

**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

**Caracterización de Patologías Cardiacas Mediante Proyecciones Wavelet  
3D**

PROTOCOLO DE LA OPCIÓN CURRICULAR EN LA MODALIDAD DE:  
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

PRESENTAN:

Ocampo Oviedo Juan Pablo; Mena Pérez Erubiel

DIRECTOR DE PROYECTO:

Dr. AGUSTÍN I. CABRERA LLANOS

EVALUADORES:

JORGE ISAAC CHAIREZ ORIA

GONZALO GÁLVEZ COYT

México, D. F. 26 de mayo de 2006



## Agradecimientos

### Agradecimientos Pablo

A mis padres Pablo y Berta, porque sin su apoyo no sería quien soy y esto no sería posible.

A mi hermana Citlali por sus consejos y regaños.

A Erubiel por que juntos trabajamos y compartimos los conocimientos de este proyecto.

Al Dr. Agustín y M. en C Gonzalo por su invaluable apoyo, su guía y sus consejo.

Al M. en C. Isaac por su invaluable disposición y apoyo, tanto académica como personal, y sin la cual este proyecto no se hubiera realizado.

A mis amigos: David, Víctor, Martín, Hugo, Ramón, Manuel, Jonhy, Tania, Guadalupe Mariana, Dulce, Elizabeth, Aurea, Montserrat, Eliana por brindarme su amistad todo este tiempo en UPIBI.

A mis compañeros y profesores de toda mi vida académica, que de tantas formas influyeron en mi.

### Agradecimientos Erubiel

A mis padres Maria Luisa y Rey, por su apoyo, comprensión, y confianza todos estos años, sin ustedes no sería quien soy ahora, siempre han sido y seguirán siendo lo mas importante en mi vida.

A mi hermano por entenderme, soportarme, y apoyarme siempre que lo necesitaba.

A mi tíos Fernando y Ángeles gracias por abrirme las puertas de su casa durante tres años y medio.

A mis amigos Eleazar, Shesit, Vero, por compartir esos momentos tan especiales en mi vida, y seguir siendo parte de ella.

A Guillermina por su ayuda, sus consejos, y por aparecer en mi vida cuando más lo necesitaba.

A Pablo por su amistad y apoyo, tanto en la escuela como en el proyecto.

A Martín, Senti, Hugo, David, Ramón, Manuel, Fabiola, Rita, y Nadezhda por brindarme su amistad todo este tiempo en UPIBI.

A Gaby, Maritza, Tatiana, e Itzel, por su amistad y esos buenos momentos.

A Isaac por todas sus enseñanzas y ayuda tanto en este trabajo, como en la escuela, por mostrarme el verdadero sentido de la ingeniería.

Al doctor Agustín y Gonzalo por el apoyo y guía para el desarrollo de este trabajo.

A esas personas que aún sin conocerme me brindaron su amistad desde el primer instante.



# Índice general

<b>Índice de figuras</b>	<b>III</b>
<b>1. Potenciales Cardiacos</b>	<b>6</b>
1.1. Introducción . . . . .	6
1.2. El Electrocardiograma . . . . .	7
1.3. Origen de la Actividad Eléctrica del Corazón . . . . .	8
1.4. El Sistema de Conducción del Corazón . . . . .	11
1.5. Las Derivaciones . . . . .	14
1.6. Intervalos del ECG . . . . .	15
1.7. Arritmias Cardíacas . . . . .	17
1.7.1. Latidos Ectópicos . . . . .	19
1.7.2. Contracciones Prematuras Ventriculares . . . . .	20
1.7.3. Bloqueo Ventricular . . . . .	21
1.7.4. Taquicardia Vínusal . . . . .	21
1.7.5. Taquicardia Vínusal Inapropiada . . . . .	22
1.7.6. Fibrilación Auricular . . . . .	22
<b>2. Procesamiento de Señales</b>	<b>24</b>
2.1. Introducción . . . . .	24
2.2. Señal y Ruido . . . . .	24
2.2.1. Señales Digitales . . . . .	27
2.2.2. Teorema de Nyquist . . . . .	28
2.2.3. Teorema de Shanon . . . . .	29
2.3. Fourier . . . . .	29
2.3.1. Series de Fourier . . . . .	29
2.3.2. Transformada de Fourier Continua . . . . .	31
2.3.3. STFT . . . . .	31
2.3.4. Funciones de Ventanas . . . . .	32
2.4. Wavelet . . . . .	34
2.4.1. Transformada Wavelet Continua . . . . .	35
2.4.2. Principales Familias . . . . .	36



2.4.3. Haar . . . . .	36
2.4.4. Daubechies . . . . .	37
2.4.5. Coifelts . . . . .	39
<b>3. Metodologia</b>	<b>42</b>
3.1. Base de datos . . . . .	42
3.2. Descripción Matemática del Algoritmo . . . . .	46
<b>4. Resultados</b>	<b>49</b>
4.1. Resultados de la Identificación de Segmentos . . . . .	49
4.2. Resultados con Histogramas . . . . .	50
4.3. Resultados con Graficas Wavelet 3D . . . . .	52
<b>5. Conclusiones</b>	<b>63</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>65</b>



# Índice de figuras

0.1. Causas de defunción en México para adultos mayores de 60 años durante el 2002 . . . . .	3
1.1. Electrofisiología celular del miocardio . . . . .	9
1.2. Potencial de acción del músculo ventricular . . . . .	10
1.3. Potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras . . . . .	12
1.4. Ondas, intervalos y segmentos del ECG . . . . .	16
1.5. Clasificación general de Arritmias . . . . .	20
2.1. Señal Analógica . . . . .	25
2.2. Señal Muestreada . . . . .	26
2.3. Señal Cuantizada . . . . .	26
2.4. Señal Digital . . . . .	27
2.5. Función Gaussiana . . . . .	32
2.6. Función Caja . . . . .	33
2.7. Función Sinct . . . . .	34
2.8. Comparación de análisis Tiempo- Frecuencia entre la transformada de Fourier y la transformada Wavelet . . . . .	35
2.9. Wavelet de Haar . . . . .	37
2.10. Wavelet Daubechies . . . . .	39
2.11. Wavelet Coifelts . . . . .	41
3.1. Diagrama a bloques del procesamiento . . . . .	48
4.1. Identificación de segmentos en el archivo 100 . . . . .	50
4.2. Identificación de los intervalos R-R del registro 109 . . . . .	51
4.3. Identificación de los intervalos R-R del registro 200 . . . . .	52
4.4. Identificación de los intervalos R-R del registro 208 . . . . .	53
4.5. Histograma del Archivo 100 . . . . .	54
4.6. Histograma del archivo 107 . . . . .	55
4.7. Histograma del registro 109 . . . . .	56
4.8. Histograma del registro 200 . . . . .	57
4.9. Histograma del registro 208 . . . . .	57



4.10. Registro 100 de la base de datos del MIT . . . . .	58
4.11. Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 100 . . . . .	58
4.12. Registro 107 de la base de datos del MIT . . . . .	59
4.13. Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 107 . . . . .	59
4.14. Registro 109 de la base de datos del MIT . . . . .	60
4.15. Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 109 . . . . .	60
4.16. Registro 200 de la base de datos del MIT . . . . .	61
4.17. Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 200 . . . . .	61
4.18. Registro 208 de la base de datos del MIT . . . . .	62
4.19. Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 208 . . . . .	62



## Resumen

El presente trabajo tiene como propósito la caracterización de patologías cardíacas, al analizar los intervalos R-R a los cuales se les aplicó la transformada Wavelet. Para su desarrollo se ha dividido en cinco capítulos.

En el primero se presenta una descripción sobre los potenciales cardíacos, su origen y la forma en que son transmitidos al resto del músculo cardíaco, también se describen brevemente algunas de las patologías tratadas en este trabajo, así como la forma tradicional de como son clasificadas según las características de la señal.

El segundo capítulo se incluyen conceptos básicos sobre los tipos de señales que se procesan, y en la sección 2.3, las principales características que posee la transformada de Fourier en el procesamiento de señales, y una breve explicación sobre las funciones de ventana para los análisis con ventana móvil, como última parte de este capítulo, se explican las propiedades de la transformada wavelet, su forma discreta.

En el capítulo tres se presenta la explicación de la metodología seguida en el presente trabajo, desde la forma en la que los datos provenientes del MIT se adaptaron para el trabajo en PC, una tabla con las características que se presentan en los registros de ECG, y el algoritmo matemático en el cual se sustenta el trabajo presentado.

Para el capítulo cuatro se muestran los resultados obtenidos, Comenzando por demostrar la forma en la que el algoritmo encuentra los segmentos R-R para las señales mencionadas, y que se muestran en ese mismo capítulo en una sección posterior, tras un procesamiento global de la señal (histogramas) se puede analizar la señal electrocardiográfica, para posteriormente utilizar un análisis local (las gráficas de los coeficientes wavelet),



en la cual se demuestran cualitativamente las diferencias energéticas entre la transformada wavelet de segmentos de señal electrocardiográfica con diferentes patologías.

Por último en el capítulo cinco, se encuentran las conclusiones realizadas sobre las gráficas de los histogramas, así como las conclusiones sobre las gráficas de los coeficientes wavelet, y como utilizar estos datos para un sistema sugerente de diagnóstico cardiaco.



