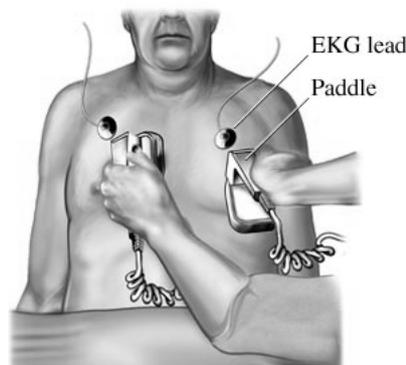


Figura 2.9.: Ejecución de una electroversión.

Para TV sostenida, sin gran deterioro hemodinámico, corresponde a un tratamiento de administración de [7]:

Lidocaína (ámpula de 50 ml). Técnica habitual de inyección por vía intravenosa a dosis de 2-4 mg/min según el peso y el estado general del paciente. Si la primera dosis fracasa, se realiza una nueva administración tratando de no pasar de 250 a 300 mg en la primera media hora. Con dosis mayores, puede producirse delirio e incluso colapso circulatorio.

Mexiletina (ámpula de 250 mg). Se administra por vía intravenosa en inyección lenta (5-10 min) de media ámpula hasta 250 mg, seguida de un goteo, tratando de no sobrepasar 1200 mg durante las primeras 12 horas.

Procainamida (ámpula de 1 g en 10 ml). Se administra por vía intravenosa de 50 a 100 mg, luego se continúa con un goteo de sostén a razón de 1 a 3 mg/ml. Debe realizarse monitorización electrocardiográfica continua. Si resulta eficaz, se continúa con una administración oral de 1 a 5 g al día, fraccionada en cuatro partes.

2.4.2. Bradicardia.

Es la disminución de la frecuencia cardíaca, se define como menor de 60 latidos/minuto, usualmente de 50 latidos/60 min [2, 4].

Se ha demostrado que la disminución progresiva de la frecuencia cardíaca produce un aumento del volumen sistólico, lo que tiende a mantener un gasto cardíaco adecuado. Sin embargo, si la disminución es excesiva la capacidad ventricular para aumentar el volumen sería insuficiente y habría una caída progresiva del gasto cardíaco [7].

Por otro lado, el incremento del volumen sistólico en ambos ventrículos aumenta las presiones sistólicas, así como en las arterias aorta y pulmonar. Por ello, es común en las bradicardias encontrar en la aorta y en la pulmonar una presión de pulso aumentada [7].

- Bradicardia sinusal:

Es muy habitual en las primeras horas del infarto. No requiere tratamiento a menos que lo acompañe de extrasístoles ventriculares o de hipotensión (en este caso la bradicardia es grave, menos de 45 latidos/minuto). En este caso se debe administrar atropina con una dosis de 0.4 mg y repetir en 30 minutos si es necesario [7].

2.4.3. Aleteo ventricular

Es una arritmia donde no es posible determinar el eje del complejo QRS en el plano frontal, y se caracteriza por complejos QRS ondulados. La frecuencia suele ser de 200 a 250 latidos por minuto. Si no se revierte con cardioversión eléctrica, suele terminar en fibrilación ventricular, pues no es una arritmia estable [7].

Si se encuentra muy dañado el miocardio, más bajas serán las ondas del aleteo. En corazones sanos se ha encontrado ondas de aleteo de altura superior a 40 mm. Se caracteriza por contracciones parciales y desincronizadas de los ventrículos, sin que den lugar a actividad mecánica eficaz del corazón. El mecanismo del aleteo ventricular es: microreentrada repetitiva y formación multifocal de impulsos [7].

2.5. Conclusión

Dentro de este capítulo se tuvo como objetivo acercar al lector a una descripción del corazón, como sistema de conducción.

Se comprendieron las dos partes en las que se encuentra dividido el corazón: aurícula y ventrículo, como dos bombas de conducción sanguínea como la principal función de este órgano vital para el ser humano.

Posteriormente el ciclo cardíaco nos arrojó un concepto importante para este proyecto, frecuencia cardíaca, que será primordial para el análisis de un electrocardiograma y la clasificación de la arritmia cardíaca. Y es así como se llega al final de este capítulo, con la descripción de las tres principales arritmias que nuestro trabajo abarca (Taquicardia Ventricular, Bradicardia, Aleteo Ventricular).

En el próximo capítulo se tomarán temas ya relacionados al estudio de la señal ECG, desde su obtención a causa de la actividad eléctrica del corazón en sus doce derivaciones, hasta la descripción de cada onda que conforma a este estudio médico.

3. La señal del ECG como mecanismo de clasificación de arritmias.

En este capítulo se habla de la actividad eléctrica del corazón así como del electrocardiograma (ECG), la contracción del músculo cardíaco es el resultado directo de la excitación eléctrica celular descrita por el ECG. La despolarización inicia el acortamiento de cada célula muscular. La activación eléctrica de cada célula es una indicación de su funcionamiento. Por lo tanto, el ECG es el resultado de la despolarización del músculo del corazón de una manera repetitiva controlada. Mediante el seguimiento del proceso de la despolarización eléctrica de las células del músculo cardíaco, se puede formar una impresión de la funcionalidad del corazón y usar para localizar regiones en la estructura del corazón que no están funcionando según las especificaciones y pueden requerir atención médica.

Finalmente se menciona la adquisición de las señales de ECG así como las características de las señales utilizadas.

3.1. Actividad eléctrica de la célula cardíaca.

En esta sección se explica la actividad eléctrica de la célula cardíaca para poder comprender a fondo el funcionamiento del corazón y la grabación de la actividad eléctrica del mismo.

3.1.1. Transporte de iones en la célula cardíaca.

El tejido del músculo cardíaco se compone de células individuales. Estas células tienen líquido tanto fuera de la célula, llamado líquido extracelular, como dentro de la célula, llamado líquido intracelular. Todos los líquidos biológicos están compuestos principalmente de agua, con varios iones, átomos y moléculas suspendidos en ellos. El fluido intracelular es separado del fluido extracelular por la membrana celular.

La membrana celular está compuesta por una capa bimolecular lipídica entre dos capas monomoleculares de proteínas.

En la figura (3.1) se muestra un diagrama de la composición de la membrana celular.

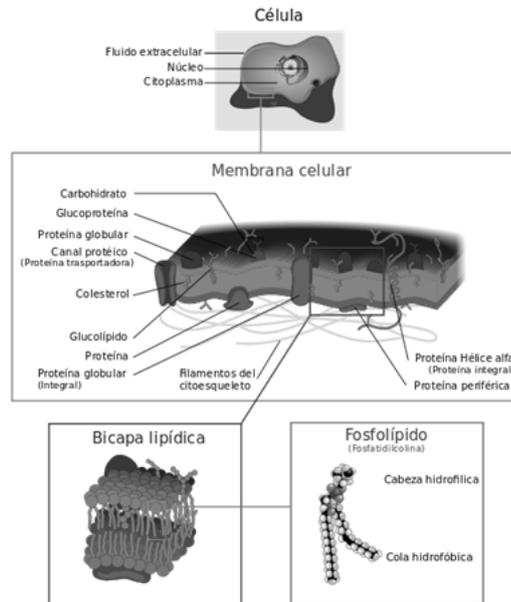


Figura 3.1.: Membrana celular

La membrana celular es semipermeable a los iones y pequeñas moléculas. Esto significa que sólo ciertos iones, moléculas y átomos son capaces de pasar a través de la membrana.

Tanto el fluido intracelular como el extracelular contienen moléculas orgánicas e inorgánicas. Todas las sales y composiciones químicas ácidas y alcalinas, cuando se disuelven en agua, forman elementos eléctricamente cargados llamados iones.

Todos los átomos cargados o las estructuras moleculares disueltas, se distribuyen con diferentes concentraciones en el líquido intracelular y el líquido extracelular. Estas concentraciones no son constantes, ni son iguales para todas las células.

La membrana celular tiene aberturas permanentes que permiten que pequeños iones se muevan libremente dentro y fuera de la célula. Este libre paso de los iones por la célula constituye el control pasivo de iones, en el cual el gradiente de carga a través de la membrana empuja o jala algunos iones hacia adentro o hacia afuera.

La membrana también tiene canales que pueden controlar el volumen de iones que pueden pasar por la membrana. El control activo incluye iones que unen moléculas portadoras para jalar los iones a través de la membrana. Un ejemplo de este mecanismo es la bomba de sodio-potasio que intercambia sodio por potasio a través de un proceso químicamente mediado de transporte activo.

El metabolismo celular también crea iones a través de la oxidación de carbohidratos. Esta oxidación da lugar al bicarbonato y a la energía que la célula utiliza para dirigir y alimentar los procesos celulares.

3.1.2. Potencial transmembrana

En general, si una solución es liberada con agua pura en el mismo recipiente, la difusión de los átomos, moléculas e iones eventualmente resultará en una concentración homogénea en todo el recipiente.

Si la solución es liberada en el mismo recipiente separada por una membrana semipermeable que tiene diferente permeabilidad para los iones positivos que para los iones negativos o diferente permeabilidad basada en el tamaño de las moléculas y los iones, ocurrirá un gradiente de concentración.

Tanto el fluido intracelular como el extracelular contienen los siguientes iones: sodio (Na^+), potasio (K^+), cloro (Cl^-), y pequeñas cantidades de otros iones positivos, llamados cationes, e iones negativos, llamados aniones.

Los iones son separados por la membrana celular semipermeable que mantiene un gradiente de concentración relativamente estable para cada uno de los respectivos iones.

Se asume que el potencial de la membrana es siempre la diferencia de potencial entre el lado intracelular y el lado extracelular.

La base física de estas diferencias de potencial eléctrico es la presencia de canales de iones y bombas dentro de la membrana celular. El potencial estático no es solamente determinado por un ion sino por una variedad de iones. Cada ion hará una contribución que es función de su gradiente de concentración.

El potasio es el más pequeño de los iones intracelular y extracelulares; la membrana celular es completamente permeable al potasio. El cloro es más grande que el potasio y tiene ligeramente mayor permeabilidad. El sodio es el más grande de todos y la membrana celular tiene la mayor resistencia al paso del este ion.

3.1.3. Potencial de Acción

La célula tratará de mantener un gradiente de iones a través de su membrana, la que a su vez mantiene cierto potencial eléctrico a través de la membrana. Sin embargo, esta condición describe la situación de estado estacionario cuando la célula está en reposo.

Ciertas células como músculos y células nerviosas son células excitables en las cuales la permeabilidad de la membrana puede ser alterada por la influencia de condiciones externas.

La permeabilidad de la célula para los iones de cloro es relativamente insignificante en ajustar el potencial de la célula debido a que los iones son muy pequeños. Sin embargo, los poros en la membrana que permiten pasar los iones de sodio y potasio pueden ensancharse y cambiar su polaridad para permitir un mayor o menor fluidez de estos iones.

El cambio de las condiciones externas que afectan la permeabilidad de la membrana normalmente se refiere a un estímulo. En general el estímulo puede ser una excitación eléctrica de otra fuente ya sea una célula cercana o una extremidad de la célula misma que es sensible a un cambio particular del ambiente, por ejemplo, temperatura, presión o luz.

La formación del potencial de acción comienza cuando la célula es estimulada por un factor externo, la creciente diferencia de potencial a través de la membrana celular (causada por el estímulo) inicialmente activa y abre un gran número de canales de sodio. El fuerte aumento en la permeabilidad de la membrana para el sodio causa una avalancha que incrementa de forma considerable el influjo de sodio. Este proceso que vuelve el interior de la célula más positivo se llama despolarización.

Este estado es llamado despolarización porque en el estado de reposo anterior a la despolarización, el potencial de la célula es negativo y la despolarización cambia la polaridad del voltaje a través de la membrana. El potencial de despolarización es siempre positivo y abarca un rango de 30 mV a 60 mV.

La despolarización continúa hasta que se alcanza un máximo potencial positivo, después del cual la célula entra en un estado llamado repolarización. Específicamente, al final del estado de despolarización el potencial positivo abre un número de canales de potasio para permitir que los iones de potasio que permanecen dentro de la célula dejen la célula. Este proceso reduce la diferencia de potencial continuamente. En cierto punto tantos iones de potasio han dejado la célula que la diferencia de potencial se convierte negativo; eso es la repolarización de la célula.

Un ciclo de los procesos de despolarización y repolarización causa que el potencial de la célula se someta a una variación en la forma del pulso, que es llamado potencial de acción. El potencial de acción permite que las células se comuniquen entre ellas.

Después de la repolarización, la célula se somete a una corta fase llamada periodo refractario absoluto en el cual ningún otro estímulo puede estimular la célula. Durante este periodo, la membrana celular no responde algún estímulo, sin importar lo fuerte que éste pueda ser. Después de este periodo refractario absoluto, viene un periodo relativamente refractario, el cual permite que un estímulo inicie la despolarización, pero en un umbral más alto.

La despolarización y repolarización primero ocurren localmente. Es decir, el estímulo primero inicia un cambio localmente en el potencial de membrana, pero después los cambios locales estimulan las secciones cercanas de la membrana, ocasionando que el cambio de potencial de la membrana se propague.

El potencial de acción comienza con la aparición de un estímulo externo. La única condición necesaria para que un estímulo excite la célula es que exceda un umbral para instigar a la célula a que abra sus poros. En otras palabras, un mínimo potencial positivo es necesario para despolarizar la membrana.

3.1.4. Adquisición de la información eléctrica.

Los potenciales de acción pueden ser medidos con ayuda de transductores llamados electrodos. Dichos electrodos pueden ser situados en la superficie del órgano que envuelve las fuentes de los potenciales de acción.

El músculo cardíaco tiene un amplio suministro de iones a lo largo de todo el tejido para llevar a cabo las corrientes resultantes de los potenciales eléctricos en cualquier parte del tejido.

Los electrodos miden el potencial de cada punto en el tejido teniendo como referencia un electrodo a tierra o incluso un punto de referencia elegido convenientemente en el cuerpo mismo.

La actividad eléctrica de las células individuales cardíacas se manifiesta en la superficie de la piel como potenciales de superficie. Estos potenciales de superficie son la culminación de todas las despolarizaciones celulares que ocurren al mismo tiempo en todo el cuerpo.

3.1.5. Propagación del potencial eléctrico como onda.

La despolarización inicial de una sección de la membrana induce una despolarización en la membrana directamente adyacente porque la despolarización por definición excede el umbral del potencial. La despolarización se propaga por toda la membrana, lo que sugiere que la propagación del potencial de acción en la célula puede ser considerada como un fenómeno de propagación de onda.

3.2. Actividad eléctrica del corazón.

Para una mejor comprensión de la actividad eléctrica del corazón, ésta se explica en dos partes: Músculo cardíaco y proceso de excitación cardíaco.

3.2.1. Músculo cardíaco.

La función principal del músculo cardíaco puede ser resumida como sigue. Un potencial de acción que causa la contracción de las células del músculo del corazón, reduce el volumen atrial y ventricular respectivamente. Esto resulta en un incremento de presión, conduciendo a una salida a través de la válvula cuando la presión en frente de la válvula excede la presión detrás de la válvula. Este proceso proporciona cambios de presión para abrir y cerrar las válvulas y por lo tanto realizar la función de bombeo del corazón. La parte de contracción del corazón se llama sístole. Cada periodo sístole es seguido por un periodo de reposo, llamado diástole.

El músculo cardíaco es un músculo hueco que está diseñado para obligar a la sangre a entrar en un tubo para llenar el cuerpo. Las fibras del músculo cardíaco no son excitadas al mismo tiempo. La duración del periodo de despolarización asegura la máxima contracción con un solo impulso. La duración del periodo de repolarización asegura que no haya superposiciones inmediatas en las contracciones.

El periodo de despolarización es una función de la frecuencia en la cual el músculo cardíaco recibe los pulsos de iniciación. Técnicamente durante este tiempo y el subsecuente periodo de repolarización, ninguna nueva repolarización puede ser iniciada. Sin embargo, los periodos de polarización y despolarización están sujetos a ser acortados si es necesario. Conforme la tasa de repetición aumenta, se consigue un periodo de despolarización más corto. Esta característica le permite al corazón adaptarse al estado de ejercicio físico.

El músculo cardíaco contiene una malla de alambre de células excitables: tejido nodal que atraviesa el tejido del músculo cardíaco. Esta red de células excitables se encarga del control y ajuste del latido del corazón.

3.2.2. Proceso de excitación cardíaco.

Las células nodales se localizan en el corazón. Ellas inician, sincronizan y regulan las contracciones del corazón generando potenciales de acción periódicos. Las células nodales no poseen un potencial de reposo, pero tienen una constante pérdida de iones.

La persistente pérdida de iones eventualmente causa la despolarización espontánea de estas células nodales en intervalos regulares cuando el potencial de la membrana celular excede cierto umbral. Las células nodales también producen una repolarización después de cada despolarización. Todas las células nodales están unidas entre sí eléctricamente, de modo que cualquier célula nodal puede iniciar el proceso de despolarización. Sin embargo, hay un orden de despolarización; algunas células hacen el proceso más rápido que otras, dándole prioridad a la célula más rápida. Si las células más rápidas están dañadas, las células más lentas tomarán la iniciativa.

Estas células nodales están organizadas en dos grupos generales: el nodo sinoatrial (nodo S-A) y nodo atrioventricular (nodo A-V). Estos dos nodos se llaman marcapasos naturales. El nodo S-A, que es el marcapasos principal del corazón, estimula las aurículas y el nodo A-V a su vez, y después de una demora, estimula los ventrículos. El retardo eléctrico entre los nodos S-A y A-V es creado por la propagación de impulsos eléctricos a través del haz de tejidos entre los dos nodos. Este retardo le da tiempo a las aurículas para vaciar su contenido sanguíneo en los ventrículos, y la contracción de la aurícula es seguida a su debido tiempo por la contracción del ventrículo para obtener máxima eficiencia de bombeo.

El nodo A-V se encuentra justo por encima de la sección llamada anillo fibroso. El anillo fibroso es un tejido conectivo que separa la aurícula del ventrículo y es

un aislante eléctrico. El nódulo A-V está también bajo el endocardio de la aurícula derecha. Este nodo genera impulsos bajo estímulo de la despolarización auricular, pero también tiene una secuencia de despolarización por sí mismo puesto que está construida de tejido nodal también. La despolarización del nodo A-V generalmente es más lenta que la del nodo S-A. El impulso generado por el nodo A-V es conducido a través del haz de His el cual se rompe en múltiples ramas de conducción que llevan el impulso de despolarización a la punta del corazón. El nodo A-V tiene un rango de células con diferentes velocidades de despolarización. Las células del nodo A-V más lejanas del haz de His son más rápidas en la despolarización, mientras que las más lentas son las que se encuentran más cerca del haz de His. El haz de His actúa únicamente como conductor de pulsos eléctricos. La velocidad de propagación de la despolarización es de aproximadamente 0.5 m/s para el tejido del músculo cardíaco, mientras que la velocidad de propagación para el haz de His es de aproximadamente de 0.2 m/s.

Todas las células del músculo cardíaco están conectadas unas a otras por discos intercalados. El disco intercalado transmite la despolarización a la célula adyacente, esta célula responderá siempre y cuando no se encuentre en la zona de despolarización. El hecho de que las mismas células pasen la señal de despolarización a sólo ciertas células adyacentes es de importancia crucial para entender como el electrocardiograma (ECG) se forma en los electrodos.

Si todas las células en la punta del corazón son excitadas, la migración del frente de onda de la excitación eléctrica a través del disco intercalado proporcionará una suave despolarización. Este frente de despolarización se mueve homogéneamente hacia la base del corazón, y como resultado, la sangre es forzada a salir del ventrículo con la máxima eficiencia. Esta descripción de la actividad del corazón asume un corazón normal saludable.

3.3. La señal de electrocardiograma y las ondas que la componen.

El electrocardiograma es comúnmente la señal biomédica más usada en diagnósticos clínicos del corazón.

La grabación de la actividad eléctrica del corazón se llama electrocardiograma (ECG).

La despolarización y repolarización durante cada ciclo del corazón genera diferencias de potencial eléctrico locales, las cuales pueden ser medidas en la piel usando un equipo eléctrico. Este grupo de señales llamadas electrocardiograma (ECG), constituyen la señal clínicamente informativa más usada en el diagnóstico del sistema cardiovascular.

3.3.1. Origen de la señal del electrocardiograma.

EL ECG representa el patrón repetitivo de despolarización y repolarización del músculo del corazón. En la figura (3.2) se muestra la forma esquemática del ECG.

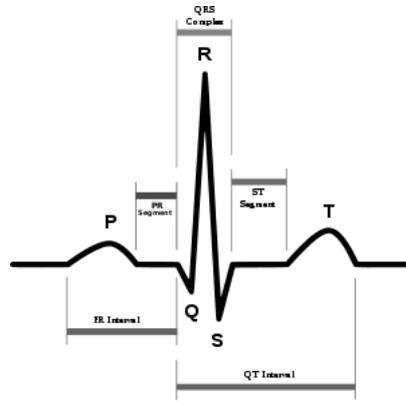


Figura 3.2.: Ondas características de la señal de ECG

El ECG está caracterizado por cinco picos, representados por las letras P, Q, R, S y T. La electrocardiografía hizo su introducción a través de los esfuerzos pioneros del científico alemán Willem Einthoven en 1903. Él usó un galvanómetro para diseñar una forma de grabar los potenciales de acción. Él también introdujo las marcas P, Q, R, S, y T en el ECG estándar. Los ECG iniciales fueron grabados en papel. El galvanómetro estaba directamente acoplado a una pluma. De esta forma un voltaje guiaba la desviación del galvanómetro y podía mover la pluma sobre el papel. Cada electrodo tenía su propia pluma y papel. Cada electrodo es ahora conectado a un amplificador y un filtro.

3.3.2. Interpretación de las ondas que componen la señal de electrocardiograma.

La onda P es el resultado de la despolarización auricular, mientras que el resto son causadas por el ventrículo.

La grabación inicial de la onda P dura aproximadamente 90 mseg y usualmente no es mayor a 2.5×10^{-4} V. La despolarización auricular causa que la aurícula se contraiga y llene el ventrículo. Usualmente la transición de la despolarización auricular no es detectada, y el nodo A-V es demasiado pequeño y está demasiado lejos de los electrodos como para ser registrado.

El tiempo entre la onda P y el complejo QRS es comúnmente usado como una línea de referencia.

El complejo QRS dura aproximadamente 80 mseg y tiene una amplitud cerca de 1 mV. El complejo QRS muestra la despolarización del tabique (la pared que separa el ventrículo derecho e izquierdo) y la conducción a través de las fibras Purkinje. La pieza final del complejo QRS es la despolarización de la pared ventricular de adentro hacia afuera y del fondo hasta el tope. La repolarización toma lugar de afuera hacia adentro y tiene la polaridad opuesta a la despolarización. La onda de repolarización no es grabada bajo condiciones normales. Es extremadamente débil y cae a la mitad de la despolarización que representa la excitación de la contracción ventricular, el complejo QRS. Durante la repolarización, la aurícula se relaja y se llena de nuevo. La repolarización se puede distinguir de la despolarización en el potencial de acción cardiaco por el hecho de que el frente de onda de repolarización es mayor en cuanto a duración que el frente de onda de despolarización. La repolarización también tiene un gradiente de potencial de acción mucho más suave, que incorpora un gradiente más pequeño en la derivada respecto al tiempo del potencial de la membrana celular.

La despolarización ventricular está representada en la onda T de la señal de ECG. La onda T tiene una amplitud menor que el complejo QRS.

3.3.3. Derivaciones de la señal de electrocardiograma.

El ECG no es medido directamente en el corazón sino en el exterior del cuerpo. La medición más vieja del ECG estándar es una grabación de extremidades de tres puntos, en los brazos y en una pierna, la cual es esencialmente la misma que la colocación de electrodos de Einthoven. La grabación usa tres mediciones bipolares: la derivación I está entre el brazo izquierdo (L) y el brazo derecho (R) (VL-VR); la derivación II está entre la pierna (F) y el brazo derecho (VF-VL); y la derivación III está entre la pierna y el brazo derecho (VF-VL). La figura (3.3) muestra esta configuración. Otra colocación de los electrodos es a través de una curva de desplazamiento en el pecho que describe la colocación de los electrodos comenzando por la derecha, con un electrodo en cada lado del esternón y tres electrodos más que se arrastran del lado izquierdo del esternón en la quinta costilla, con el sexto electrodo debajo de la axila en la sexta costilla. Esta colocación de electrodos es llamada V1-V6. La figura (3.4) muestra esta configuración. Estos seis electrodos se le añaden a los de tres extremidades. Esta configuración de ECG estándar fue ideada por Frank Wilson. En la colocación de Wilson, debido a la simetría del lado izquierdo y el lado derecho del corazón, algunos de los efectos de despolarización se anulan entre sí. Específicamente, mientras que un evento (onda de impulsos eléctricos) puede estar alejándose del electrodo, otro se mueve hacia el electrodo, los vectores de campo eléctrico se anulan entre sí. Incluso cuando las dos ondas no se cancelan una a la otra, la derivación resultante indica un problema en el patrón de despolarización, el cual proporciona información de diagnóstico invaluable.

En las figuras (3.3 y 3.4) se muestra la configuración de electrodos propuesta por Einthoven y la configuración propuesta por Wilson respectivamente.

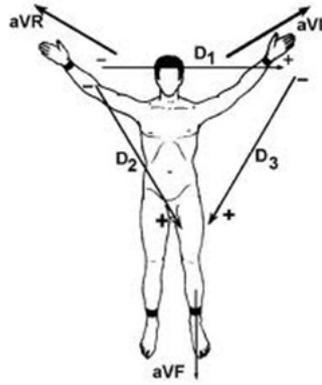


Figura 3.3.: Configuración de electrodos propuesta por Einthoven

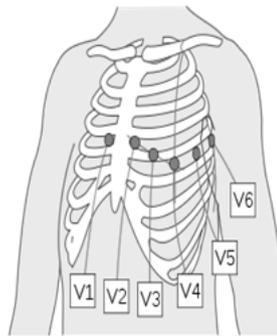


Figura 3.4.: Configuración de electrodos propuesta por Wilson

Goldberger después encontró que la sensibilidad de las mediciones se puede mejorar mediante la disociación de la extremidad en la que se desea la señal y hace la medición de la diferencia con otros electrodos.

El desacoplamiento de cada una de las grabaciones individuales da las siguientes mediciones aumentadas:

$$aV_R = V_R - \frac{V_L + V_F}{2} = \frac{2V_R - V_L - V_F}{2}$$

$$aV_L = \frac{V_R + V_F}{3} = \frac{2V_L - V_R - V_F}{2}$$

$$aV_F = V_F - \frac{V_L + V_R}{2} = \frac{2V_F - V_L - V_R}{2}$$

Combinando todas las mediciones anteriores nos da un total de tres electrodos en las extremidades (Einthoven), seis en el pecho (Wilson), y las tres derivaciones desacopladas introducidas por Goldberger, creando un total de doce derivaciones.

En general, todas las grabaciones eléctricas se realizan con ayuda de un amplificador diferencial. En la amplificación diferencial, la señal de diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos medidos se amplifica, y por lo tanto los componentes de señal que se registrarán en ambos electrodos simultáneamente se filtran. Este proceso se denomina rechazo de modo común. Como diversas fuentes de ruido tendrán el mismo impacto en la actividad eléctrica registrada en los electrodos, mediante la medición de la diferencia entre los electrodos, es decir, el rechazo de modo común, el ruido es simplemente eliminado.

En general, el ECG de 12 derivaciones es el estándar para el diagnóstico clínico.

3.4. Adquisición de señales de electrocardiograma.

3.4.1. Base de datos MIT-BIH.

La base de datos MIT-BIH está compuesta por varias bases de datos con diferentes características. Para la realización de este proyecto se utilizaron dos bases de datos: MIT-BIH Arrhythmia Database y MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.

Debido a que las señales provienen de distintas bases de datos, tienen diferentes frecuencias. Una característica común es que las señales no han sido filtradas y por lo tanto contienen ruido y desviaciones en la línea de base.

3.4.1.1. MIT-BIH Arrhythmia Database

Esta base de datos está compuesta por 48 grabaciones de las cuales 25 están disponibles de manera gratuita. Estas grabaciones tienen una duración de 30 minutos. Cada grabación contiene 2 canales muestreados a 360Hz [16].

3.4.1.2. MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database

Esta base de datos está compuesta por 22 grabaciones de 35 minutos de duración. Cada grabación contiene dos canales muestreados a 250Hz.[17].