## Justificación

En años recientes se ha visto incrementado el índice de enfermedades cardiovasculares a nivel mundial, causado en parte por dietas inadecuadas, por el ritmo de vida, sobrepeso, o problemas congénitos, tan sólo en el 2003 en nuestro país; estas enfermedades fueron la primera causa de muertes en personas adultas mayores de sesenta años como se muestra en la figura 0.1

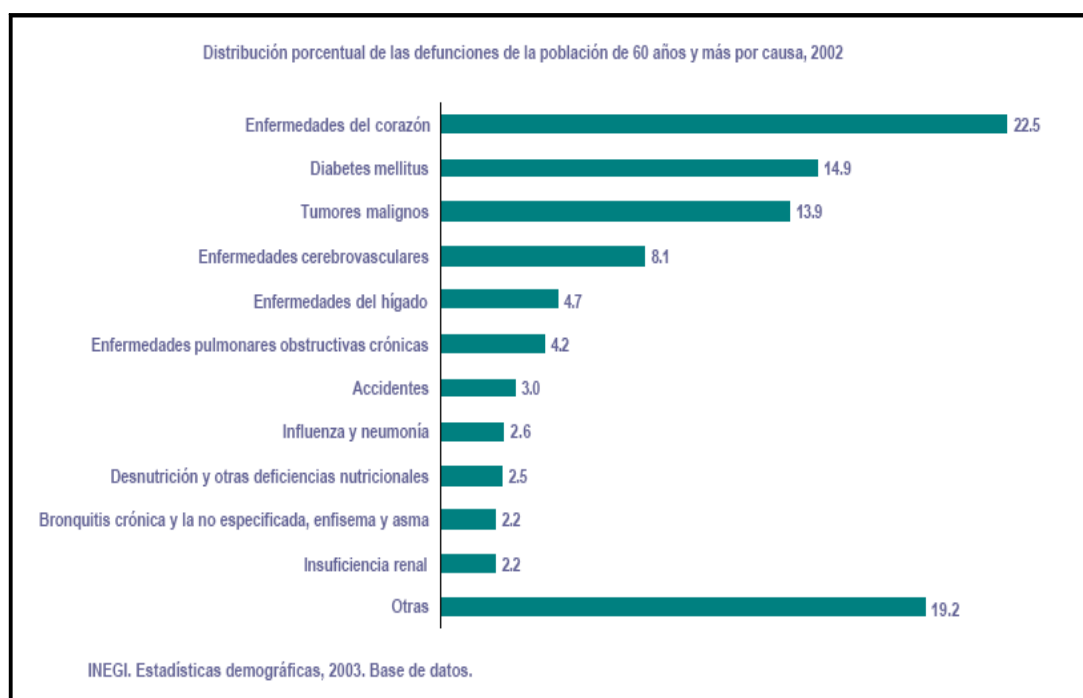


Figura 0.1: Causas de defunción en México para adultos mayores de 60 años durante el 2002

Tales datos muestran la necesidad de destinar mayores recursos al tratamiento y prevención de estos padecimientos, mejorando los sistemas de diagnóstico ya existentes, los cuales resultan convenientes solo para la identificación de ciertas patologías cardíacas, y a pesar de que lo hacen con un índice de error aceptable, es necesaria una mejora en su



algoritmo.

Los métodos actuales en el prediagnóstico de estas patologías, utilizan como base un análisis por la transformada de Fourier, sin embargo uno de los principales inconvenientes que tiene, es que precisamente no se recomienda su uso en señales no estacionarias, y dado que la señal cardíaca normal es sin duda del tipo no estacionario, lo es más aún cuando presenta una arritmia. Por lo tanto se ha propuesto el uso de la transformada wavelet, que desde hace diez años ha demostrado mejores resultados en ciertas aplicaciones donde precisamente las señales son del tipo no estacionario, como en la búsqueda de petróleo, nuevos formatos para la compresión de imágenes, y como herramienta en la reducción de ruido de señales.



## Hipótesis

Con el uso de la transformada wavelet como herramienta de análisis se caracterizarán arritmias cardíacas, por medio de sus representaciones en 3D, con lo que se pueden localizar de forma más precisa los diferentes segmentos del ECG, y con ayuda de una representación como la que se sugiere por histogramas, se pueden observar como varía globalmente, siendo una manera más fácil de encontrar los eventos significativos en un registro.



## Capítulo 1

# Potenciales Cardiacos

### 1.1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son un grave problema de salud pública en países industrializados, ya que ocupan el primer lugar la causa de muerte se incrementan la demanda de servicios médicos lo que generan severas repercusiones socioeconómicas en el area de salud publica a lo largo del planeta. Por ello, el uso y desarrollo de técnicas no invasivas como la electrocardiografía abre una perspectiva útil para el diagnóstico y tratamiento en este tipo de pacientes.

El corazón al estar compuesto de células excitables genera potenciales bioeléctricos, tales potenciales son transmitidos a las diferentes partes del corazón a través de un sistema de conducción histológicamente diferenciado, con el fin de que las dos aurículas y los dos ventrículos se contraigan en forma ordenada.

Para generar la señal electrocardiografica, se ven involucrados cuatro procesos: La



formación del impulso eléctrico en el nodo sino-auricular marcapasos natural del corazón y que es controlado por nervios del sistema nervioso simpático y el nervio vago que forma parte del sistema nervioso parasimpático, transmisión del impulso por las fibras de conducción, la activación del miocardio, y la recuperación del miocardio [4].

El electrocardiograma (ECG) tiene gran valor clínico para diagnosticar trastornos del ritmo, anomalías en la conducción dilatación de cavidades, isquemia e infartos de miocardio recientes o antiguos, efecto de medicamentos cardíacos y no cardíacos y desequilibrios en el metabolismo electrolítico, y para valorar el funcionamiento de marcapasos electrónicos [Goldschiager y Golcírnan 1987].

## **1.2. El Electrocardiograma**

Para efectuar sus diversas funciones, algunos sistemas del cuerpo humano generan sus propias señales que tienen información útil sobre las funciones asociadas. Estas señales son los potenciales bioeléctricos que son potenciales iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertas clases de células conocidas como células excitables que son componentes del tejido nervioso, muscular o glandular. Por medio de transductores (electrodos) que convierten los potenciales iónicos en corrientes eléctricas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los registros de una forma comprensible para ayudar al médico en el diagnóstico y tratamiento de varias enfermedades. Una de estas señales es el ECG que es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre dos puntos de la superficie del cuerpo.



### 1.3. Origen de la Actividad Eléctrica del Corazón

La actividad eléctrica del corazón es consecuencia del potencial eléctrico que generan las células miocárdicas como resultado de las diferencias en la composición iónica entre los medios intracelular y extracelular, así como de la naturaleza semipermeable de la membrana celular. Los iones que originan la actividad eléctrica son sodio, potasio, calcio, cloruro, así como los aniones no difusibles intracelulares. Los iones difusibles más importantes son sodio (Na) y potasio (K). Una característica de la membrana cardíaca semipermeable es que permite fácilmente la entrada de iones de potasio pero bloquea la entrada de iones de sodio [8].

Debido a que los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo con la concentración y la carga eléctrica, la incapacidad de atravesar la membrana del sodio tiene dos consecuencias. En primer lugar, la concentración de iones positivos de sodio en el interior de la célula es mucho menor que en el líquido intercelular externo, por ello, el exterior de la célula será más positivo que el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones positivos de potasio adicionales produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones de potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior [8].

En este estado de reposo se dice que la célula está polarizada y la diferencia de concentraciones iónicas da como resultado un potencial eléctrico negativo (- 80 mV a - 90 mV), que se denomina potencial de reposo. Cuando se excita la membrana celular de

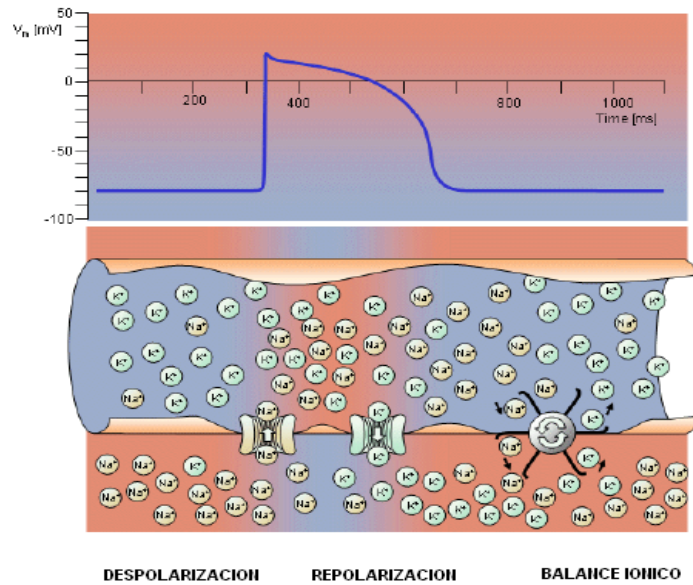


Figura 1.1: Electrofisiología celular del miocardio

forma espontánea o a consecuencia de un estímulo eléctrico externo, puede invertirse la distribución de los iones; en estas condiciones, la superficie externa de la célula adquiere una carga negativa, mientras que la superficie interna toma una carga positiva. En este estado, se dice que la célula está despolarizada y presenta un potencial que se conoce como potencial de acción, cercano a 20 mV.

Una vez ha terminado la entrada de iones de sodio a través de la membrana celular, ésta vuelve espontáneamente a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueando de nuevo el paso de iones sodio del exterior al interior de la célula y, mediante un proceso activo conocido como bomba de sodio y potasio, expulsa los iones sodio al exterior y reintegra los iones de potasio que salieron de la célula en las fases anteriores. En consecuencia, la célula queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo, este proceso se denomina

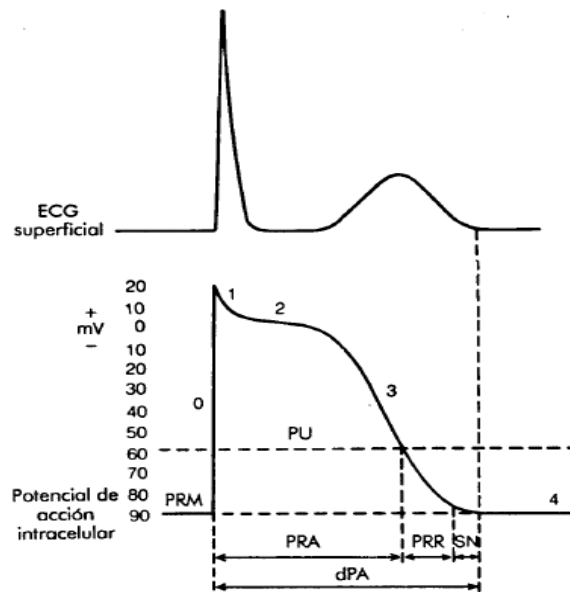


Figura 1.2: Potencial de acción del músculo ventricular

repolarización. Después de la repolarización hay un periodo refractario en el que no se puede volver a excitar la célula [8].