3.5. Conclusión

En este tercer capítulo se llevó al lector a través de la actividad intracelular del corazón, conoció su potencial transmembrana y potencial de acción. Y así llegar al estudio de la señal ECG, como actividad eléctrica del corazón, abarcando la obtención

de esta señal por medio de las doce derivaciones que el cuerpo humano. Y desde un punto de vista estructural, se explicaron las diferentes ondas del ECG.

Y como último punto se dio a conocer la base de datos (MIT-BIH) donde se tomarán las diferentes señales para la aplicación de nuestro método de detección de arritmias cardíacas.

Como siguiente capítulo, se introducirá al lector al inicio del procesamiento digital de señales que es la base de este trabajo.

4. Fundamentos del procesamiento de la señal de electrocardiograma.

En este capítulo se dan a conocer conceptos básicos sobre el procesamiento digital de la señal, se da una breve explicación de la aplicación para el ECG y se discute el enfoque adquirido en el trabajo.

4.1. Introducción al procesamiento digital de señales.

Las señales tienen un papel sumamente importante en la vida diaria. La voz, la música, y el vídeo son señales que encontramos en la vida cotidiana.

Una señal es una secuencia ordenada de números que describe las tendencias y variaciones de una cantidad física. Las mediciones consecutivas de una cantidad física tomada en diferentes tiempos crean una señal típica en ingeniería.

La mayoría de las señales que encontramos son generadas de forma natural, sin embargo, las señales también pueden ser generadas sintéticamente por medio de una simulación por computadora.

En un contexto ingenieril, las señales son portadoras de información, y el objetivo es extraer la información útil de la señal. Sin embargo, la extracción o el mejoramiento de la información útil a partir de una mezcla de información tanto útil como indeseable es la forma más simple de procesamiento de señales.

El método para extraer la información de la señal depende del tipo de la señal y de la naturaleza de la información que porta la señal.

De forma más general, el procesamiento de señales es una operación diseñada para extraer, mejorar, almacenar y transmitir información útil.

En la figura (4.1) se muestra el diagrama de bloques de un sistema.



Figura 4.1.: Diagrama de bloques de un sistema

La mayoría de las señales que encontramos en la práctica son analógicas. El procesamiento analógico de la señal, usa circuitos con elementos analógicos como resistores, capacitores, inductores y componentes activos como amplificadores operacionales, y dispositivos no lineales. Como los inductores están hechos con material magnético, éstos tienen resistencia y capacitancia inherente. Esto hace que la calidad de los componentes sea baja. Los elementos tienden a ser voluminosos y su efectividad es reducida. El procesamiento analógico es una forma natural de resolver ecuaciones diferenciales que describen sistemas físicos en tiempo real.

El procesamiento digital de la señal (PDS) hace uso de una computadora, la cual tiene tres elementos básicos, sumadores, multiplicadores y memoria para almacenar. El PDS consiste en cálculos numéricos y no hay garantía de que el procesamiento se pueda hacer en tiempo real. Además si la señal de entrada y la señal de salida son analógicas, es necesario tener un convertidor analógico-digital (A/D) y un convertidor digital-analógico (D/A) para implementar el procesamiento digital de la señal.

El enfoque digital tiene distintas ventajas sobre el enfoque analógico. El procesador digital puede ser usado para implementar diferentes versiones de un sistema con solo cambiar el software del procesador. Tiene flexibilidad. En el caso analógico, el sistema tiene que ser rediseñado cada vez que las especificaciones cambian. Los componentes del diseño pueden no estar disponibles o tener un rango de tolerancia. Además, los componentes sufren variaciones con parámetros como temperatura, humedad, etc.

Por todas estas desventajas, la tecnología se inclina cada vez más hacia lo digital.

Los principales enfoques para el procesamiento digital de la señal se pueden agrupar en el dominio del tiempo, el dominio de la frecuencia y el dominio tiempo-frecuencia.

Aunque los tres dominios contienen exactamente la misma información, ciertas características de la señal pueden ser extraídas con mayor facilidad en ciertos dominios, es por eso que se elige un dominio sobre otro para el PDS.

En términos específicos como la señal de ECG, la principal característica que se puede extraer del dominio del tiempo es la duración del ciclo del corazón. La duración del ciclo del corazón frecuentemente se deriva mediante la medición del período de

tiempo entre dos ondas R. Otras características son la duración de cada onda (es decir, la duración del complejo QRS) y la separación de tiempo entre las ondas (por ejemplo, el intervalo de tiempo entre las ondas T y P, es decir, el intervalo de T-P). Generalmente, el complejo QRS se identifica por la forma característica y constante en relación de tiempo estable en el patrón. Otra característica de interés es el intervalo de tiempo entre la onda T y la consiguiente onda P. Esta medida muestra la separación entre dos eventos importantes: la tasa de pulso del nodo sinodal, que se expresa en la onda P, y el fenómeno de repolarización que es el origen de la onda T.

Para el caso de dominio en frecuencia, en cualquier forma de onda ECG, el complejo QRS se localiza como la región de alta frecuencia. Las ondas P y T son principalmente componentes de baja frecuencia. El segmento ST en el ECG tiene contenido de baja frecuencia. El ECG normal y la desviación de ECG a menudo tienen un contenido de frecuencia muy diferente. Dado que la velocidad normal del corazón está en el intervalo de 60 a 100 latidos por minuto, la taquicardia puede superar los 100 latidos por minuto. Además de las diferencias de frecuencia, las rampas de despolarización y repolarización también cambian bajo condiciones de anomalías, lo que requiere un ancho de banda mucho más amplio para describir cada fenómeno diferente.

El ECG estándar puede ser descrito por los primeros ocho armónicos del ritmo del corazón en el dominio de Fourier. Cualquier cambio de alta frecuencia en el ECG normal a menudo crea variaciones en el ECG que requieren un número mucho mayor de los armónicos para describir la gama de frecuencias de 0 a 100 Hz. Sin embargo, al entrar en el espectro de mayor frecuencia, estará dominado por el ruido y, no aportará información adicional.

Dado que los potenciales de acción son principalmente estocásticos en la naturaleza, el análisis wavelet de un único potencial de acción puede no proporcionar los datos fiables necesarios para un diagnóstico preciso.

Sin embargo, cuando se observa una señal repetitiva (como un ECG) como resultado de la suma de muchos potenciales de acción, las características del dominio wavelet pueden identificar las contribuciones relativas de las frecuencias más altas (bajas escalas).

Las características wavelet utilizada en el análisis de ECG a menudo detectan la existencia de una versión a escala o desplazada de un patrón típico o de onda. Descomposición Wavelet utiliza una wavelet madre que se asemeja a la forma general del complejo QRS, lo que revela la ubicación, la amplitud y la escala del patrón de QRS cuantitativamente.

El análisis Wavelet también se realiza utilizando wavelets de Daubechies las cuales serán vistas más adelante.

4.2. Análisis de la señal en tiempo y frecuencia.

Dentro de este subcapítulo se mencionan dos métodos utilizados comúnmente para el análisis de señales, uno en el dominio del tiempo (AR) [26] y otro en el dominio de la frecuencia (TF).

4.2.1. Modelo autorregresivo (AR)

Un proceso autorregresivo es una señal (posiblemente de valor complejo) estocástica estacionaria, generada por la siguiente ecuación [2]:

$$x(n) = \sum_{i=1}^p a(i) x[n-i] + e(n)$$

Donde:

$x(n)$ Señal en el tiempo

$e(n)$ Ruido blanco

$a(i)$ Coeficientes AR

Modelado AR (ha sido utilizado ampliamente para el corazón, modelo variabilidad de frecuencia cardíaca (VFC) y para la estimación del espectro de potencia de las señales de ECG).

Primera etapa (Detección del complejo QRS)

Antes del modelado, las señales de ECG fueron pre-procesadas para eliminar el ruido debido a interferencias de la línea de alimentación, la espiración, temblores musculares, picos, etc.

Para realizar esta primera etapa se utilizó el algoritmo de Pan & Tompkins, el cual se basa en el análisis digital de las pendientes, la amplitud y anchura. La metodología es pasar nuestra señal ECG a través de un filtro paso banda digital, para reducir el ruido. Posteriormente, la señal filtrada se pasa a través de ventanas de integración. Finalmente, un umbral adaptativo se aplica con el fin de aumentar la sensibilidad de detección[26].

Los diferentes pasos del algoritmo se muestra en la figura (4.2).

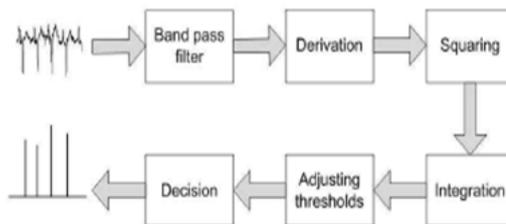


Figura 4.2.: Estructura del algoritmo Pan & Tompkins

Segunda etapa (Algoritmo de clasificación de arritmias)

Para esta etapa se utilizarán los coeficientes del método autorregresivo, para obtenerlos se utilizará el algoritmo Burg, posteriormente se aplica MLG (modelo lineal generalizado) que está dado por:

$$\hat{Y} = AB + \epsilon$$

Este modelo hizo una clasificación lineal la cual dividió en etapas para diferenciar entre las señales del ECG normal y las arritmias cardíacas y se muestran en la figura (4.3).

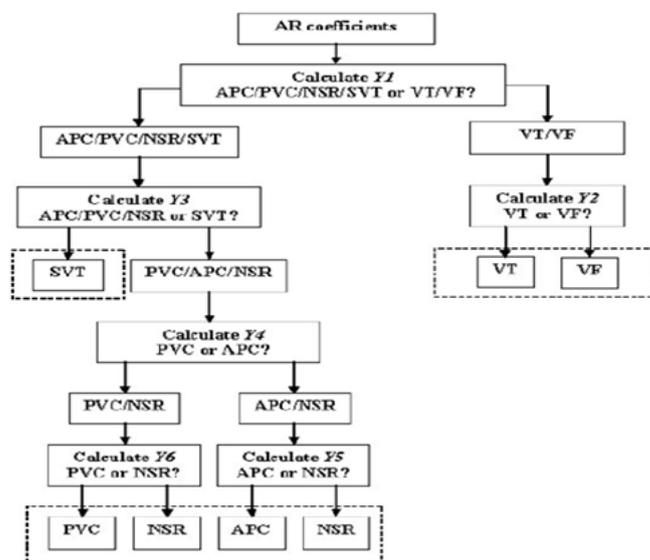


Figura 4.3.: Algoritmo para la clasificación de arritmias

4.2.2. Transformada de Fourier

La Transformada de Fourier (TF), es una herramienta matemática reconocida por su capacidad de entregar una representación del contenido de frecuencias que posee una determinada señal.

Para definir la TF, se considera $g(t)$ como una señal continua en el tiempo. La TF de esta señal, se muestra como $G(f)$ se define como sigue:

$$G(f) = TF\{G(T)\} = \int_{-\infty}^{\infty} g(t)e^{-j2\pi ft} dt$$

donde f es la frecuencia y j es un número imaginario.

Debido a que $G(f)$ es una función compleja de f se puede describir como:

$$G(f) = |G(f)|e^{j\angle G(f)}$$

donde $|G(f)|$ es la magnitud de $G(f)$ y $\angle G(f)$ representa la fase de $G(f)$

Sin embargo ha surgido la necesidad de poder analizar señales que no se comporten de forma estacionaria o que presentan cambios bruscos en intervalos pequeños. Estas señales pueden surgir en la investigación en áreas como la medicina, sismología, electrónica, etc. [7]

4.3. Análisis de la señal en tiempo-frecuencia

Dentro de este subcapítulo se mencionan dos métodos utilizados comúnmente para el análisis de señales en el dominio tiempo-frecuencia (STFT) [25] y (TW).

4.3.1. Short Time Fourier Transform

Para 1946 Denis Gabor adaptó la Transformada de Fourier para poder analizar una pequeña sección de la señal en un determinado tiempo (mediante una especie de ventana). Esta adaptación es la que se conoce como STFT por sus siglas en inglés (Short-Time Fourier Transform), la cual lleva una señal del plano en el tiempo al plano bidimensional del tiempo-frecuencia [3].

La figura (4.4) muestra esquemáticamente la STFT.

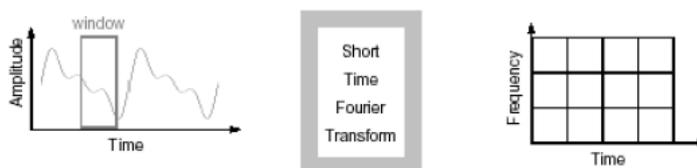


Figura 4.4.: Esquema de la STFT

Esta forma particular de la transformada de Fourier se decidió utilizar debido a las desventajas que presenta la transformada de Fourier para analizar señales que ocurren en diferentes tiempos. Para una señal $x(t)$, la STFT se define como [13] .

$$X_{STFT}(a, f) \int x(t)g^*(t - a)dt$$

Donde $g(t - a)$ es una versión desplazada de una ventana en el tiempo (puerta) $g(t)$ que extrae una porción de la señal $x(t)$. En otras palabras, la puerta $g(t - a)$ con un lapso limitado, selecciona y extrae solamente una porción de la señal $x(t)$ para ser analizada por la Transformada de Fourier .

A pesar de las propiedades favorables de la STFT, esta transformada no es la mejor solución para localizar los eventos en tiempo y frecuencia de la señal. El primer factor que identifica los defectos de la STFT es la elección de la longitud de la ventana. Una ventana demasiado corta no puede capturar toda la duración de un evento, mientras que una ventana demasiado larga puede capturar dos o más eventos a la vez.

Otra desventaja de la STFT se refiere a la naturaleza de las funciones de base utilizadas en la transformada de Fourier, es decir, exponenciales complejas. El término $e^{(-2j\pi ft)}$ describe las variaciones sinusoidales en espacios reales y complejos. Tales funciones sinusoidales existen en todo momento y no están limitadas en el lapso o duración. Sin embargo, por definición, los eventos son las variaciones que típicamente están limitadas en el tiempo, es decir que comienzan en un punto determinado en el tiempo y finalizan en otro momento. El hecho de que las funciones sinusoidales que son base de tiempo ilimitado se utilizan para analizar las variaciones de duración limitada, explica por qué la STFT puede no ser la mejor solución para la detección de eventos, tiene mucho sentido usar como base funciones de tiempo limitado para descomponer y analizar eventos limitados en el tiempo. Estas dos desventajas de la STFT nos llevan a la definición de la Transformada Wavelet que es extremadamente útil para aplicaciones biomédicas.