En la Fig. 1.2 se muestra la forma de onda de un potencial de acción de una célula M músculo ventricular. El tiempo entre el inicio de la activación hasta el retorno al estado de reposo es la duración M potencial de acción intracelular (dPA). El potencial de umbral se define como un nivel de potencial crítico (-60 mV), tal que, si este potencial es cercano al potencial de reposo, la membrana puede responder a un estímulo relativamente débil y viceversa. El periodo refractario de las células cardíacas se divide en: (a) un periodo refractario absoluto (PRA), durante el cual ningún estímulo, sin importar su intensidad, induce una respuesta y (b) un periodo refractario relativo (PRIR) en el que sólo un estímulo intenso es capaz de producir una respuesta [8].





Cada componente del potencial de acción de la fig. 2 se ha designado como fase: 0, 1, 2, 3 y 4. La fase 0 representa la despolarización, las fases 1, 2 y 3 la repolarización y la fase 4 la diástole eléctrica. En las tres fases de la repolarización se presentan una etapa inicial de repolarización rápida que lleva al potencial intracelular hasta casi el nivel cero, una segunda etapa de repolarización lenta llamada meseta, y una etapa final de repolarización rápida, el descenso. Con respecto al ECG, el ascenso está relacionado con la deflexión inicial del complejo QRS, la meseta con el segmento ST y el descenso con la onda T.

#### **1.4. El Sistema de Conducción del Corazón**

Para bombear sangre e impulsar su circulación, el corazón necesita generar continuamente impulsos eléctricos que son transmitidos por el sistema de conducción cardíaca, haciendo que las cuatro cámaras del corazón (dos aurículas y dos ventrículos) se contraigan en sucesión ordenada de tal forma que la contracción auricular (sístole auricular) va seguida de la contracción de los ventrículos (sístole ventricular) y durante la diástole todas las cámaras están relajadas.

La generación del ECG depende de cuatro procesos electrofisiológicos: la formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón, la transmisión de este impulso a través de las fibras especializadas en la conducción, la activación (despolarización) del miocardio y la recuperación (repolarización) del miocardio. La figura 1.3 muestra los potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras del sistema de conducción y músculos auriculares y ventriculares junto con la correlación con la actividad eléctrica registrada extracelularmente (ECG).

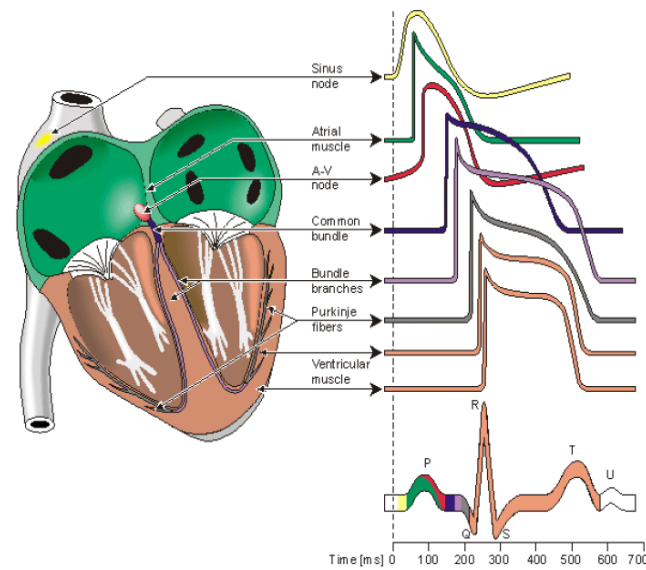


Figura 1.3: Potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha, en un punto denominado marcapasos o nodo sinoauricular (SA). El marcapasos es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular, aunque el ritmo cardíaco está controlado por nervios del sistema nervioso simpático y el nervio vago M sistema nervioso parasimpático que producen, respectivamente, su aceleración y deceleración. Para generar el latido cardíaco, el potencial de acción generado por el marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos [3].

La onda termina en un punto cerca del centro M corazón denominado nodo auriculoventricular (AV). En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como línea de retardo para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los



ventrículos. Posteriormente, la excitación eléctrica se distribuye en los dos ventrículos por el haz de His y sus ramas derecha e izquierda, y el sistema de Purkinje para despolarizar los ventrículos. La activación ventricular se realiza siguiendo tres secuencias de despolarización consecutivas. En primer lugar, se activa el tabique interventricular por medio de la rama izquierda y se despolariza de izquierda a derecha. Después se activan simultáneamente las paredes libres ventriculares, que se despolarizan de endocardio a epicardio, con predominio de la activación ventricular izquierda. Finalmente se activa la base ventricular, predominando la porción basal del ventrículo izquierdo que se despolariza hacia arriba. La recuperación ventricular se efectúa de epicardio a endocardio, siguiendo un camino opuesto a la activación y en secuencia única. La onda de repolarización se produce al volver cada célula a su potencial de reposo independientemente [1].

Las ondas características del ECG se pueden identificar con eventos relacionados con la forma de propagación M potencial de acción que reflejan el ciclo de despolarización y repolarización M corazón. La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular. El complejo QRS es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La onda T representa la repolarización ventricular y la onda U parece ser debida a la repolarización del sistema de conducción intraventricular (fibras de Purkinje), pero su mecanismo de producción se desconoce.

En condiciones patológicas, se pueden producir los siguientes cambios en el ECG alteración de las vías de propagación de la excitación en el corazón, cambio de origen de las ondas (latidos ectópicos), alteración de las relaciones (secuencias) entre las componentes,



cambios en la magnitud de una o más componentes y diferencias en la duración de las ondas o intervalos.

## 1.5. Las Derivaciones

Las derivaciones son las combinaciones de puntos corporales desde los cuales se registra rutinariamente el ECG. En las derivaciones estándar o bipolares, se coloca un electrodo en cada uno de los vértices del hipotético triángulo de Einthoven, siendo estos vértices los extremos de los brazos (muñecas) y la pierna izquierda (tobillo).

Se coloca también un electrodo de toma de tierra en el tobillo derecho. Estas derivaciones son de varios tipos, y registran las siguientes diferencias de potencial:

*Derivación I:* El polo negativo del electrocardiógrafo se conecta al brazo derecho y el polo positivo, al izquierdo. Por tanto cuando el lugar donde el brazo derecho se une al tórax es electronegativo con respecto al punto de unión del brazo izquierdo al tórax, se registrarán potenciales positivos, es decir por encima de la línea de voltaje cero del ECG. Cuando se den las circunstancias opuestas, se registrarán potenciales negativos.

*Derivación II:* El polo negativo se conecta al brazo derecho, y el positivo a la pierna izquierda. Como el brazo derecho es electronegativo con respecto a la pierna izquierda, se registrarán potenciales (u ondas) positivas.

*Derivación III:* El polo negativo está conectado al brazo izquierdo, y el positivo a la pierna izquierda. Esto significa que el electrocardiógrafo registra ondas positivas cuando el brazo izquierdo es negativo con respecto a la pierna izquierda.

Otras derivaciones que se utilizan en electrocardiografía son las derivaciones monopo-



lares y las derivaciones precordiales. En estas derivaciones, uno de los electrodos, denominado electrodo de referencia, es construido por el propio aparato, combinando los polos de tres extremidades. El otro registra las diferencias de potencial entre el electrodo de referencia y la extremidad correspondiente en el caso de las monopolares; o, como en el caso de las precordiales, entre el electrodo de referencia y un punto determinado del toráx [8].

## 1.6. Intervalos del ECG

Los intervalos de tiempo entre las diferentes ondas del ECG son importantes en el diagnóstico electrocardiográfico, pues reflejan procesos electrofisiológicos y tienen implicaciones clínicas cuando están fuera del margen de variación normal. En la figura 1.4 se muestran los intervalos, segmentos y ondas características del ECG. El intervalo PR refleja en parte el tiempo de conducción auriculoventricular e incluye el tiempo necesario para la despolarización auricular, el retardo normal de la conducción en el nodo AV y el paso del impulso a través del haz de His y sus dos ramas hasta el principio de la despolarización ventricular. Se mide desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS y su valor depende de la frecuencia cardíaca, si es mayor de 0,2 s puede indicar un bloqueo del nodo AV.

El intervalo QRS representa el tiempo de despolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q (o de la onda R si no existe onda Q) hasta el final de la onda S (o la onda R si no existe onda S). Un complejo QRS mayor de 0,11 s puede deberse a bloqueo de rama, conducción intraventricular anormal, síndrome de preexcitación o hipertrofia ventricular, si tiene forma de M sobre todo en derivaciones precordiales, suele

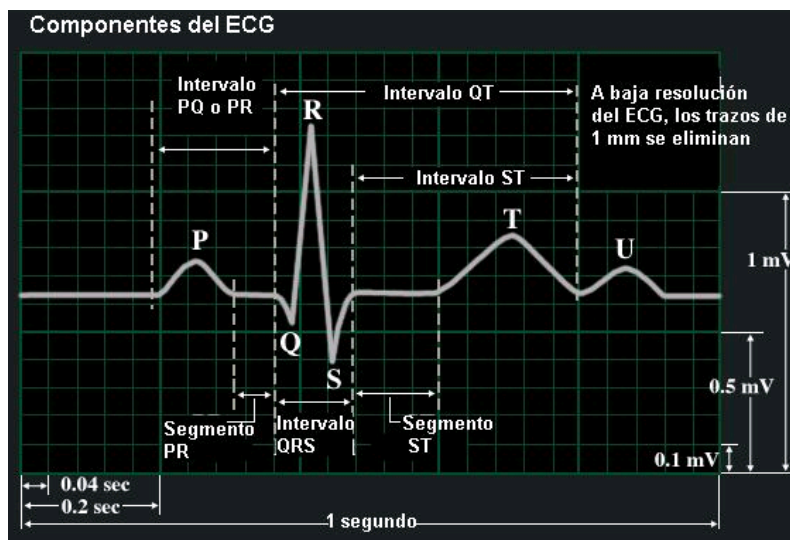


Figura 1.4: Ondas, intervalos y segmentos del ECG

indicar bloqueo de rama derecha en V1 y V2, y bloqueo de rama izquierda en V5 y V6 [8].