A continuación se describe un ejemplo del método en el análisis de la señal de ECG:

La STFT se emplea para eliminar información no deseada, como la onda P, onda T y ruidos. El método de umbral adaptativo se propuso para detectar el complejo QRS, se aplicó en el ECG de procesamiento.

Primera etapa (Detección del complejo QRS):

La STFT es la técnica para el análisis de señales no estacionarias que transforma la información de la señal de dominio de tiempo a dominio de tiempo-frecuencia, su objetivo es eliminar información no deseada, como la onda P, onda T y ruidos, nuestra transformada puede ser representada de la siguiente forma:

$$T(f, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) w(t - \tau)] e^{-2j\pi ft} dt$$

La señal en STFT se encuentra en función del tiempo τ y frecuencia f . La distribución de energía en la superficie de STFT llamado espectrograma se puede calcular a partir de la ecuación:

$$E(f, \tau) = \|T(f, \tau)\|^2$$

Para poder detectar el complejo QRS, este método se utilizó en la etapa de filtrado. Una ventana rectangular (SFTF) se utilizó para transformar la señal ECG en tiempo y frecuencia.

La STFT a 45 Hz (para eliminar el ruido) y se calcula a partir de [25]:

$$E(\tau) = \log(E(45, \tau))$$

Los datos del espectrograma a la frecuencia de 45 Hz, se utilizó para localizar el complejo QRS .

Segunda etapa (Algoritmo de clasificación de arritmias)

En esta etapa podemos encontrar diversos algoritmos, los más usados son tres (Neural Network NN, Adaptive-Network-Based Fuzzy Interface System ANFIS, Support Vector Machine SVM)

4.3.2. Transformada Wavelet

Una onda (wave) es usualmente definida como una función oscilante en tiempo o espacio.

Una wavelet es una “pequeña onda”, que tiene su energía concentrada en el tiempo para proporcionar una herramienta para el análisis de fenómenos transitorios, no estacionarios o variantes en el tiempo. Todavía tiene la característica oscilante de la onda pero también tiene la habilidad de permitir el análisis simultáneo en tiempo y frecuencia con una base matemática flexible.

Una señal o función puede ser mejor analizada, descrita, o procesada si es expresada como una descomposición lineal como [24]

$$f(t) = \sum_l a_l \psi_l(t)$$

Donde l es un índice entero para la suma finita o infinita, a_l son los coeficientes de expansión con valores reales, y $\psi_l(t)$ es el conjunto de funciones de valores reales de t llamado el conjunto de expansión.

Para la expansión de wavelet, se construye un sistema de dos parámetros como sigue [24]

$$f(t) = \sum_k \sum_j a_{j,k} \psi_{j,k}(t)$$

Donde j y k son índices enteros y $\psi_{(j,k)}(t)$ son las funciones de la expansión de wavelet que usualmente forman una base ortogonal. El conjunto de coeficientes de expansión $a_{(j,k)}$ es llamado Transformada Discreta Wavelet de $f(t)$ y es la transformada inversa.

La figura (4.5) muestra esquemáticamente la TW.



Figura 4.5.: Esquema de la TW

4.3.3. Transformada Discreta Wavelet.

Es aquella Transformada Wavelet para la cual las funciones wavelet son discretizadas, de igual forma la información recabada está en una escala tiempo-frecuencia.

La idea fue desarrollada por Mallat en 1988 quien diseñó un algoritmo basado en un banco de filtros que permite obtener una Transformada Wavelet en una forma instantánea a partir de los datos de interés [7].

Básicamente la TDW realiza dos procesos: filtrado de la señal utilizando un filtro pasa bajos y un filtro pasa altos de descomposición y el submuestreo de las señales de salida [10]. En la mayoría de las señales las componentes de baja frecuencia son las que contienen la mayor parte de la información de la señal, mientras que las componentes de alta frecuencia se encargan de incorporar características particulares.

- Aproximaciones (componentes de baja frecuencia)
- Detalles (componentes de alta frecuencia)

La figura (4.6) muestra esquemáticamente la descomposición de la señal.

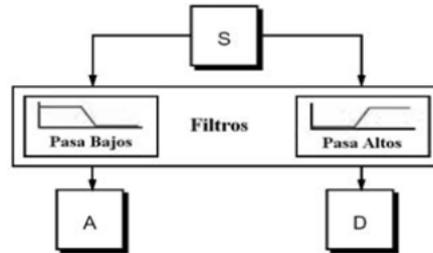


Figura 4.6.: Esquema de descomposición de la señal

La ecuación llamada Transformada Discreta Wavelet (DWT) es [5]:

$$f(t) = \sum_{k=0}^{2^j-1} c_{j0k} \varphi_{j0k}(t) + \sum_{j=j_0}^{N=12^j-1} \sum_{k=0} d_{jk} \varphi_{jk}(t) \dots\dots j, k \in Z^+$$

Donde:

- $c_{j0,k}$ Coeficientes de escala
- d_{jk} Coeficientes Wavelet
- j_0 Entrega el espacio inicial
- 2^N Longitud de la señal $f(n)$

Ahora vemos que las wavelets $\psi_{jk}(t)$ están localizadas en el intervalo centrado en $(t_0 + k) 2^{-j}$, con una longitud de $2^j \Delta_\omega$. Estas bandas representan una partición de niveles en el dominio de la frecuencia [21].

De tal forma que analizar una señal por medio de la Transformada Discreta consiste en descomponer la misma en un banco de filtros y en cada nivel caracterizar el comportamiento en el tiempo.

A diferencia de Fourier, al análisis se realiza en niveles de frecuencia que duplican su dimensión hacia las altas frecuencias, a la vez que se reduce el rango de localización. Es posible entonces localizar por medio del espectro, tanto fenómenos locales como patrones de autosimilaridad a distintas escalas.

Se sabe que el apropiado truncamiento de las series de wavelets, realizado en cada nivel j , no desnaturaliza o destruye la señal. Pero hay que tomar en cuenta que la Transformada Discreta Wavelet no es apropiada para caracterizar fenómenos estacionarios, casi monocromáticos. Sin embargo, el empleo de wavelets es tan flexible, que es posible extender la Transformada Discreta y diseñar otras mejor adaptadas para propósitos particulares.

Las operaciones implican una importante tarea computacional, las mismas pueden realizarse mediante eficientes algoritmos, los cuales realizan el análisis y la síntesis mediante filtros digitales, operando a partir de los datos muestrales de la señal.

4.3.4. Familia de filtros Daubechies.

La Transformada Wavelet de tipo Daubechies, se definen del mismo modo que la Transformada Wavelet Haar, que es calcular promedios y las diferencias que se obtienen a través de los productos escalares, señales de escala, la única diferencia entre ellos consiste en cómo estas señales de escala y wavelets se definen.

Para los filtros Daubechies, lo que hacen es producir los promedios y las diferencias utilizando sólo un poco más los valores de la señal. Este pequeño cambio, sin embargo, proporciona una enorme mejora en las capacidades de este tipo de transformadas. Esto nos proporciona un conjunto de potentes herramientas para llevar a cabo tareas básicas de procesamiento de señales. Estas tareas incluyen la compresión y la eliminación de ruido para señales de audio y para las imágenes, e incluyen mejoras de la imagen y el reconocimiento de la señal.

Al igual que la transformada de Haar, la Transformada Wavelet Daubechies conserva la energía de las señales y redistribuye la energía en una forma más compacta.

Cada nivel tiene cierta forma de Transformada Wavelet del tipo Daubechies.

Las figuras (4.7, 4.8 y 4.9) muestran tanto las aproximaciones Daubechies como la función Wavelet desde el nivel 4 hasta el nivel 6.

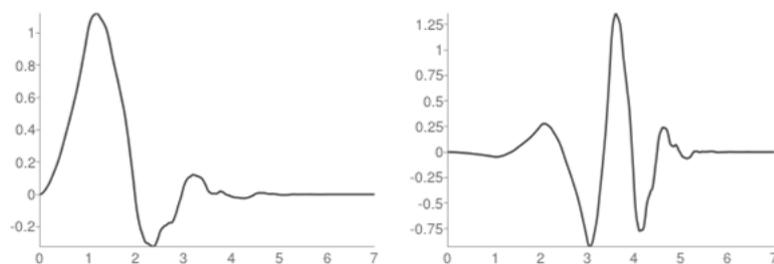


Figura 4.7.: Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 4

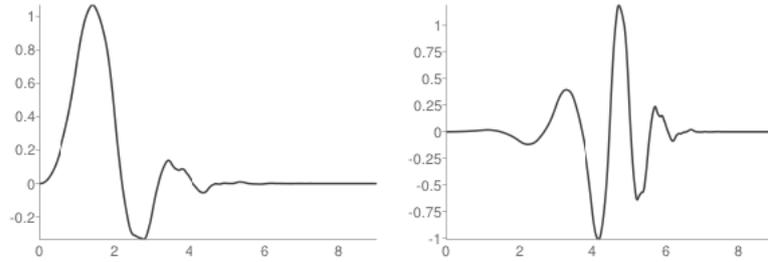


Figura 4.8.: Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 5

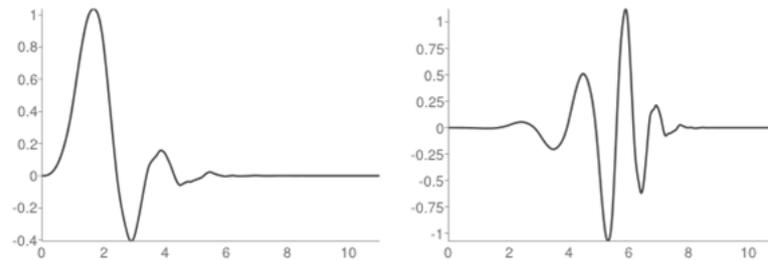


Figura 4.9.: Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 6

4.3.4.1. Características de los Filtros Daubechies en Matlab

Para el procesamiento de señales, en el campo de estudio hay diferentes paqueterías ya diseñadas para aplicar los distintos análisis de señales. Dentro de este trabajo la paquetería utilizada será Wavelet Toolbox de Matlab. Específicamente en las wavelets discretas, de una dimensión ya que nuestro objeto de estudio es una señal.

Pero dentro de cada wavelet ya precargada, hay un diseño matemático y características dependiendo de la familia wavelet que se escoja. En este caso se utilizó Wavelet Daubechies, las características de esta wavelet son [32]:

- Filtros de mínima fase
- Ortogonalidad
- Biortogonalidad
- El orden es N (estrictamente enteros positivos)
- Ancho de soporte $2N - 1$
- Longitud de los filtros $2N$

4.4. Conclusión

Como capítulo introductorio al procesamiento digital, se tomaron los principales conceptos de procesamiento, desde el concepto de señal y sistema desde un punto de vista ingenieril y aplicado, pasando por los principales dominios para el análisis que puede tener una señal, como lo son en el tiempo, en la frecuencia y en tiempo-frecuencia (Transformada Wavelet). Y en este último análisis se abarcó la TDW (Transformada Discreta Wavelet) y como derivación de ella, los filtros Daubechies, los cuales representan una parte importante del procesamiento de la señal ECG en nuestro trabajo y de la misma detección.

En el próximo capítulo se dará paso a la descripción y desarrollo de cada una de las etapas que conforman el método propuesto en este trabajo.

5. Detección y clasificación de arritmias cardíacas.

A continuación se hace una comparación entre el método en el que se basó el presente trabajo [23], el cual presenta la detección automática del intervalo R-R por Transformada Wavelet, con el enfoque propuesto. Posteriormente se explica a detalle tal enfoque y sus características.

Hay que tener en cuenta que nuestro método se encuentra dividido en tres partes, una el preprocesamiento de la señal de ECG, la segunda es la forma de detección del intervalo R-R y como tercera parte se tiene el algoritmo que clasificará a las diferentes arritmias cardíacas.

En la figura (5.1) se muestra un diagrama de bloques de la composición del método propuesto.

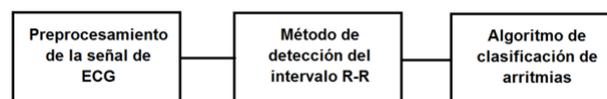


Figura 5.1.: Método propuesto.

5.1. Detección del intervalo R-R.

El principal objetivo dentro de este capítulo es la comparación de resultados entre el método implementado para este trabajo y aquellos métodos existentes. Dentro de esta rama de investigación podemos encontrar diversos métodos para poder detectar el intervalo R-R.

Se analizará el principal método que puede ser comparado con nuestro método por Wavelet.

5.1.1. Transformada Discreta Wavelet

Este método inicialmente descompone la señal original de ECG utilizando la Transformada Discreta Wavelet y Daubechies Wavelet (db6) como la wavelet madre. Remueve las componentes de baja frecuencia para remover la línea de base y remueve

las componentes de alta frecuencia para remover el ruido de la señal original. Después utiliza la señal preprocesada para encontrar el intervalo R-R del ECG automáticamente.

A continuación se muestra en la figura (5.2) la detección de intervalo R-R que obtuvimos en comparación con la figura (5.3) donde se muestra la detección del intervalo R-R obtenido por Vanisree K y Jyothi Singaraju.

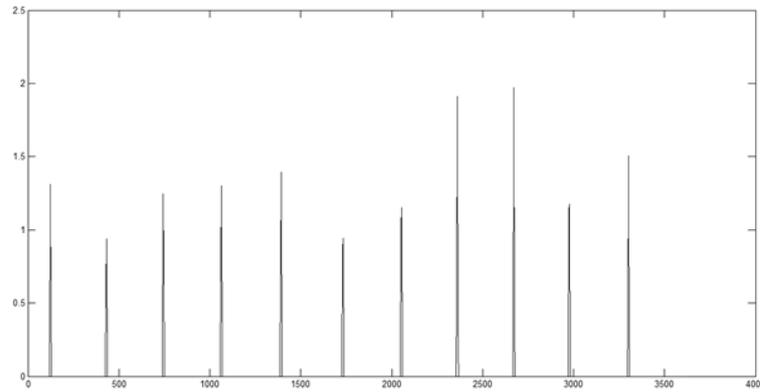


Figura 5.2.: Detección del intervalo R-R obtenida.