El intervalo QT refleja el período total de los procesos de despolarización y repolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T. Es importante seleccionar para la medición una derivación con ondas T bien definidas y que no tengan una onda U superpuesta a la onda T. Los valores normales M intervalo QT dependen principalmente de la frecuencia cardiaca, y el sistema nervioso autónomo. Para corregirlo en función de la frecuencia cardiaca, normalmente se utiliza la fórmula de Bazett:  $QTc = QT / (RR)^{1/2}$  Una de las anomalías M intervalo QT es su prolongación, que se presenta cuando el QTc es mayor de 0,44 s. Según se ha mencionado, esta prolongación puede ser primaria (idiopática) o secundaria debida a fármacos, trastornos metabólicos, bloqueo de rama, enfermedad miocárdica, lesiones del sistema nervioso central, además de que está asociada a un alto riesgo de arritmias ventriculares malignas y muerte súbita.



El intervalo RR es el intervalo comprendido entre dos ondas R consecutivas y dividido entre 60 s representa la frecuencia cardiaca por minuto ( $f_c$ ) con un ritmo ventricular regular. La  $f_c$  en reposo de un ritmo cardíaco normal que nace en el nodo sinusal oscila entre 60 y 100 latidos por minuto, aunque es normal que disminuya con el descanso y el sueño, y que aumente con fiebre, estrés, ejercicio, etc; como sucede en la bradicardia y taquicardia sinusal respectivamente. También se presenta dentro de los límites normales la arritmia sinusal respiratoria, que consiste en variaciones de la  $f_c$  relacionadas con las fases de la respiración, siendo la  $f_c$  mayor con la inspiración y menor con la espiración.

El segmento PR es el intervalo entre el final de la onda P y el inicio M complejo QRS, normalmente es isoelectrico. El segmento TP es el intervalo entre el final de la onda T y el inicio de la siguiente onda P. Para frecuencias cardiacas normales, este segmento suele ser isoelectrico, pero para frecuencias rápidas la onda P se superpone a la onda T, por lo que este segmento desaparece. El punto J es la unión entre el complejo QRS y el segmento ST.

El segmento ST es el intervalo entre el punto J y el inicio de la onda T y representa el final de la despolarización y el inicio de la repolarización ventriculares

## 1.7. Arritmias Cardíacas

El manejo adecuado de una taquiarritmia implica su diagnóstico electrocardiográfico, y con base en éste, pensar en su posible mecanismo arritmogénico. Hay que considerar el cuadro clínico en el cual se presenta la arritmia y la cardiopatía estructural de base, si existe. Así, entendiendo cual es el significado y consecuencia de la arritmia para el pa-



ciente en cuestión, es posible realizar un tratamiento más racional y efectivo. Se requiere una terminología precisa para evocar los mecanismos arritmogénicos que se han demostrado relacionados electrofisiológicamente con determinado trastorno del ritmo.

Otro aspecto es el conocimiento claro del mecanismo de acción de las drogas que utilizamos para el manejo de las arritmias, para decidir el fármaco o procedimiento no farmacológico (ablación, cirugía), que sea capaz de modificar en forma adecuada el sustrato arritmogénico.

El clínico debe tener presente cuando administra tratamiento farmacológico dos grandes objetivos: mejorar síntomas y/o sobrevida.

Para arritmias asintomáticas, si la droga no mejora la sobrevida es preferible abstenerse del tratamiento, debido a que la mayoría de los antiarrítmicos tienen un potencial de producir efectos colaterales que pueden causar síntomas e incluso en determinadas circunstancias clínicas, aumentar la mortalidad el trazado electrocardiográfico del paciente, pues en estos casos el tratamiento va más dirigido a la autosatisfacción personal del clínico que al bienestar y sobrevida del paciente.

Desde el punto de vista electrocardiográfico cada arritmia debe evaluarse en forma sistemática, así:

1. ¿Existen ondas P?
2. ¿La relación aurículoventricular es 1:1?

En caso contrario, ¿la frecuencia auricular es mayor o menor que la ventricular?

3. ¿Las ondas P son monomórficas? ¿Los intervalos P-P son regulares o irregulares?

Si son irregulares, ¿existe periodicidad regular?





4. ¿Cada onda P precede o sigue el QRS?. Evaluar relación RP con PR.

5. ¿Los intervalos RR son regulares o irregulares? Si son irregulares, ¿existe periodicidad regular?

6. ¿Las ondas P, intervalo PR, QRS son normales?

Se tratarán en una forma individual las taquiarritmias más comunes en la práctica clínica, poniendo énfasis en su reconocimiento electrocardiográfico, posibles mecanismos arritmogénicos y su enfoque terapéutico racional para manejo agudo, crónico y prevención.

#### Clasificación de Arritmias

La forma normal en la que un cardiólogo puede clasificar y tratar los trastornos del ritmo cardiaco, es tomando en cuenta las siguientes características ECG:

1.-Frecuencia cardiaca

2.-Anchura del complejo QRS.

3.-Ritmo: ¿Regular o Irregular?

4.-Presencia o ausencia de ondas P y su relación con los complejos QRS.

Un diagrama de este proceso para observa en la figura 1.5

### 1.7.1. Latidos Ectópicos

Dado que el latido normal se origina en el nodo sino auricular (SA), existe siempre una competencia entre los otros nodos que componen el sistema de conducción eléctrica en el corazón; cuando el impulso que estimula al corazón se origina en un punto diferente al nodo (SA), se le llama a este punto foco ectópico, dando lugar a un latido ectópico

Los latidos ectópicos pueden ser causados o agravados por el hábito del cigarro,

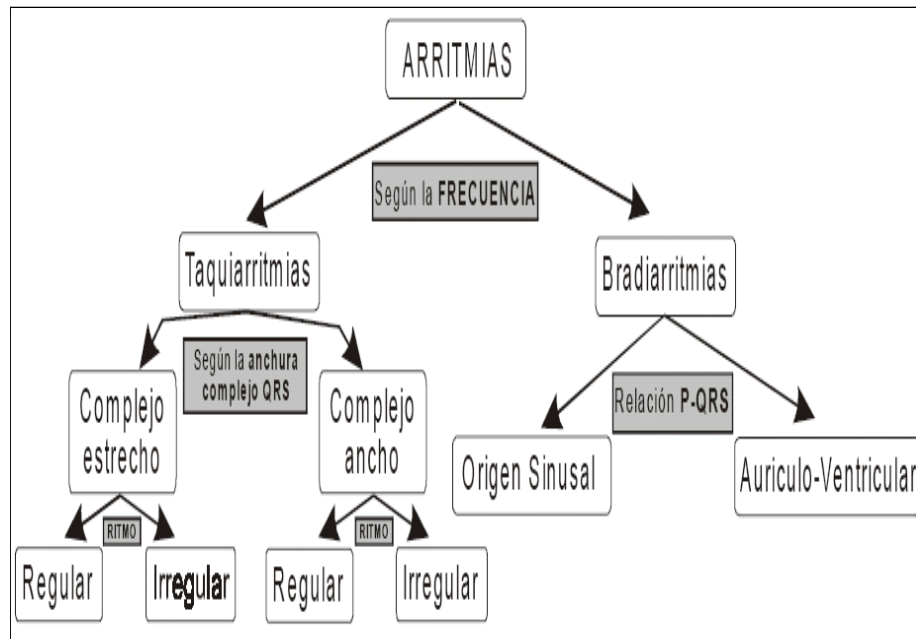


Figura 1.5: Clasificación general de Arritmias

consumo de alcohol y bebidas con cafeína, ciertos medicamentos o drogas y se pueden reconocer por que se presenta con mayor fuerza de lo normal (Latidos fuertes).

### 1.7.2. Contracciones Prematuras Ventriculares

Otra arritmia estudiada fue la contracción prematura ventricular. Que es un latido cardíaco causado por la activación eléctrica de los ventrículos antes del latido cardíaco normal. Este tipo de arritmia es frecuente y no indica ningún peligro cuando no existe una cardiopatía asociada. Sin embargo, cuando se manifiestan con frecuencia en una persona que sufre insuficiencia cardiaca, estenosis aórtica o que ha tenido un infarto, pueden representar el inicio de arritmias más peligrosas, como una fibrilación ventricular y producir la muerte repentina. Las contracciones prematuras ventriculares (extrasístoles ventriculares) produci-



das de manera aislada ejercen un efecto sobre la acción del bombeo del corazón, y por lo regular son asintomáticas, a menos que sean demasiado frecuentes. El síntoma principal es la percepción de un latido fuerte o fuera de lugar.

### **1.7.3. Bloqueo Ventricular**

Para llegar a estimular los ventrículos, el impulso proveniente del nodo SA, debe de pasar por el haz de His, por sus ramas derechas e izquierdas. Sin embargo, cuando uno de estos se no llega a estimular o lo hace una fracción de segundo mas tarde se dice que existe un bloqueo dependiendo del lado en que se vea afectado el impulso. Cuando no existen mayores problemas cardíacos es posible que no sea asintomático, incluso se puede pasar mucho tiempo sin saberlo. Sin embargo, es síntoma de un problema cardiaco más grave ya que puede indicar que una zona del corazón no esta siendo oxigenada adecuadamente; un bloqueo de la rama izquierda del corazón tienen mayores riesgos de padecer enfermedades cardiovasculares.

### **1.7.4. Taquicardia Vínusal**

En la taquicardia sinusal el nodo sinusal se activa entre 100 y 180 latidos/minuto. El aumento de la frecuencia cardíaca es un determinante importante del gasto cardíaco. Ante situaciones que exigen tal respuesta fisiológica y mediado por el sistema nervioso autónomo, produce un aumento de la frecuencia de impulsos sinusales y una facilitación de la conducción aurículoventricular. A este tipo de respuesta se le llama taquicardia sinusal apropiada o fisiológica. En la taquicardia sinusal se trata la causa que la produce.



### **1.7.5. Taquicardia Sinusal Inapropiada**

Se le dice al aumento inadecuado de la frecuencia sinusal para el nivel de actividad. Un porcentaje alto de estos casos presentan disfunción neurovegetativa con predominio del estímulo simpático por catecolaminas circulantes; es común en mujeres jóvenes con síntomas de palpitaciones frecuentes. Reentrada en la región del nodo sino-auricular puede presentarse como taquicardia sinusal paroxística (reentrada sinoatrial).