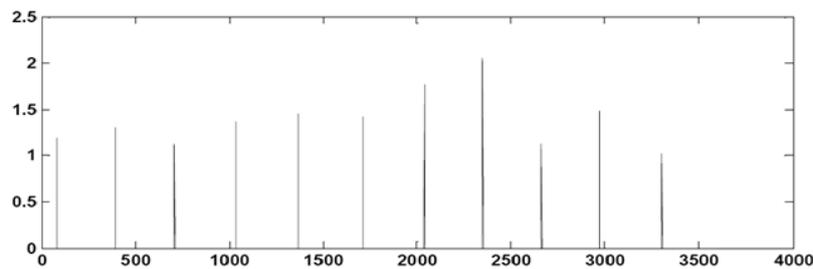


Figura 5.3.: Detección del intervalo R-R con el método Vanisree K-Jyothi Singaraju.

Se puede observar al comparar los resultados obtenidos, que en los dos casos se logra el objetivo deseado, que es la detección del intervalo R-R.

5.2. Método de clasificación de arritmias cardíacas.

A continuación se detalla el método propuesto. Este método consta del preprocesamiento de la señal de ECG, que realiza la eliminación de la línea de base y la eliminación del ruido, esta última con ayuda de la Transformada Discreta Wavelet;

la detección del intervalo R-R, que igualmente utiliza la Transformada Discreta Wavelet y el algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas, basado en la detección del ritmo cardíaco.

La figura (5.4) muestra un diagrama detallado del método propuesto.

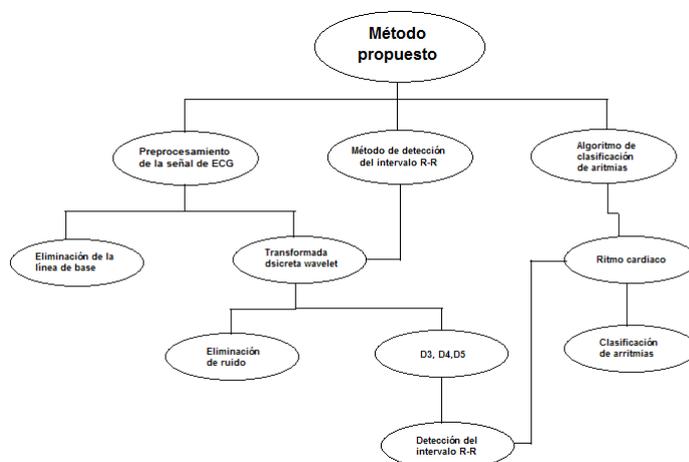


Figura 5.4.: Diagrama detallado del método propuesto.

5.2.1. Eliminación de la línea de base.

Una señal de ECG normalmente presenta una línea de base que impide el procesamiento de la señal.

El primer paso para el procesamiento digital de la señal de ECG consiste en la eliminación de la línea de base. Para eliminarla, se suaviza la señal utilizando la función de matlab smooth que utiliza el método promedio móvil.

El filtro de promedio móvil logra eliminar la línea de base con un factor apropiado para suavizar la señal. Este factor se calcula dividiendo el periodo de la señal de ECG entre el tiempo de muestreo de la señal (en segundos). [18].

5.2.2. Implementación de la Transformada Discreta Wavelet.

En el procesamiento digital de la señal se utilizan las transformadas en los dominios tiempo y frecuencia para facilitar los cálculos así como visibilidad de cierta información de la señal.

La transformada más conocida es la transformada de Fourier, esta transformada se puede ver como la representación de una suma de secuencias de senos y cosenos con frecuencias que son múltiplos enteros de la frecuencia fundamental asociada con la secuencia periódica.

El problema con el análisis mediante la transformada de Fourier al pasar la señal al dominio del tiempo es que se pierde la información referente al tiempo, es decir, que no es posible determinar el momento en el que ocurre cierto evento o en el que se presenta cierta frecuencia.

Una forma de corregir el problema de la transformada de Fourier es mediante la STFT (Short Time Fourier Transform) que permite el análisis de la señal tanto en el tiempo como en la frecuencia por medio de ventanas, pero que también presenta un problema, dicha información se encuentra limitada por el tamaño de la ventana.

Esto nos conduce a la Transformada Discreta Wavelet que nos permite la descomposición de una señal discreta a varias escalas en sus componentes tiempo-frecuencia.

El análisis Wavelet permite el uso de intervalos grandes de tiempo en aquellos segmentos en los que se requiere mayor precisión en baja frecuencia, y regiones más pequeñas donde se requiere información en alta frecuencia, esto se logra mediante una técnica de ventanas con regiones de tamaño variable.

En la figura (5.5) se muestra el filtro de bancos para implementar la descomposición discreta wavelet.

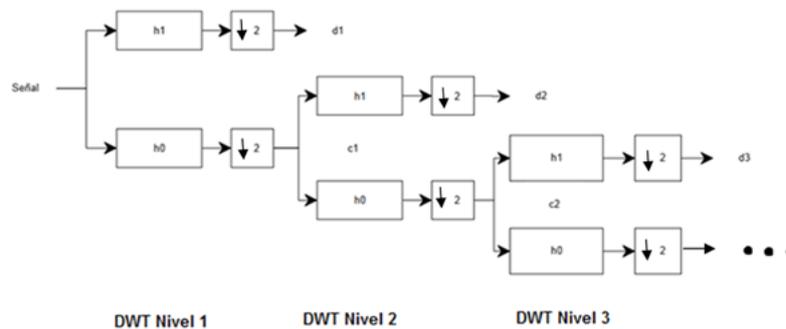


Figura 5.5.: Filtro para la descomposición discreta wavelet

Las notaciones $h1$ y $h0$ son los filtros FIR paso altos y paso bajas respectivamente. Cada señal filtrada es submuestreada lo que se reduce la longitud de las componentes de la señal por un factor de dos.

En el presente trabajo se utiliza la transformada wavelet para eliminar el ruido así como las componentes indeseables de la señal y de esa forma poder extraer el intervalo R-R. La descomposición de la señal se realiza en el nivel 8, la wavelet madre o función base utilizada es db6.

La señal se reconstruye de los coeficientes d_1 , los cuales contienen las componentes de frecuencias más altas usando la Transformada Discreta Wavelet Inversa (TDWI). Esta señal reconstruida contiene el detalle de las altas frecuencias en la señal original. Así que la señal reconstruida de d_1 , d_2 , y los otros coeficientes d_n es llamada el detalle. Para representar estas señales usamos la notación D1 que significa el detalle en el nivel 1.[21].

5.2.3. Eliminación de ruido de la señal.

Aunque los componentes de baja frecuencia se eliminan de la señal original, aún puede tener ruido debido a los componentes de alta frecuencia. Con el fin de eliminar el ruido de la señal se requiere identificar qué componentes contienen ruido y, a continuación estos componentes identificados se eliminan de la señal.

Cuando se descompone una señal por la TDW, observamos que las aproximaciones sucesivas se vuelven menos y menos ruidosas a medida que la información de alta frecuencia se filtra de la señal. Pero al desechar toda la información de alta frecuencia, también se pueden perder muchas características de la señal original. Una óptima eliminación de ruido requiere un enfoque más sutil llamado tresholding [21]. Esto implica desechar sólo las porciones de los detalles que superan un cierto límite.

5.2.4. Detección del intervalo R-R.

Para determinar el intervalo R-R de una señal de ECG es necesario detectar las ondas R en la señal. Dado que las ondas R tienen mayores amplitudes que las demás ondas, pueden ser fácilmente detectadas. Para detectar las ondas R, ciertos componentes de la señal descompuesta se mantienen y los otros componentes de baja y alta frecuencia se eliminan. Los detalles D3, D4 y D5 se mantienen y todos los demás componentes se eliminan. Para que la onda R sea más notable, la señal obtenida se eleva al cuadrado y luego se aplica un límite inferior para eliminar los pseudo-picos.

El desempeño del algoritmo fue analizado con los siguientes parámetros:

- Sensibilidad (Se). Indica el porcentaje de latidos verdaderos que fueron detectados correctamente por el algoritmo.

$$SE(\%) = \frac{TP}{TP+FN}$$

- Valor predictivo positivo (+P). Da el porcentaje de latidos detectados que son verdaderos.

$$+P(\%) = \frac{TP}{TP+FP}$$

- Tasa de error de detección (TED):

$$TED(\%) = \frac{FP+FN}{\sum R-R}$$

Donde, TP (true positive). Número de ondas R verdaderas detectadas.

FP (false positive). Número de ondas R falsas.

FN (false negative). Número de ondas R que que no fueron detectadas.

$\sum R-R$. Numero total de intervalos R-R.

5.2.5. Cálculo del ritmo cardíaco.

El papel del ECG convencionalmente tiene una velocidad de 25mm/s, lo que quiere decir que en cada segundo hay cinco cuadros grandes de $\frac{1}{2}$ centímetro y que en 1 minuto hay 300 cuadros grandes. Para calcular el ritmo cardíaco RC se calcula el intervalo R-R en segundos. Por simple regla de 3, si en un minuto hay 300 cuadros, entre dos R-R habrá los cuadros calculados, por lo que se divide 300 entre el número de cuadros que hay en un intervalo R-R y así se tendrá el ritmo cardíaco. [22].

5.2.6. Algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas.

Para el pre-diagnóstico de arritmias cardíacas se analiza el intervalo R-R y el ritmo cardíaco, después se utiliza un umbral para detectar las arritmias.

Los parámetros utilizados para la detección son los siguientes [22]:

RC normal: 60-100 latidos por minuto

Intervalo R-R normal: 0.6 segundos -1 segundo

Para la detección Bradicardia y Aleteo Ventricular se obtuvieron el ritmo cardíaco (RC) y el intervalo R-R con las siguientes especificaciones:

RC < 60 latidos por minuto

Intervalo R-R > 1 segundo

Para distinguir Aleteo Ventricular de Bradicardia se observa el comportamiento de la señal en donde para Aleteo Ventricular el complejo QRS no está bien definido y se observa un patrón continuo, el programa realizado detecta un RC muy bajo (mucho menor que bradicardia) que permite distinguirlas.

Por lo tanto, la señal será detectada como Aleteo Ventricular si presenta las siguientes especificaciones:

RC < 40 latidos por minuto

Intervalo R-R > 1.5 segundos

De lo contrario la señal será detectada como Bradicardia.

Para la detección de Taquicardia Ventricular se obtuvieron el ritmo cardíaco (RC) y el intervalo R-R con las siguientes especificaciones:

RC > 100 latidos por minuto

Intervalo R-R < 0.65 segundos

En la figura (5.6) se muestra el algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas, donde se obtienen los detalles D3, D4 y D5 para que la onda R sea más notable, a continuación se detecta el intervalo R-R y se calcula el ritmo cardíaco. Finalmente se tiene un umbral para distinguir entre Aleteo Ventricular o Bradicardia y Taquicardia

y un último umbral para distinguir entre Aleteo Ventricular y Bradicardia, en caso de que no se presente alguna de las anteriores se toma como ritmo cardíaco normal.

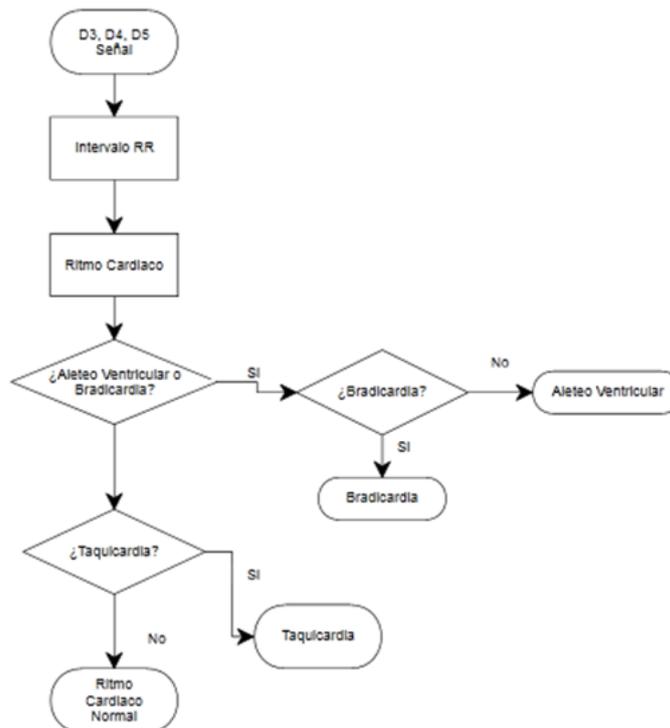


Figura 5.6.: Algoritmo propuesto de detección de arritmias

5.3. Conclusión

Dentro de este capítulo se explicó el método ya implementado para el procesamiento de una señal ECG y el para la clasificación de arritmias cardíacas. También se presentó el modelo de detección del intervalo R-R.

Como siguiente capítulo, se tendrá la validación del método propuesto, donde se dará a conocer su sensibilidad y tasa de error, después de ser ejecutado en las diferentes señales ECG de la base de datos MIT-BIH que se eligieron.

6. Evaluación y Validación del esquema propuesto.

6.1. Eliminación de la línea de base.

En la figura (6.1) se muestran de manera comparativa la señal original y la señal sin la línea de base.

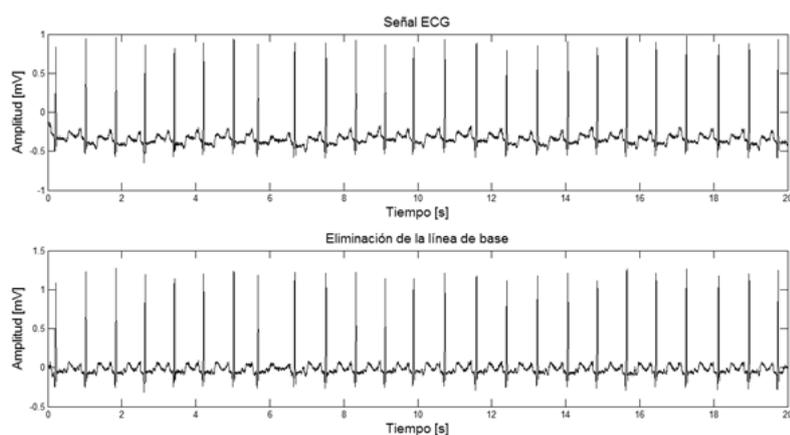


Figura 6.1.: Eliminación de la línea de base

En la segunda figura se puede apreciar que se ha logrado el objetivo ya que la línea de base ha sido eliminada por medio del filtro de promedio móvil.

6.2. Implementación de la Transformada Discreta Wavelet.

La figura (6.2) muestra la descomposición de la señal de ECG.

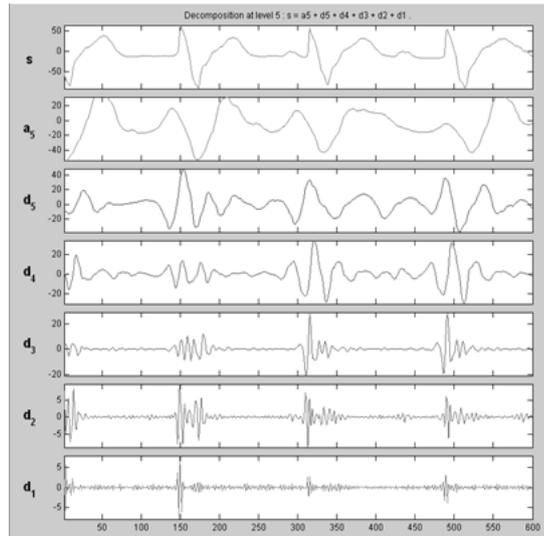


Figura 6.2.: Descomposición de la señal de ECG

6.3. Eliminación de ruido de la señal.

En la figura (6.3) se muestran de manera comparativa la señal de ECG original y la señal sin ruido.

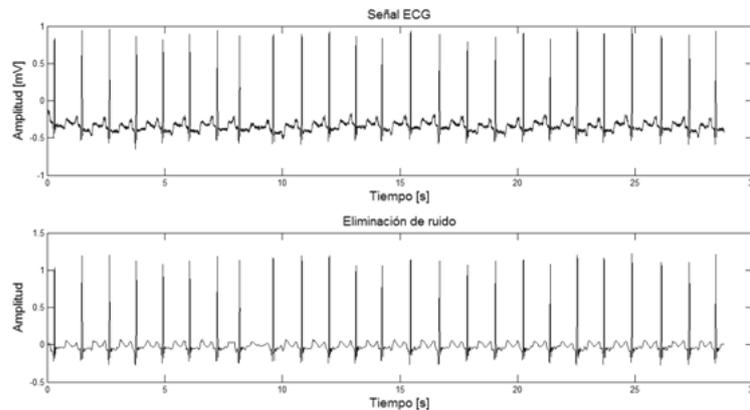


Figura 6.3.: Eliminación de ruido de la señal

En la segunda imagen se logra apreciar una señal más limpia y libre de ruido, por lo que se logra el objetivo.

6.4. Detección del intervalo R-R.

La figura (6.4) muestra la detección del intervalo R-R.

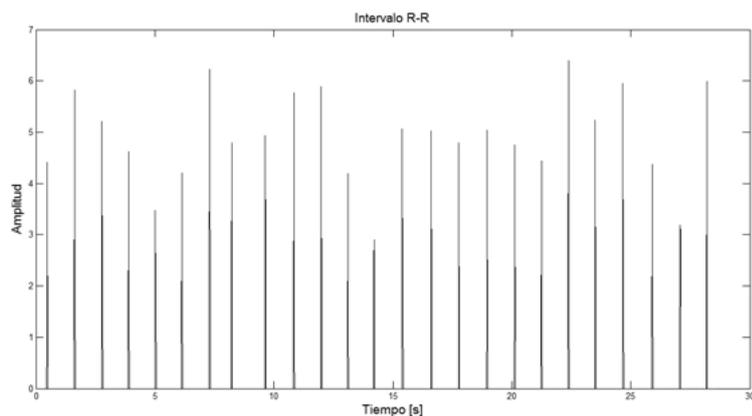


Figura 6.4.: Intervalo R-R

En la figura (6.5) se muestra el desempeño del método de detección del intervalo R-R.

Señal MIT-BIH	TP	FP	FN	Detección errónea (FP+FN)	Se (%)	+P (%)	TED (%)
100	25	0	0	0	100	100	0
203	33	2	1	3	97.06	94.29	1.05
232	18	0	0	0	100	100	0
418	7	4	1	5	63.64	87.5	1.33
419	12	0	0	0	100	100	0
420	22	0	0	0	100	100	0
421	32	4	3	7	88.89	91.43	3.10
605	18	0	0	0	100	100	0
8 señales	167	10	5	15	93.69	96.65	0.685

Figura 6.5.: Resultados del método propuesto para las señales de la base de datos MIT-BIH.

Se puede ver en la tabla que el método tiene una sensibilidad y un valor predictivo positivo por arriba del 90 % por lo que también logra el objetivo deseado.

6.5. Algoritmo de clasificación de arritmias cardíacas.

Los resultados obtenidos fueron validados con los diagnósticos proporcionados por la base de datos MIT-BIH [11], [12].

Taquicardia Ventricular (TV). Para la clasificación de esta arritmia se obtuvieron el ritmo cardíaco (RC) y el intervalo R-R con las siguientes especificaciones:

RC > 100 latidos por minuto

Intervalo R-R < 0.65 segundos

Para esta arritmia se utilizaron 20 segundos de las siguientes señales:

- Señal 203

La figura (6.6) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 203 diagnosticada como TV por la base de datos MIT-BIH.

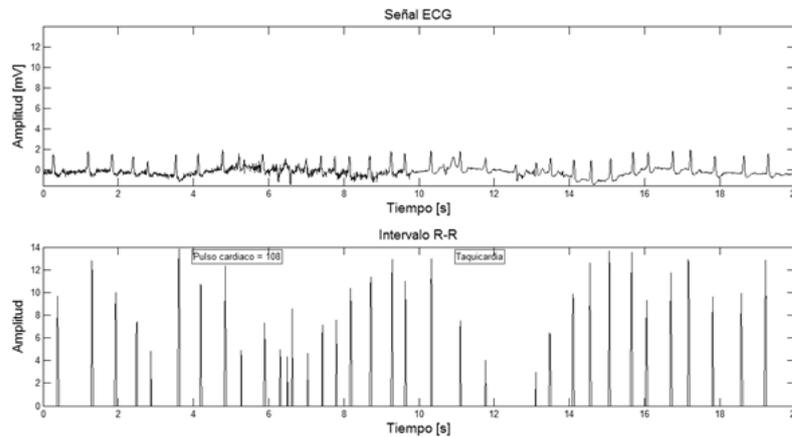


Figura 6.6.: Señal 203

De la señal 203 se obtienen las siguientes características:

RC = 108 latidos por minuto.

Intervalo R-R = 0.5925 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Taquicardia.

- Señal 420

La figura (6.7) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 420 diagnosticada como TV por la base de datos MIT-BIH.

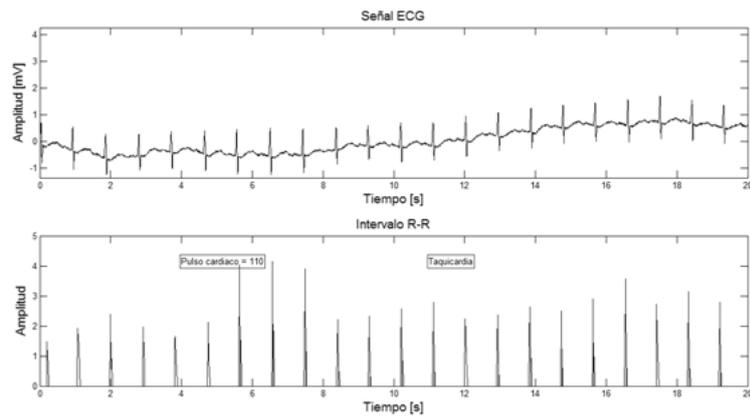


Figura 6.7.: Señal 420

De la señal 420 se obtienen las siguientes características:

RC=110 latidos por minuto.

Intervalo R-R=0.6439 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Taquicardia.

■ Señal 421

La figura (6.8) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 421 diagnosticada como TV por la base de datos MIT-BIH.

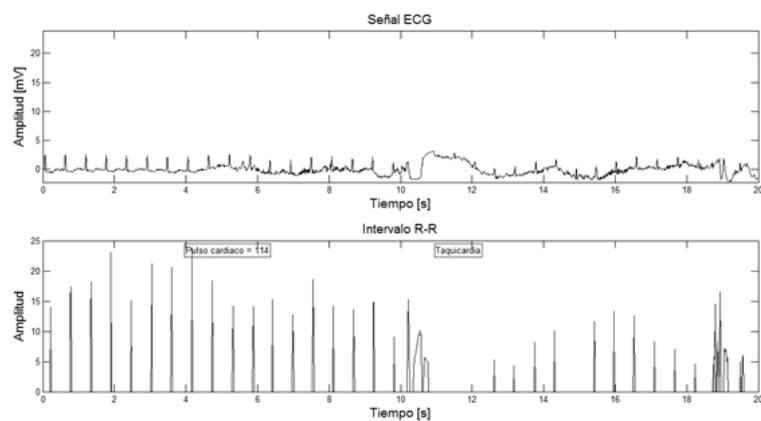


Figura 6.8.: Señal 421

De la señal 421 se obtienen las siguientes características:

RC=114 latidos por minuto.

Intervalo R-R=0.4860 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Taquicardia.

- Señal 605

La figura (6.9) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 605 diagnosticada como TV por la base de datos MIT-BIH.

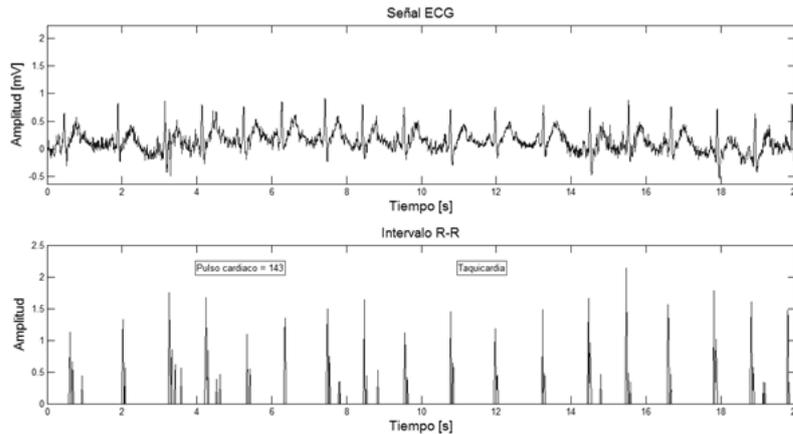


Figura 6.9.: Señal 605

De la señal 605 se obtienen las siguientes características:

RC=143 latidos por minuto.

Intervalo R-R=0.4195 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Taquicardia.

Bradicardia Para la clasificación de esta arritmia se obtuvieron el ritmo cardíaco (RC) y el intervalo R-R con las siguientes especificaciones:

RC<60 latidos por minuto

Intervalo R-R> 1 segundo

Para esta arritmia se utilizaron 20 segundos de la siguiente señal:

- Señal 232

La figura (6.10) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 232 diagnosticada como Bradicardia por la base de datos MIT-BIH.

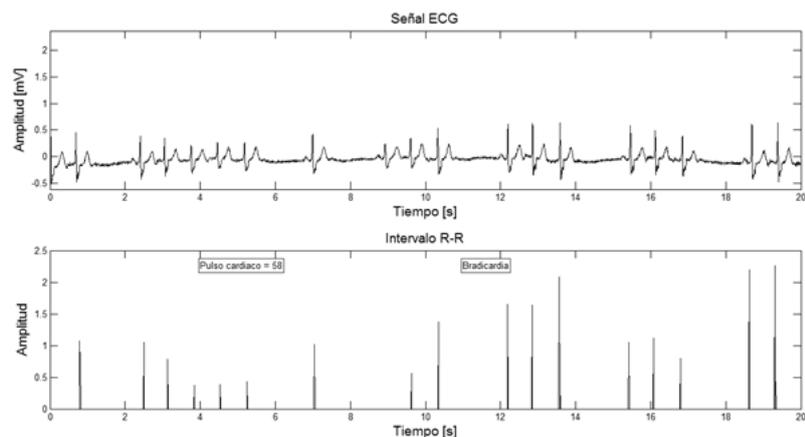


Figura 6.10.: Señal 232

De la señal 232 se obtienen las siguientes características:

RC=58 latidos por minuto.

Intervalo R-R=1.0222 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Bradicardia.

Aleteo Ventricular (AV) En esta arritmia, observando el comportamiento de la señal en donde el complejo QRS no está bien definido y se observa un patrón continuo, el programa realizado detecta un RC muy bajo (mucho menor que bradicardia) que permite distinguir entre AV y bradicardia.

Para la clasificación de esta arritmia se obtuvieron el ritmo cardíaco (RC) y el intervalo R-R con las siguientes especificaciones:

RC<40 latidos por minuto

Intervalo R-R> 1.5 segundos

Para esta arritmia se utilizaron 20 segundos de las siguientes señales:

- Señal 418

La figura (6.11) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 418 diagnosticada como AV por la base de datos MIT-BIH.

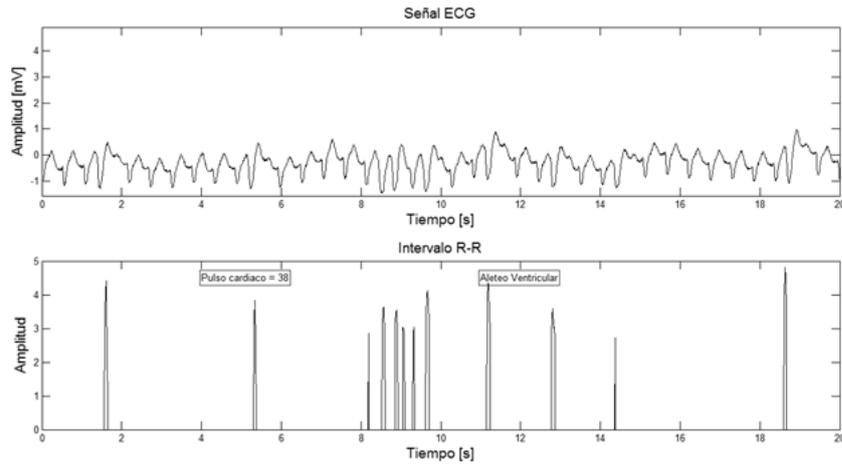


Figura 6.11.: Señal 418

De la señal 418 se obtienen las siguientes características:

RC=38 latidos por minuto.