La morfología de la onda P de las taquicardias sinusales apropiadas o inapropiadas es similar; tal vez la única distinción en el electrocardiograma entre reentrada y aumento del automatismo es un sutil alargamiento del intervalo PR, ya que la taquicardia mediada por el aumento del tono simpático muestra poco cambio del intervalo PR o un discreto acortamiento o si por monitoría Holter se detecta que la taquicardia sinusal comenzó con una extrasístole auricular (P ectópica), es prueba de mecanismo reentrante (reentrada sinoatrial).

### **1.7.6. Fibrilación Auricular**

La fibrilación auricular (FA) es una arritmia en la cual la actividad eléctrica auricular normal con onda P es remplazada por múltiples y pequeñas ondas fibrilatorias de diferentes morfologías, amplitud y duración, sin contracciones auriculares organizadas. Así mismo, la activación ventricular es irregular.

La fibrilación auricular es la arritmia clínica sostenida más común. Se desarrolla en el 7% de la población adulta. La edad es el factor de riesgo más importante para desarrollar esta arritmia. Otros factores de riesgo son: presencia de cardiopatía orgánica, falla cardíaca,



hipertensión, obesidad, diabetes. hipertiroidismo, tromboembolismo pulmonar y síndrome de Wolff- Parkinson-White. Además puede presentarse postingesta de alcohol.



## Capítulo 2

# Procesamiento de Señales

### 2.1. Introducción

Las observaciones que de alguna manera dan información respecto a un objeto de estudio son generalmente expresadas de forma numérica, expresados así para poder brindar conclusiones respecto al objeto de estudio. La implementación de sistemas digitales para la adquisición y procesamiento de datos en los equipos médicos, hacen que temas como procesamientos de señales, sean de gran importancia para el entendimiento de tales equipos, y que ventajas ofrecen con respecto a otros similares.

### 2.2. Señal y Ruido

Se define la palabra señal de la siguiente forma

Señal: Es una porción de los datos que contiene información pertinente al objeto de estudio. Siendo todo el resto ruido.

Así, en una señal electrocardiográfica, los datos que nos son de interés, son los potenciales causados por la repolarización y despolarización de las células cardíacas, sin embargo, la señal adquirida es una mezcla de tales potenciales y de otros fenómenos externos como, la señal de 60Hz causada por la línea de alimentación a los aparatos eléctricos, incluso por otros aparatos eléctricos, o por el hecho de que los electrodos no se encuentren fijados de manera correcta al paciente, factores como estos obligan al uso de técnicas para la reducción de ruido, como lo es el filtrado de la señal.

Por otra parte, todas las señales biológicas son señales analógicas, esto quiere decir que son continuas en todo intervalo de tiempo y de amplitud, sin embargo, para su procesamiento, y dependiendo del sistema que se utilice para ello, algunas veces requieren ser representadas de forma más limitada, pero sin perder la información de interés, tomando solo valores discretos en amplitud, tiempo, o en ambos parámetros; por tal motivo se las señales se puede clasificar en cuatro tipos que son:

**a** Analógicas  $x(t)$ : Continuas en todo intervalo de tiempo y de amplitud, figura 2.1.

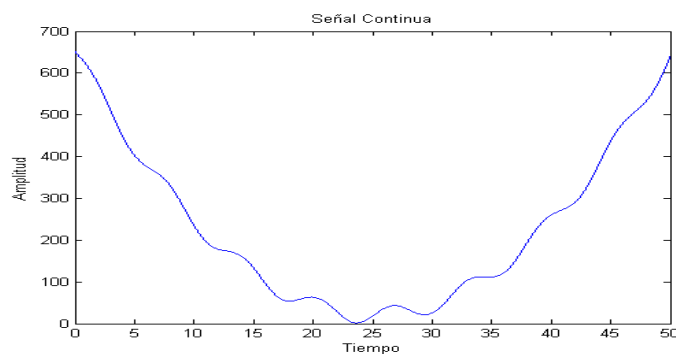


Figura 2.1: Señal Analógica

- b** Muestreadas  $x_s[n]$ : Son discretas en tiempo pero continuas en todo el intervalo de amplitud, figura 2.2.

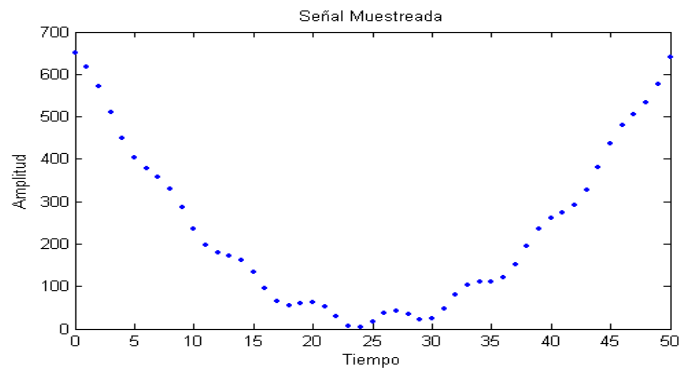


Figura 2.2: Señal Muestreada

- c** Cuantificadas  $x_Q(t)$ : Se encuentran tomando valores discretos en el rango de amplitud, pero continuas en todo el intervalo de tiempo, figura 2.3.

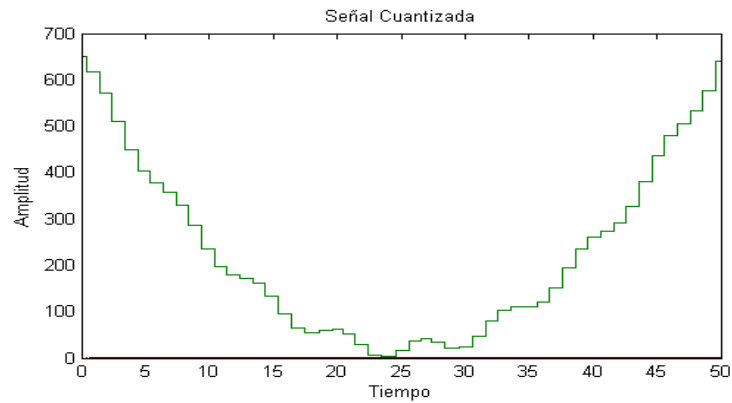


Figura 2.3: Señal Cuantizada

- d** Digitales  $x_Q[n]$ : Son discretas tanto en el rango de amplitud, como en el intervalo de tiempo que duren, figura 2.4.



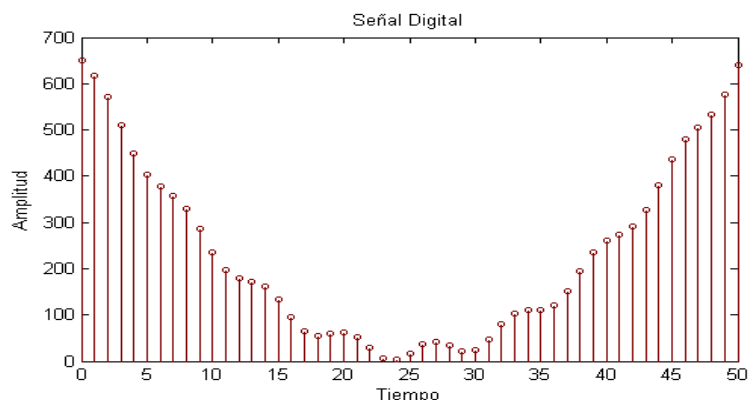


Figura 2.4: Señal Digital

### 2.2.1. Señales Digitales

Debido a que las señales digitales son las más usadas por microprocesadores, y en general por los sistemas computacionales, vamos a centrar nuestro interés en ellas, describiendo sus principales características, y las reglas a seguir para una correcta representación.

Sea  $x(t)$  una señal continua en el tiempo con energía finita, al ser medida, y grabada a intervalos regulares  $h$ , el resultado es una señal discreta en tiempo, la cual se puede representar por, (2.1).

$$x[n] = x(t_n), \quad n = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \quad (2.1)$$

donde  $t_n = nh$

El resultado de la discretización sobre  $x(t)$  es llamada señal digital  $x[n]$ ,

El valor absoluto de la diferencia en amplitud entre  $x[k] - x[k - 1]$ , (muestras consecutivas de la señal digital  $x[n]$ ) es la resolución en amplitud de la señal, este valor depende del número de bits que se estén empleando para representar la señal, y del valor

de voltaje usado como referencia, tanto en la parte negativa, como en la positiva.

Por otra parte  $h$  es el tiempo transcurrido entre la toma de una muestra y la siguiente, entonces la frecuencia de muestreo se puede representar como  $h^{-1}$ ; un valor de  $h$  muy alto con respecto al ancho de banda de la señal a analizar, causaría pérdida de información, mientras que el utilizar valores de  $h$  muy cortos se tendría una muy buena representación de la señal, pero se incrementaría el tiempo necesario para procesarla.

### 2.2.2. Teorema de Nyquist

Para determinar el valor de  $h$  y mantener una buena calidad de la señal tras haber sido discretizada, se puede escoger mediante el siguiente criterio, (2.2).

$$h = \frac{1}{2s_{\text{máx}}} \quad (2.2)$$

Donde  $S_{\text{max}}$  es la frecuencia máxima de la función  $x(t)$ , para el monitoreo de la señal electrocardiográfica se recomienda un ancho de banda de 0.5, a 40 Hz, sin embargo si es usado para un diagnóstico, se toma un ancho de banda de 0.05 a 100 Hz [15], entonces, el valor máximo de  $h$  para estos propósitos se calcula en, (2.3).

$$h = \frac{1}{2s_{\text{máx}}} = \frac{1}{2(100\text{Hz})} = 0,005\text{segundos} \quad (2.3)$$

Las señales obtenidas de la base de datos del MIT fueron muestreadas a una frecuencia de 330 Hz, por lo tanto el valor de  $h$  para estas señales es de 0.003 segundos que es un tiempo menor, al tiempo máximo que se puede utilizar, por lo tanto la calidad de estos registros si puede ser utilizada para el diagnóstico.



### 2.2.3. Teorema de Shanon

De manera inversa el teorema de Shannon nos indica como se reconstruye la señal analógica a partir de la señal digital, (2.4).

$$x(t) = \sum_{n \in Z} x(nh) \frac{\sin \pi(t - nh)}{\pi(t - nh)} \quad (2.4)$$

siempre y cuando esta cumpla con el criterio de Nyquist, de esta forma se pueden calcular todo el intervalo de datos entre dos muestras.