Intervalo R-R=1.5789 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Aleteo Ventricular.

■ Señal 419

La figura (6.12) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 419 diagnosticada como AV por la base de datos MIT-BIH.

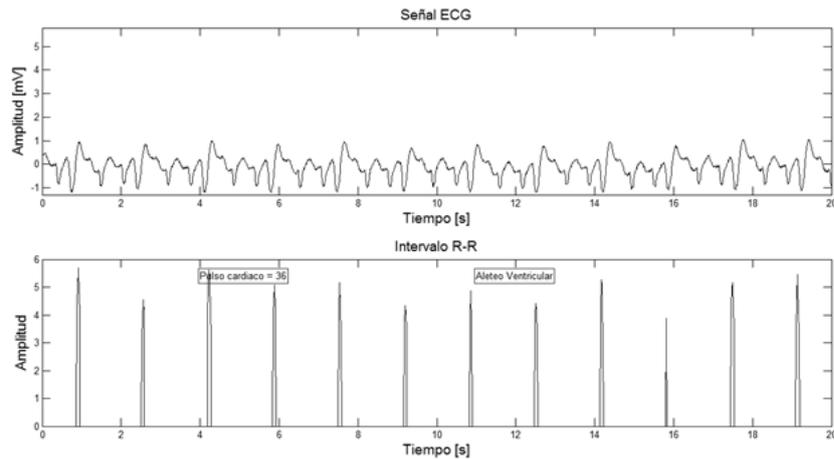


Figura 6.12.: Señal 419

De la señal 419 se obtienen las siguientes características:

RC=36 latidos por minuto.

Intervalo R-R=1.5789 segundos.

Por lo que la arritmia de la señal se clasifica como Aleteo Ventricular.

Ritmo Cardíaco Normal (RCN) El RCN se considera en el presente trabajo cuando la señal no se clasifica con alguna de las 3 arritmias anteriores.

Para el RCN se utilizaron 20 segundos de la siguiente señal:

- Señal 100

La figura (6.13) muestra de manera comparativa la señal de ECG original y la detección del intervalo R-R, de la señal 100 diagnosticada como RCN por la base de datos MIT-BIH.

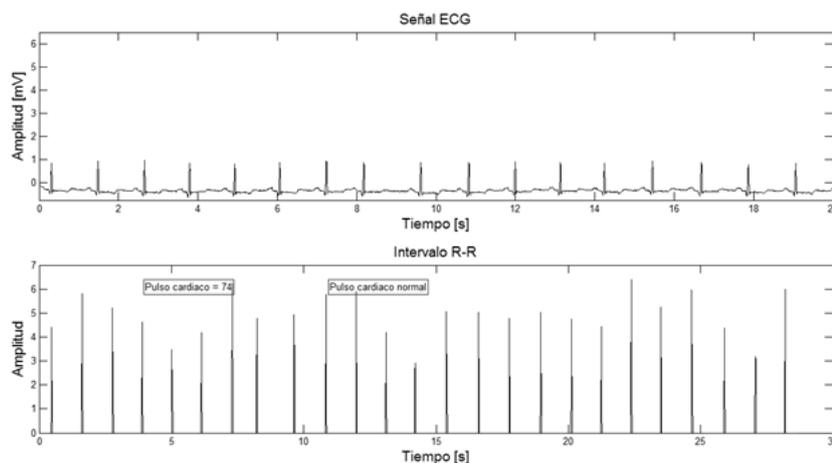


Figura 6.13.: Señal 100

6.6. Conclusión

La técnica propuesta logra el rendimiento en la detección de $Se = 93.69\%$ y $P = +96.65\%$, y $TDE = 0,685\%$ y la clasificación adecuada de la Bradicardia, Taquicardia Ventricular y Aleteo Ventricular.

Se presenta una tabla comparativa, de la sensibilidad de cada método y algoritmo:

Método	Sensibilidad
Método Propuesto	93.69%
STFT	99.1%
AR	89%

Cuadro 6.1.: Tabla comparativa entre métodos de detección de arritmias.

Podemos concluir que la diferencia entre los porcentajes de sensibilidad de los tres métodos analizados no distan en gran magnitud, son comparables, se observa que el mejor método analizado es el de STFT con el mayor porcentaje de sensibilidad. Posteriormente nuestro método sería el segundo en porcentaje de sensibilidad, y así teniendo al método Autoregresivo con un porcentaje menor al de nuestro método.

Teniendo este capítulo enfocado a la comparación entre dos de los métodos que pueden existir para la detección de arritmias cardíacas, pero dejando muy en claro que hay más métodos que se han desarrollado y que aún se están creando, con porcentajes de sensibilidad iguales, por arriba y por debajo de los ya mencionados.

7. Conclusiones y Perspectivas.

7.1. Conclusiones.

En esta tesis se ha desarrollado un algoritmo basado en la Transformada Discreta Wavelet para detectar el intervalo R-R y con éste clasificar tres arritmias cardíacas (taquicardia ventricular, bradicardia y aleteo ventricular) y el ritmo cardíaco normal.

El resultado obtenido es satisfactorio y se puede comparar con otros métodos de clasificación de arritmias cardíacas, como se muestra en los resultados obtenidos en la figura (6.5), el enfoque propuesto logra el rendimiento en la detección de $Se = 93.69\%$ y $P = + 96.65\%$, y el número de detección errónea es de $0,685\%$. El método propuesto se valida con la base de datos MIT-BIH donde las señales tienen un diagnóstico establecido.

Podemos calificar nuestro método como bueno tomando en cuenta que su estructura no es compleja y los resultados obtenidos para las tres arritmias propuestas son eficientes, se sabe que existirán métodos más complejos que por lo mismo detectarán arritmias más específicas. Pero dentro de lo estipulado para nuestro enfoque se tiene un porcentaje de error mínimo y cumple con lo establecido.

Este trabajo de investigación propone una técnica de detección del intervalo R-R, combinada con la Transformada Discreta Wavelet, para la clasificación de arritmias cardíacas, con un satisfactorio resultado para las 3 arritmias establecidas en este proyecto.

7.2. Perspectivas.

Se espera en un futuro probar el algoritmo con señales analógicas, realizando el proceso de digitalizar la señal y validar los resultados.

De igual forma se espera poder agregar una base de datos al algoritmo para almacenar el registro de pacientes y poder tener un historial.

Por último se desea clasificar las siguientes arritmias: Fibrilación Ventricular (FV), Aleteo Auricular (AA), Fibrilación Auricular (FA) y Taquicardia Auricular; esto a través de la detección de parámetros como el complejo QRS y ondas características de la señal.

A. Toolbox

Métodos wavelet proporciona potentes herramientas para el análisis, la codificación, la compresión, la reconstrucción, y modelado de señales e imágenes.

Wavelet Toolbox es compatible con una gama completa de análisis wavelet y operaciones de síntesis. Se puede utilizar para:

- Lograr altos índices de señal o la compresión de imágenes con ninguna pérdida de datos importantes.
- Estudio de las propiedades fractales de señales e imágenes.
- Extraer información de características, para su uso en aplicaciones de reconocimiento.
- Eliminación de ruido de las señales.

Wavelet Toolbox apoya la exploración interactiva de las propiedades de wavelets y aplicaciones. Es útil para exploración interactiva y el procesamiento de audio de la imagen, y el procesamiento de vídeo, imágenes biomédicas: unidimensional (1-D) y bidimensional (2-D).

Características Principales

- Familias de tipo Wavelet, incluyendo filtros wavelet tipo Daubechies, complejos Morlet y Gaussiano, biortogonales reales inversas.
- Wavelet y servicios de procesamiento de señales, incluyendo una función de conversión de escala a frecuencia.
- Métodos para la adición de familias wavelet.
- Implementación de los métodos para la construcción de wavelets.
- Herramientas para el análisis de wavelet continuas y discretas

En Matlab podemos interactuar de dos diversas maneras en la aplicación de la Transformada Discreta Wavelet, una es por medio de parámetros y funciones ya establecidas, que se ejecutarán a las respectivas señales en estudio y la segunda es por medio de una interfaz llamada Wavelet Toolbox Main Menu.

A.1. Comandos para la Transformada Discreta Wavelet

Comenzando el análisis y aplicación de la Transformada se tienen diversos parámetros:

Parámetros	Función
f = fullfile(folderName1, folderName2, ..., fileName)	Crea el nombre del archivo completo y el nombre de las carpetas.
fileID = fopen(filename)	Abre el archivo, lee los caracteres utilizando el esquema de codificación asociado con el archivo.
A = fread(fid,size,precision)	Lee los datos binarios del archivo especificado y los guarda en la matriz de nombre A.
wname	Es el nombre de la Transformada Wavelet, puede ser Morlet, Daubechies, Mexican Hat, etc
[cA, cD]	Coefficientes de aproximaciones y coeficientes de los detalles.
dwt	Comando que realiza un solo nivel unidimensional de descomposición wavelet con respecto a cada wavelet.
[Lo_D,Hi_D]	Filtro paso bajo y Filtro paso alto de descomposición y los dos vectores creados son de la misma longitud.
wavemenu	Abre el menú para acceder a las diferentes herramientas gráficas que se proporcionan en el software Toolbox Wavelet

Figura A.1.: Parámetros y comandos en matlab para el procesamiento Wavelet

Después de activar “*wavemenu*” en la pantalla de comando de Matlab, se desplegará una ventana como se muestra:

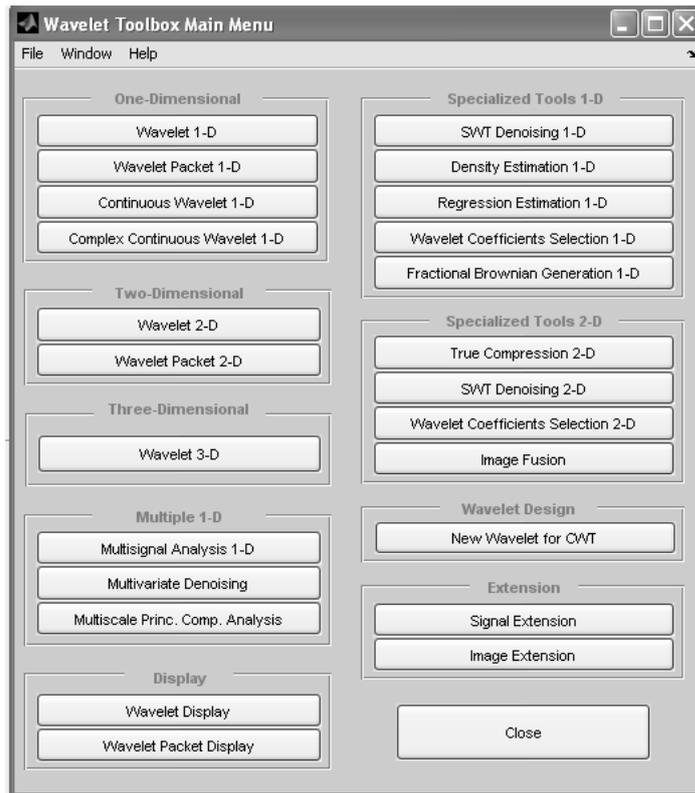


Figura A.2.: Ventana de acceso a *Wavelet Toolbox Main Menu*

B. GLOSARIO

- Corazón. Órgano musculoso que actúa de motor del aparato circulatorio. Está situado en la región media del tórax, inmediatamente detrás del cuerpo del esternón.
- Miocardio. Tejido muscular del corazón, situado entre el pericardio y el endocardio.
- Ventrículo. Cada una de las dos cavidades del corazón que reciben la sangre de las aurículas y la envían a las arterias.
- Aurícula. Cada una de las dos cavidades superiores del corazón que reciben la sangre de las venas y la expulsan hacia los ventrículos.
- Tronco Pulmonar. Es la arteria por la cual la sangre pasa del ventrículo derecho a los pulmones.
- Anillo Ventricular (Anillo Mitral). La válvula mitral es una válvula auriculoventricular, es decir, separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo. El anillo mitral constituye la unión anatómica entre la aurícula y el ventrículo.
- Vena Cava Inferior. La vena cava inferior es una larga vena que asciende por el abdomen. Recolecta sangre de las venas hepáticas, lumbares, gonadales, renales y frénicas.
- Crista Terminalis. Representa la unión entre el seno venoso y el corazón en forma de una cresta vertical.
- Músculos Pectíneos. Los músculos pectíneos empiezan en la cresta terminal y se encuentran en la aurícula izquierda. Estos músculos se contraen en el proceso de sístole.
- Porción Sinusal. Estructura localizada en la porción superior de la aurícula derecha, cerca de la desembocadura de la vena cava superior, formada por un conjunto de células miocárdicas.
- Tricúspide. La sangre pasa de la aurícula derecha al ventrículo derecho a través de esta válvula. La válvula tricúspide tiene un diámetro de 38 mm y permite el paso de la sangre durante la diástole.
- Músculo Papilar. Es un pequeño músculo que se encuentra en las paredes ventriculares del corazón. Está unido a las cuerdas tendinosas. Cuando este tipo de músculo se contrae este tira de las cuerdas tendinosas, las cuales sujetan las valvas cardíacas, impidiendo que estas se reviertan, evitando el retroflujo de la sangre de los ventrículos hacia las aurículas.