## 2.3. Fourier

La transformada de Fourier junto con las series de Fourier son de las principales herramientas usadas hoy en día por los sistemas de procesamiento de señales, la principal característica de esta transformada, es que puede ofrecer una representación de la señal en un espacio frecuencia - magnitud.

### 2.3.1. Series de Fourier

Las Series de Fourier nos ayudan a describir señales periódicas como una combinación de señales armónicas (sinusoides), entregando así información sobre su contenido frecuencial o espectro; las series de Fourier son mas practicas para señales suaves, continuas, y estacionarias. La forma trigonométrica de las serie de Fourier se representa en, (2.5).

$$x_p(t) = \sum_{k=1}^{\infty} a_k \cos(k\omega_0 t) + b_k \sin(k\omega_0 t) \quad (2.5)$$



Donde  $x_p(t)$  describe una función periódica de periodo  $T$ , y por lo tanto una frecuencia fundamental de  $f_0 = 1/T$ ,  $\omega_0 = 2\pi f_0$

Otra forma de representarla es con ayuda de la ecuación de Euler (2.6), en la que  $e^{\pm j\alpha} = \cos\alpha \pm j\sin\alpha$ , y  $X_s[k] = \frac{1}{2}(a_k - jb_k)$

$$x_p(t) = \sum_{k=1}^{\infty} X_s[k]e^{jk\omega_0 t} \quad (2.6)$$

Y los coeficientes son calculados como se muestra en (2.7).

$$X_s[k] = \frac{1}{T} \int x_p(t)e^{-jk\omega_0 t} \quad (2.7)$$

Al cumplir con la relación de Parseval, la potencia  $P_x$  contenida en una señal puede evaluarse a partir de los coeficientes de su correspondiente serie de Fourier (2.8).

$$P_x = \frac{1}{T} \int x_p^2(t)dt = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |X_s[k]|^2 \quad (2.8)$$

El empleo de las series de Fourier en señales discontinuas produce el efecto de Gibbs, que se caracteriza por la presencia de un pico con amplitud de alrededor del 9% en el punto de discontinuidad cuando se quiere reconstruir la señal, a partir de las series calculadas.

Es por esta razón que no es muy recomendable el uso de esta técnica con señales electrocardiograficas, segmentos como el QRS no presenta mucha suavidad, y aun mas en arritmias ya que el corazón se encuentra fibrilando.



### 2.3.2. Transformada de Fourier Continua

Cuando el espacio entre las frecuencias tiende a cero, la envolvente de los coeficientes se convierte en una función, continua que se puede calcular por la transformada de Fourier definida en, (2.9).

$$x(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} T.X_s[K] = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (2.9)$$

De manera contraria la transformada inversa de Fourier en la ecuación ,nos permite reconstruir la señal a partir de su transformada de Fourier (2.10).

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(f)e^{j2\pi ft} df \quad (2.10)$$

### 2.3.3. STFT

Por sus siglas en ingles Short Time Fourier Transform o análisis de Fourier con ventana móvil, este análisis tiempo- frecuencia, surgió tras la necesidad de saber como cambiaba el contenido espectral de la señal a lo largo del tiempo, este análisis similar al de la transformada de Fourier utiliza además funciones de ventana con una duración finita, con la intención de que solo se obtenga la transformada de Fourier de la señal  $x(t)$  contenida en la ventana  $\xi(t)$ , de forma que la STFT se representa en (2.11).

$$x(f) = \int_{\tau - \frac{\lambda}{2}}^{\tau + \frac{\lambda}{2}} \xi\left(\frac{t - \tau}{\lambda}\right)x(t)e^{j2\pi ft} df \quad (2.11)$$

Donde  $\tau$  es el centro de la ventana, la cual tiene un ancho  $\lambda$  de modo que todo lo que este fuera del intervalo  $[\tau - \frac{\lambda}{2}, \tau + \frac{\lambda}{2}]$  es igual a cero.

### 2.3.4. Funciones de Ventanas

#### Ventana Gaussiana

Como se menciono anteriormente existen funciones de ventana definidas para este tipo de transformada, cuya elección depende del tipo de análisis que se quiera hacer, entre las principales funciones se encuentran la ventana gaussiana, figura 2.5, definida en (2.12).

$$\xi(t) = e^{-\pi t^2} \quad (2.12)$$

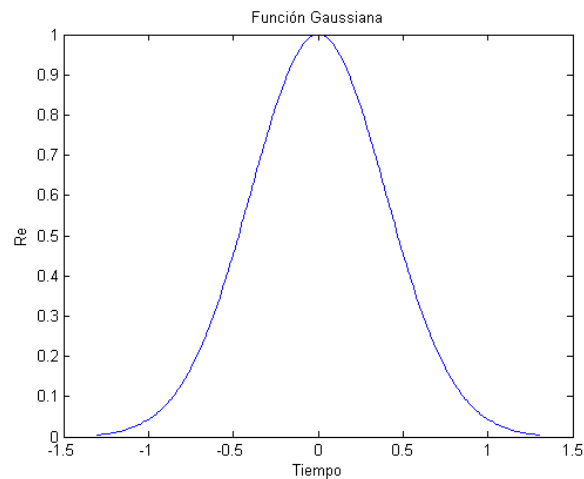


Figura 2.5: Función Gaussiana

cuya característica principal es la de ser su propia transformada.

#### Ventana Caja

Otra ventana comunmente usada es la de caja, figura 2.6, definida en (2.13).

$$\xi(t) = \begin{cases} 0; & t > \frac{1}{2} \\ 1 & -\frac{1}{2} \leq t \leq \frac{1}{2} \\ 0; & t < -\frac{1}{2} \end{cases} \quad (2.13)$$

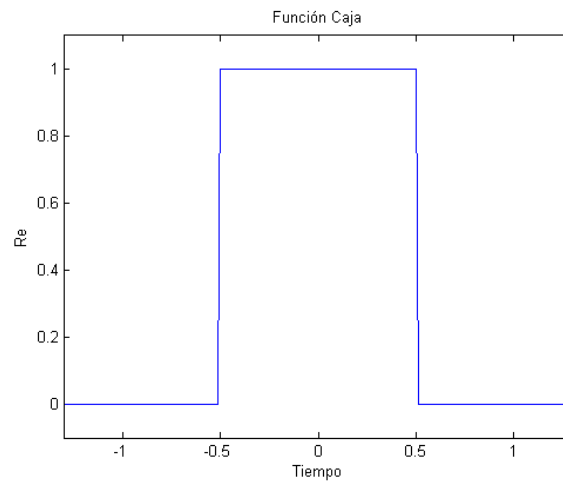


Figura 2.6: Función Caja

Esta función permite escoger secciones de otras funciones ya que todo lo que está dentro del cajón permanece igual, y lo que se encuentra fuera de él es multiplicado por cero.

### Ventana Sinc

Una ventana más es la función sinc, figura 2.7, definida por (2.14).

$$\xi(t) = \frac{\text{sen}\pi t}{\pi t} \quad (2.14)$$

Conocida también como función de suavizado, puesto que el efecto de convolu-

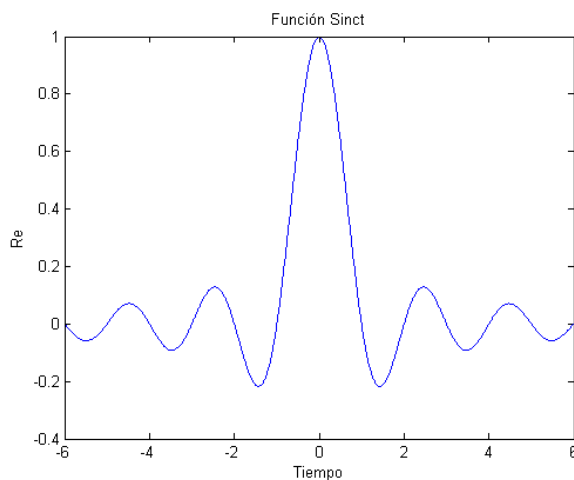


Figura 2.7: Función Sinct

cionarla con una señal, es de sustituir cada punto de esta por un promedio del punto y sus vecinos

## 2.4. Wavelet

En el análisis de señales existe un gran número de herramientas que se han ido desarrollando con el paso de los años, entre las que destaca, sin lugar a dudas, la Transformada de Fourier, la que se ha hecho un nombre reconocido gracias a su capacidad de entregar una representación del contenido de frecuencias que posee una determinada señal.

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 [6].

Esta idea es la que se muestra en forma esquemática en la figura 2.8.



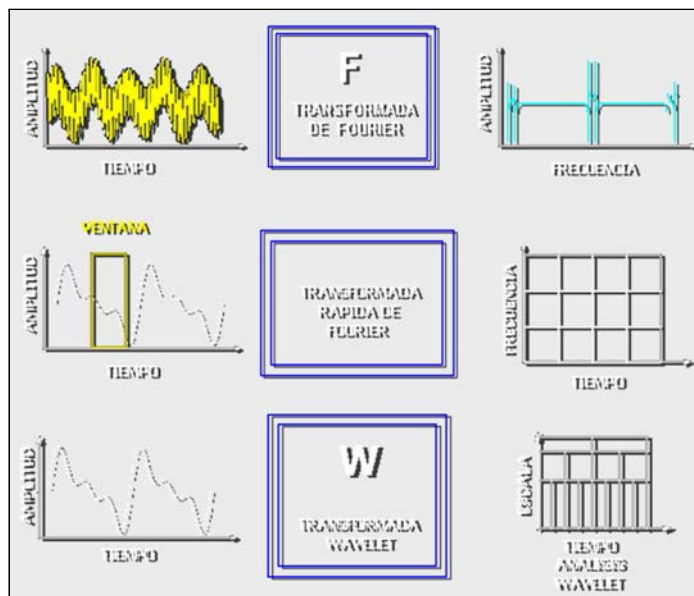


Figura 2.8: Comparación de análisis Tiempo- Frecuencia entre la transformada de Fourier y la transformada Wavelet

### 2.4.1. Transformada Wavelet Continua

Una forma sencilla de comprender el modo de operación de esta transformada es pensar que la señal en base de tiempo es pasada por varios filtros pasabajos y pasaaltos, los cuales permiten separar las porciones de la señal de alta frecuencia de aquellas de baja frecuencia.

El objetivo de la transformada Wavelet es descomponer cierta señal en funciones componentes denominadas Wavelets, las cuales forman una base del espacio de funciones con dimensión no finita, con ciertas propiedades como ortogonalidad, tamaño, suavidad, duración, etc [10].

La transformada Wavelet continua [10] [11] se define como (2.15).



$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\Psi_{a,b}(t)dt \quad (2.15)$$

La función  $\psi$  como se puede ver en (2.16), es el kernel de la transformada, para realizarla el kernel se puede trasladar en el tiempo, por el parametro  $b$ , y es una función que se puede escalar en magnitud con  $a$  el primer termino  $a^{-\frac{1}{2}}$  sirve para normalizar la energía en la transformada.

$$\Psi_{a,b}(t) = a^{-\frac{1}{2}}\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.16)$$

En la figura 2 podemos ver una señal compuesta por segmentos de señales senoidales con frecuencias de 10,15,25,50 y 100 Hz al aplicar la transformada wavelete continua (CWT) obtenemos los coeficientes mostrados en la figura 3, en ella se muestra la representación de estas frecuencias en las diferentes escalas, junto con su localización temporal.

#### 2.4.2. Principales Familias

#### 2.4.3. Haar

Históricamente es la primera wavelet ortonormal, propuesta en 1910 por A. Haar, antes de que el concepto de wavelet fuera utilizado, en realidad esta wavelet es mas utilizada para fines didácticos, que para motivos de análisis.

Esta wavelet esta definida como (2.17).

$$\Psi(t) = \begin{cases} 1; & 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ -1 & \frac{1}{2} \leq t \leq 1 \\ 0; & \forall \text{ otro } t \end{cases} \quad (2.17)$$

Y su representación grafica se muestra en la figura 2.9 .

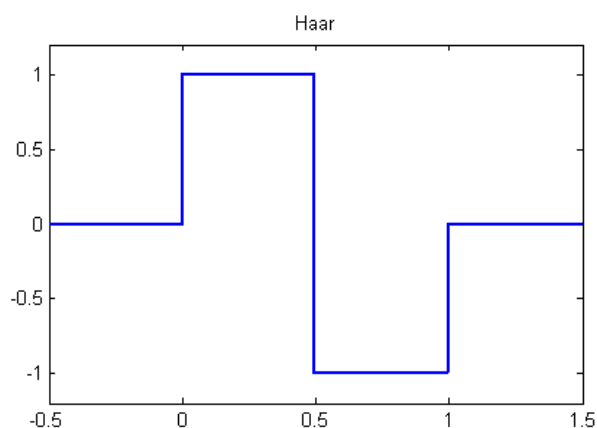


Figura 2.9: Wavelet de Haar

#### 2.4.4. Daubechies

Algunas wavelets (como en este caso la de Daubechies) se encuentran formadas a partir de coeficientes provenientes de filtros espejo cuadráticos, el más sencillo de este tipo es la wavelet de Haar.

Para el caso de la wavelet Daubechies 4 los coeficientes que se utilizaron para la construcción de esta wavelet son los mostrados en la siguiente tabla.



coeficientes

$a_0$	0.2303778133089
$a_1$	0.7148465705529
$a_2$	0.6308807679399
$a_3$	-0.0279837694169
$a_4$	-0.1870348117191
$a_5$	0.0308413818356
$a_6$	0.0328830116667
$a_7$	-0.0105974017851

y acontiniación se lista un el codigo fuente para la construccion de esta wavelet en

el paquete de Matlab:

```
%programa para generar la funcion de escala Daubechies
g0=[0.3258 ;1.0109;0.989220;-0.039575;-0.264507;0.043616;0.04650;-0.014986];
k=[0;1;2;3;4;5;6;7];
g1=flipud(g0).*(-1).^k;
ng1=length(g1);
%calculando primero la funcion de escala
niter=13;%numero de iteraciones
phinew=1;%inicializacion
for i=1:niter
    unit=2^(i-1);
    phi=conv(g0,phinew);
    n=length(phi);
    if(i==(niter-1))
        phi2=phi
    end
end
dt=1/(2*unit);
t=[1:length(phi)]*dt;
subplot(2,1,1),plot(t,phi)
title('Funcion de Esccala')
%Calculando wavelet usando 2- scale
for i=1:ng1
    a=(i-1)*unit+1;
```

```

b=a+length(phi2)-1;
psi2s(i,a:b)=phi2*g1(i);
psi2s(1,n)=0;
end
psi=sum(psi2s);
dt=1.0/(2*unit);
t=[0:length(psi)-1]*dt-(ng1-2)/2;
subplot(2,1,2),plot(t,psi)
title('Wavelet')

```

La Wavelet de Daubechies en fase se muestra en la figura 2.10.

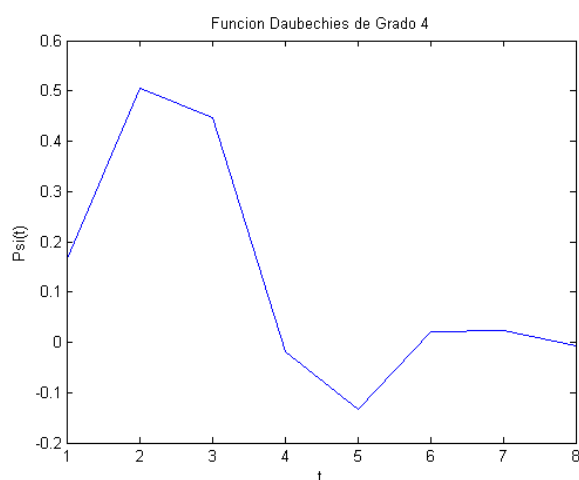


Figura 2.10: Wavelet Daubechies

#### 2.4.5. Coifelts

Coiflets es otra variación en las wavelets de Daubechies. Son nombradas por I. Daubechies porque R. Coifman sugirió la construcción de la base orthonormal de la wavelet con condiciones de suavizado, ambas para la  $\psi$ . La idea es encontrar la forma de  $m_0(\omega)$  que satisface la condición de ortogonalidad y ambas condiciones del momento para  $\psi$  y  $\phi$ . Estas condiciones del momento (2.18) y (2.19).

$$\int_{-\infty}^{\infty} t^l \psi(t) dt = 0 \quad \text{para } l = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.18)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \phi(t) dt = 1, \quad \int_{-\infty}^{\infty} t^l \phi(t) dt = 1 \quad \text{para } l = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.19)$$

Estas dos condiciones de momentos (2.20) y (2.21) trasladadas a las siguientes condiciones sobre  $m_0(\omega)$ :

$$m_0^l(\pi) = 0 \quad \text{para } l = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.20)$$

$$m_0^l(0) = 1 \quad \text{para } l = 1, 2, \dots, N - 1 \quad (2.21)$$

Puede ser demostrado que la forma siguiente de  $m_0(\omega)$  satisface ambas condiciones del momento dadas en (2.20) y (2.21).

$$m_0(\omega) = \left( \cos^2 \frac{\omega}{2} \right)^k \left[ \sum_{k=0}^{K-1} \binom{K-1+k}{k} \left( \sin^2 \frac{\omega}{2} \right)^k + \left( \sin^2 \frac{\omega}{2} \right)^k f(\omega) \right] \quad (2.22)$$

Donde  $2K = N$  y  $f(\omega)$  es elegida como

$$f(\omega) = \sum_{k=0}^{2K-1} f_n e^{in\omega} \quad (2.23)$$

Los coeficientes  $\{f_n\}$  son determinados por los  $m_0(\omega)$  dado en (2.22) para satisfacer la condición de orthogonalidad. La forma de  $\psi$  para coifelts se muestra en la figura 2.11

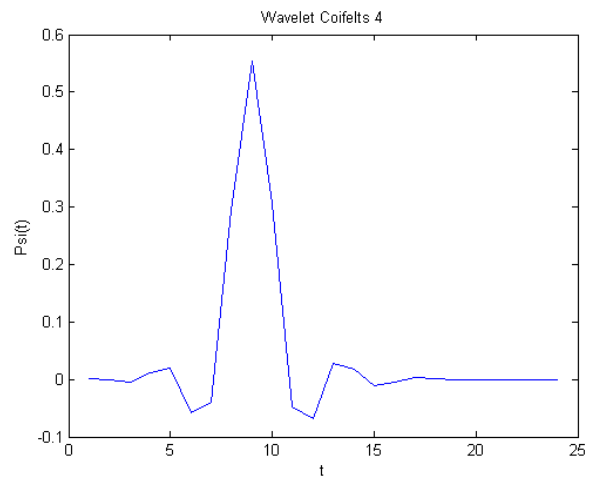


Figura 2.11: Wavelet Coifelts



## Capítulo 3

# Metodología

### 3.1. Base de datos

La base de datos que se tomó como referencia fue la del MIT-BIH Arrhythmia Data Base que contiene 48 fragmentos, correspondientes a registros ambulatorios de dos canales. La frecuencia de muestreo es de 360Hz, con 11bits de resolución y un rango de 10mV. La siguiente tabla resume las características de estos registros.