- **Septum Interventricular.** Es un tabique con una división fuerte, colocada oblicuamente, que tiene una parte membranosa y una muscular. La parte membranosa es delgada, lisa y fibrosa en estructura. El lado derecho del tabique se relaciona con la aurícula derecha por arriba de la válvula y con el ventrículo derecho por debajo de la misma.
- **Sístole y Diástole.** Movimiento de contracción (sístole) y relajación (diástole) del corazón. La presión sanguínea llega al nivel máximo en la sístole y al mínimo en la diástole. Son los dos puntos de medida de la presión arterial.
- **Ácidos Grasos.** Son moléculas formadas por cadenas de carbono que poseen un grupo carboxilo como grupo funcional. El número de carbonos habitualmente es número par.
- **Hidratos de Carbono.** Son compuestos orgánicos compuestos por carbono, hidrógeno y oxígeno en una relación 1:2:1 respectivamente. Su fórmula química es $(CH_2O)_n$, donde la n indica el número de veces que se repite la relación para formar una molécula de hidrato de carbono más o menos compleja.
- **Capacidad Aeróbica.** Es la posibilidad que tiene el organismo de llevar a cabo eficientemente, una actividad física sostenida y de menor esfuerzo, con un grado leve de fatiga y una recuperación rápida.
- **Capacidad Anaeróbica.** Se define como la capacidad del organismo para funcionar eficientemente al realizar actividades físicas de corta duración y de alta intensidad, en presencia de poco oxígeno debido al fuerte esfuerzo, produciendo energía.
- **Células Miocárdicas.** Son células alargadas y ramificadas que se unen unas a otras de forma irregular mediante los discos intercalares, cuya función es la de facilitar la conducción de los potenciales eléctricos que se desarrollan a nivel del corazón.
- **Endocardio.** Membrana lisa que tapiza las cavidades del corazón y está formada por dos capas: una exterior, de tejido conjuntivo, y otra interior, de endotelio.
- **Ápex.** Punta o vértice del corazón.
- **Electrocardiograma.** Registro de la actividad eléctrica cardíaca desde las extremidades. Utilizado para detectar posibles anomalías en la actividad cardíaca.
- **Líquido intracelular.** Líquido del interior de las membranas celulares, prácticamente de todo el organismo, esenciales para el equilibrio electrolítico y el metabolismo normal.
- **Líquido extracelular.** Es el líquido que se encuentra fuera de la célula y que contiene los nutrientes necesarios para la supervivencia de las células embebidas en él.
- **Ion.** Es un átomo o grupo de átomos que tienen una carga eléctrica. Los iones con carga positiva se denominan cationes y los que tienen carga negativa se denominan aniones.

- Sodio. Elemento químico, símbolo Na. Es un metal suave, reactivo y de bajo punto de fusión. Es necesario para los humanos para mantener el balance de los sistemas de fluidos físicos.
- Cloro. Elemento químico, símbolo K. Este metal reactivo es ligero y blando. Juega un importante papel en los sistemas de fluidos físicos de los humanos y asiste en las funciones de los nervios.
- Tejido nodal. Tejido cardíaco formado por el nodo senoatrial y el nodo auriculoventricular que está especializado en la conducción del estímulo responsable de la contracción cardíaca.
- Electrodo. Conductor eléctrico a través del cual puede entrar o salir una corriente eléctrica en un medio.
- Onda P. Es la onda que representa la activación auricular y la contracción o sístole auricular.
- Complejo QRS. Comprende tres ondas Q (primera deflexión negativa), R (primera deflexión positiva), S (siguiente deflexión negativa) y representa la despolarización del miocardio ventricular.
- Onda T. Es la onda que indica el período de recuperación o repolarización de los ventrículos.

Índice de figuras

1.1. Descomposición de la señal en aproximaciones y detalles	4
2.1. Anatomía del corazón	6
2.2. Ventrículo Derecho e Izquierdo	7
2.3. Zonas para la toma del ritmo cardíaco.	8
2.4. Fuentes de producción de energía	10
2.5. Sistema de Conducción Cardíaca	11
2.6. Las arritmias son causadas por problemas con el sistema de conduc- ción eléctrica del corazón	12
2.7. Tipos de latidos	14
2.8. La taquicardia ventricular provoca que el corazón empiece a latir muy fuerte y rápido, generalmente a una frecuencia de 120 a 200 latidos por minuto	15
2.9. Ejecución de una electroversión.	17
3.1. Membrana celular	20
3.2. Ondas características de la señal de ECG	26
3.3. Configuración de electrodos propuesta por Einthoven	28
3.4. Configuración de electrodos propuesta por Wilson	28
4.1. Diagrama de bloques de un sistema	32
4.2. Estructura del algoritmo Pan & Tompkins	35
4.3. Algoritmo para la clasificación de arritmias	35
4.4. Esquema de la STFT	37
4.5. Esquema de la TW	39
4.6. Esquema de descomposición de la señal	40
4.7. Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 4	41
4.8. Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 5	42
4.9. Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 6	42
5.1. Método propuesto.	45
5.2. Detección del intervalo R-R obtenida.	46
5.3. Detección del intervalo R-R con el método Vanisree K-Jyothi Singaraju.	46
5.4. Diagrama detallado del método propuesto.	47
5.5. Filtro para la descomposición discreta wavelet	48
5.6. Algoritmo propuesto de detección de arritmias	51

6.1. Eliminación de la línea de base	53
6.2. Descomposición de la señal de ECG	54
6.3. Eliminación de ruido de la señal	54
6.4. Intervalo R-R	55
6.5. Resultados del método propuesto para las señales de la base de datos MIT-BIH.	55
6.6. Señal 203	56
6.7. Señal 420	57
6.8. Señal 421	57
6.9. Señal 605	58
6.10. Señal 232	59
6.11. Señal 418	60
6.12. Señal 419	60
6.13. Señal 100	61
A.1. Parámetros y comandos en matlab para el procesamiento Wavelet . .	66
A.2. Ventana de acceso a <i>Wavelet Toolbox Main Menu</i>	67

Referencia de figuras

(1.1) Descomposición de la señal en aproximaciones y detalles. “*Wavelet Toolbox for Matlab*”

(2.1) Anatomía del corazón. http://www.texasheartinstitute.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm

(2.2) Ventrículo Derecho e Izquierdo.

<http://estudiosistemasbiologicos.blogspot.mx/2010/09/auriculas-y-ventriculos.html>

(2.3) Zonas para la toma del ritmo cardíaco.

<http://cursodeapaencoronado.blogspot.com/feeds/posts/default?alt=rss>

(2.4) Fuentes de producción de energía.

<http://www.google.com.mx/imgres?q=tipos+de+resistencia+anaerobica+y+aerobica>

(2.5) Sistema de Conducción Cardíaca.

<http://www.insuficiencia-cardiaca.com/diagnostico-electrocardiograma-insuficiencia-cardiaca.html>

(2.6) Las arritmias son causadas por problemas con el sistema de conducción eléctrica del corazón.

<http://blog.saludycalidad.com/omega-3-vinculado-con-un-menor-riesgo-de-arritmias-cardiacas>

(2.7) Tipos de latidos.

http://cuidados20.san.gva.es/web/laboratorio-de-tutorias-2.0/a_punto-b21/-/asset_publisher/Yj53/bl

(2.8) Corazón sano, taquicardia ventricular.

<http://www.bupasalud.com/es/salud-bienestar/vida-bupa/taquicardia-ventricular>

(2.9) Ejecución de una electroversión.

http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=Cardioversi%C3%B3n+El%C3%A9ctrica&lo

(3.1) Membrana celular. http://es.wikipedia.org/wiki/Membrana_plasmática

(3.2) Ondas características de la señal de ECG.

<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.svg?uselang=es>

(3.3) Configuración de electrodos propuesta por Einthoven.

<http://www.hvil.sld.cu/ekg/derivaciones.html>

(3.4) Configuración de electrodos propuesta por Wilson.

<http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

(4.1) Diagrama de bloques de un sistema. *<http://lc.fie.umich.mx/~jrincon/curdsp1.pdf>*

(4.2) Estructura del algoritmo Pan & Tompkins. “*Correction of ECG baseline wander Application to the Pan & Tompkins QRS detection algorithm*”

(4.3) Algoritmo para la detección de arritmias. “*Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling*”

(4.4) Esquema de la STFT. “*Real-time Ventricular Arrhythmia Detection with Fourier Analysis and Neural Network*”

(4.5) Esquema de la TW. “*Real-time Ventricular Arrhythmia Detection with Fourier Analysis and Neural Network*”

(4.6) Esquema de descomposición de una señal. “*Wavelet Toolbox for Matlab*”

(4.7) Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 4. “*Wavelet Toolbox for Matlab*”

(4.8) Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 5. “*Wavelet Toolbox for Matlab*”

(4.9) Aproximación Daubechies y Función Wavelet Db , de nivel 6. “*Wavelet Toolbox for Matlab*”

(5.1) Método propuesto. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(5.2) Detección del intervalo R-R obtenida. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(5.3) Detección del intervalo R-R con el método Vanisree K-Jyothi Singaraju. “*Automatic Detection of ECG R-R Interval using Discrete Wavelet Transformation*”

(5.4) Diagrama detallado del método propuesto. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(5.5) Filtro para la descomposición discreta wavelet.

(5.6) Algoritmo propuesto de detección de arritmias. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(6.1) Eliminación de la línea de base. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(6.2) Descomposición de la señal de ECG. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

(6.3) Eliminación de ruido de la señal. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*

- (6.4) Intervalo R-R. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.5) Resultados del método propuesto para las señales de la base de datos MIT-BIH. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.6) Señal 203. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.7) Señal 420. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.8) Señal 421. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.9) Señal 605. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.12) Señal 232. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.13) Señal 418. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.14) Señal 419. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (6.15) Señal 100. *Imagen creada para la tesis “ Detección de arritmias basada en la Transformada Discreta Wavelet”*
- (A.1) Parámetros y comandos en matlab para el procesamiento Wavelet. *“Matlab (R2010b)”*
- (A.2) Ventana de acceso a Wavelet Toolbox Main Menu. *“Matlab (R2010b)”*

Bibliografía

- [1] John L. Semmlow, “Biosignal and medical image processing”, Boca Raton: CRC Press, 2009..
- [2] R Kafieh, A Mehri, "Detection of Ventricular Arrhythmias Using Roots Location in AR-Modelling", Available form: <http://www.ieee.org>
- [3] D Ge, N Srinivasan, S M.Krishnan, "Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling", BioMedical Engineering OnLine, 2002.
- [4] S S.Mahmoud, Q Fang, D M.Davidovic, I Cosic, "A Time-Frequency Approach for the Analysis of Normal and Arrhythmia Cardiac Signals", IEEE Annual International Conference, New York City, USA.
- [5] Chazal P., O’Dwyer M., Reilly R. B, “Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heart beat interval features”, IEEE Trans. Biomedical Engineering, 2004, vol. 51, pp. 1196/1206.
- [6] Shantanu Raghav, and Amit K. Mishra, “Fractal Feature Based ECG Arrhythmia Classification”, Member,IEEE, ECE Department, IIT Guwahati, Assam, India.
- [7] K Minami,Y Ohkuma,H Nakajima,T Toyoshima, "Real-time Ventricular Arrhythmia Detection with Fourier Analysis and Neural Network", Available form: <http://www.ieee.org>, Tokyo Japan.
- [8] Himanshu Gothwal, Silky Kedawat, Rajesh Kumar, “Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast fourier transform and artificial neural network”, J. Biomedical Science and Engineering, pp. 289-296, Abril 2011.
- [9] Rahat Abbas, Wajid Aziz, Muhammad Arif, “Prediction of Ventricular Tachyarrhythmia in Electrocardiograph Signal using Neuro-Wavelet Approach”, National Conference on Emerging Technologies 2004.
- [10] K Daqrouq, I N.Abu-Isbeih, "Arrhythmia Detection using Wavelet Transform", IEEE The International Conference on "Computer as a Tool, Warsaw.
- [11] C. Saritha, V. Sukanya, Y. Narasimha Murthy, “ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms”, Department of Physics and Electronics, S.S.B.N. COLLEGE (Autonomous) Anantapur – 515 001, Andhrapradesh, India, p.76, Feb. 2008.
- [12] Jinkwon Kim, Se Dong Min and Myoungho Lee, “An arrhythmia classification algorithm using a dedicated wavelet adapted to different subjects”, Kim et al. BioMedical Engineering OnLine, 2011.

- [13] Kayvan Najarian, Robert Splinter, “Biomedical signal and image processing”, Boca Raton: CRC Press/Taylor & Francis, 2006.
- [14] Martín R., Fause A., “Enfermedad cardiovascular. Primera causa de muerte en adultos de México y el mundo”, Archivos de cardiología en México.
- [15] Javier G., “Electrocardiógrafo Móvil con Sistema Inalámbrico de Alerta”, página 28. Tesis de licenciatura, FI, UNAM.
- [16] MIT-BIH Arrhythmia Database, <http://www.physionet.ph.biu.ac.il/physiobank/database/mit>
- [17] MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database, <http://physionet.org/physiobank/database/vfdb/>.
- [18] DATAQ Instruments, <http://www.dataq.com/m/applicat/articles/an14.htm>.
- [19] M. Vetterli, "Wavelets and Filter Banks: Theory and Design", IEEE Transactions on Signal Processing, Vol 40, N°9, September 1992.
- [20] Michel M, Yves M, Georges O, Jean Michel P, “Wavlet Toolbox User’s Guide”, 1996 - 1997 by The MathWorks.
- [21] Y Jung, W J. Tompkins, "Detecting and Classifying Life-threatening ECG Ventricular Arrhythmias using Wavelet Descomposition", IEEE International Conference of the IEEE EMBS, Cancun Mexico 2003.
- [22] John R. Hampton, “The ECG made easy”, International Edition, Edinburgh, Churchill Livingstone, 1997.
- [23] Vanisree K , Jyothi Singaraju , “Automatic Detection of ECG R-R Interval using Discrete Wavelet Transformation”, International Journal on Computer Science and Engineering (IJCSE).
- [24] Jaideva C. Goswami, Andrew K. Chan, “Fundamentals of wavelets: theory, algorithms, and applications”, New York: Wiley, 1999.
- [25] Nopadal U, Sakanthawat I, "Development of QRS Detection using Short-Time Fourier Transform based Technique", IJCA Special Issue on “Computer Aided Soft Computing Techniques for Imaging on Biomedical Applications” CASCT, 2010.
- [26] J. Lee, K. Jeong, J. Yoon, M. Lee, "A Sample Real-Time QRS Detection Algorithm", International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996.
- [27] C. Li, C. Zheng, C. Tai, "Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 42, N°1, January 1995
- [28] Samir Kouro R., Rodrigo Musalem M., “Tutorial introductorio a la Teoría de Wavelet”, Técnicas Modernas en Automática.
- [29] G. Thews, Ernst Mutschler, “Anatomía, Fisiología y Patofisiología del hombre”, p. 1.

- [30] Mikhled Alfaouri and Khaled Daqrouq, “ECG Signal Denoising by Wavelet Transform Thresholding”, American Journal of Applied Sciences, ISBN 1546-9239, Vol.5, No.3, pp.276-281, 2008.
- [31] Ali G, Faramarz D, Mohammad T, Hamid A, “Comparison of NeuralNetwork, ANFIS,and SVM classifiers for PVC Arrythmia Detection”, Proceedings of the Seventh International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Kunming, 12-15 July 2008.
- [32] Ingrid D, “Ten lectures on wavelets”, CBMS, SIAM, 1994, p. 197-202