Número de registro	Sexo	Edad	Característica de la señal
100	masculino	69	Ritmo Normal
101	femenino	75	Ritmo Normal
102	femenino	84	PVC Paced Pacemaker fusion
103	masculino	-	Ritmo Normal
104	femenino	66	PVC Pacemaker fusion
105	femenino	73	Normal y PVC
106	femenino	24	Normal , Ventricular couplets, Taquicardia ventricular, Ventricular bigémica
107	masculino	63	PVC , Paced
108	femenino	87	PVC Normal Blocked APC, Arritmia sinusoidal
109	masculino	64	left BBB y PVC
111	femenino	47	Left BBB y PVC
112	masculino	54	Normal y APC
113	femenino	24	Normal y Aberrated APC, Arritmia sinusoidal
114	femenino	72	Normal, APC, PVC, SVTA



Numero de registro	Sexo	Edad	Carcaterizstica de la señal
115	femenino	30	Normal
116	masculino	68	Normal, APC, y PVC
117	masculino	69	Normal
118	masculino	69	Right BBB, APC,PVC, Blocked APC
119	femenino	51	Normal, PVC, Ventricular trigemina, Ventricular trigemina
121	femenino	83	Normal, APC, PVC
122	masculino	52	Normal
123	femenino	63	Normal, PVC, Arritmia sinusoidal
124	masculino	77	Right BBB, APC, PVC, , Ventricular trigemina, Junctional premature
200	masculino	64	Taquicardia Ventricular, ventricular bigemia APC,PVC



Numero de registro	Sexo	Edad	Característica de la señal
201	masculino	68	Normal, APC, Aberrated APC, PVC, Taquicardia supraventricular, Fibrilacion Atrial, Ventricular trigémina
202	masculino	68	Normal con bradicardia, APC, Aberrated APC, PVC, Fusion PVC, Fibrilacion Atrial, Aleteo auricular
203	masculino	43	Taquicardia Ventricular, Fibrilacion Atrial, PVC, Taquicardia Ventricular
205	masculino	59	Taquicardia Ventricular, PVC
207	femenino	89	Ventricular Bigémina, con BBB derecho, Taquicardia Ventricular, Aleteo ventricular, Bloqueo AV de primergrado, BBB izquierdo, Ventricular bigemina, STVA
208	femenino	23	Ventricular Trigemina, Ventricular Triplet

### 3.2. Descripción Matemática del Algoritmo

La señal fue almacenada en una PC . Esta se puede representar de forma numérica como un vector con  $x_n$  puntos muestras , (2.3).

$$\tilde{f} := (x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (3.1)$$

Cada intervalo R-R es reconocido a lo largo de la señal y son representados como una serie de vectores  $f_i$  , (3.2).

$$\tilde{f} := (\tilde{f}_1, \tilde{f}_2, \dots, \tilde{f}_k) \quad (3.2)$$

Así mismo cada intervalo R-R está compuesto de una serie de puntos muestreados, (3.3).

$$\tilde{f}_i := (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{\lambda_i}) \quad (3.3)$$

Donde  $\lambda_i$  es el número de puntos para el intervalo de muestra  $i$ .

El conjunto de todos los intervalos  $\lambda_i$  da como resultado el número total de muestras  $n$  de la señal original, (3.4).

$$n = (\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_k) \quad (3.4)$$

Por lo general  $\lambda_i \neq \lambda_j \quad \forall i \neq j$  si  $\lambda_i < \lambda_j$  significa que  $\exists x_{\lambda_p} p > i$  son completados con ceros hasta la talla del vector mayor, para formar  $F$  que es una matriz de  $k$  filas por  $r$  columnas, (3.5).

$$F = \begin{bmatrix} x_{1,1} & x_{2,1} & \dots & x_{\lambda,1} & 0 \\ \vdots & & & & \vdots \\ x_{1,k} & x_{2,k} & \dots & & x_{\lambda,k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_1^* \\ \vdots \\ f_k^* \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Donde  $r$  es igual al máximo de los  $\lambda_i$ , (3.6).

$$r = \max(\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_k) \quad (3.6)$$

De cada  $f_i^*$  se obtiene la transformada wavelet, (3.7).

$$W_{j,k} = \sum_{\lambda_i \in Z} f_i^*[\lambda_i] \Psi_{j,k}[\lambda_i] \quad (3.7)$$

El resultado del paso anterior da como resultado una nueva matriz  $W_i$  con los coeficientes wavelet que corresponden al vector  $f_i^*$ , (3.8).

$$W_i = \begin{bmatrix} c_{1,1} & c_{1,2} & \dots & c_{1,\lambda_1} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ c_{f,1} & c_{f,2} & \dots & c_{f,\lambda_k} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Con el fin de evitar componentes negativas al momento de realizar la cuantificación de la energía en la matriz se obtiene previamente el valor absoluto de los coeficientes que la componen, (3.9).

$$\hat{W}_i = \left| W_i \{ f_i^* \} \right| \quad (3.9)$$

Por último obtenemos un valor de energía para cada matriz, con el fin de utilizar este valor en una representación energía frecuencia, (3.10).

$$v_i = \frac{1}{r} \sum_{a=1}^j \sum_{b=1}^r \hat{W}_i(a, b) \quad (3.10)$$

Donde  $a$  son las filas de la matriz,  $b$  el número de columnas.

Por último graficamos tomando el valor del energía obtenido, contra su frecuencia correspondiente al intervalo R-R; que fue obtenida también por el programa durante la segmentación.

El tratamiento numerico completo puede se resume en la figura 3.1.

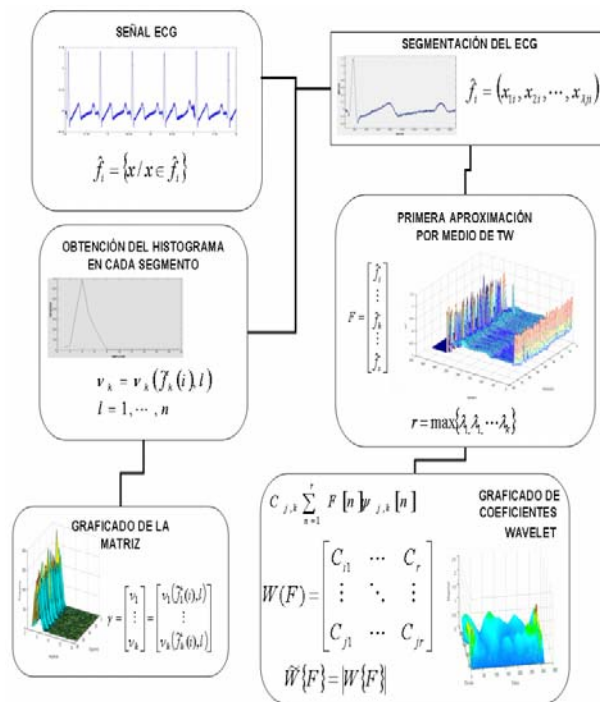


Figura 3.1: Diagrama a bloques del procesamiento



## Capítulo 4

# Resultados

### 4.1. Resultados de la Identificación de Segmentos

Para encontrar cada periodo en el latido del electrocardiograma se realizó la identificación de cada intervalo R-R en dicha señal.

Estos resultados se muestran en 4.1 en donde el punto rojo la referencia tomada por el programa para encontrar cada intervalo.

Asi mismo se muestra la identificación de los segmentos para el registro 1094.2

Como se puede observar se optienen una muy buena identificación de los segmentos para dichos registros, encontrando los puntos R de cada segmento QRS, asi también para los otros registros presentados 4.3 y 4.4.

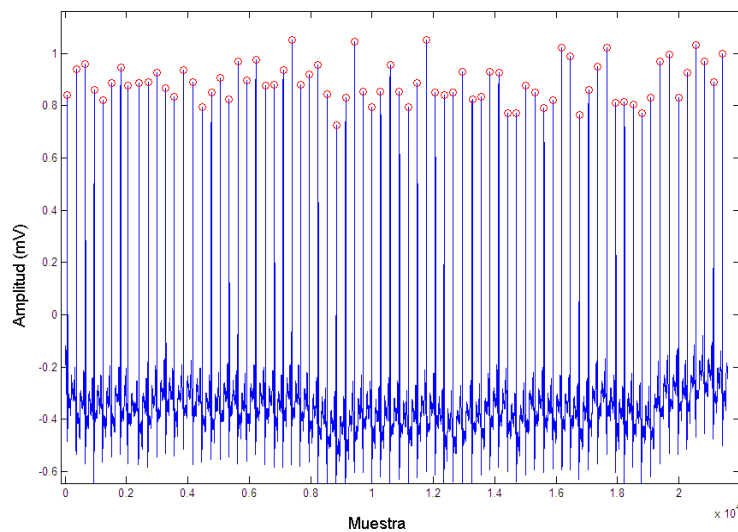


Figura 4.1: Identificación de segmentos en el archivo 100

## 4.2. Resultados con Histogramas

Los histogramas obtenidos en cada periodo, y agrupados en una matriz nos muestran la variación que tiene la señal electrocardiográfica; Como se muestra la grafica 4.5 obtenida para la señal normal en todos los periodos existe el mismo comportamiento, las frecuencias mayores se encuentran en amplitudes de 3 unidades.

Para el archivo 107 las frecuencias más altas de cada segmento se han desplazado a valores de amplitud más altos, esto es un indicio de que alguna de las ondas del electrocardiograma ha incrementado el valor de su amplitud, figura 4.6 que para se ve amplificada la onda T del electrocardiograma, es por eso que existe una mayor densidad de datos en regiones con una amplitud de 10 unidades.

Este mismo análisis realizado al archivo 109, figura 4.7 ,el cual indica algo similar



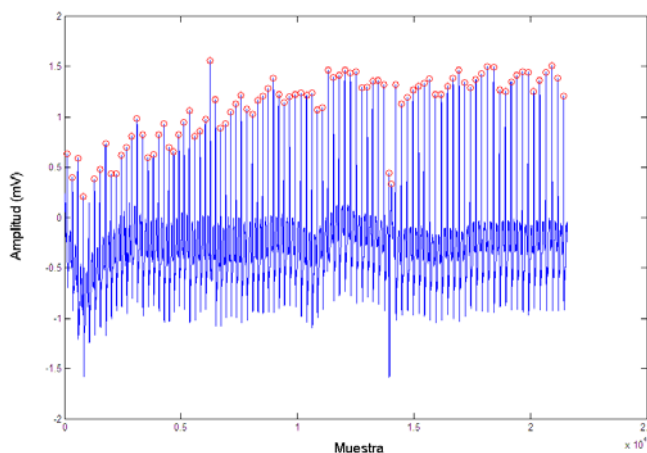


Figura 4.2: Identificación de los intervalos R-R del registro 109

pero con menos orden que en la figura anterior. Los puntos críticos se encuentran en amplitudes de alrededor de 5 unidades, además de que el ancho de esta cresta también es superior al de un electrocardiograma normal, también muestra una frecuencia menor.

En la señal de ECG correspondiente al archivo 200, tras el análisis por histogramas, figura 4.8, se observa los cambios de comportamiento que tiene la señal, esta combinada con episodios normales de ECG, cuyos puntos máximos se encuentran en amplitudes bajas de 3, mientras los puntos máximos ubicados en amplitudes superiores de 5 y doce respectivamente, corresponden a patologías propias registradas en el ECG.

El último análisis de este tipo mostrado corresponde al archivo 208, figura 4.9, la cual también es una mezcla de episodios normales y arritmias; Se pueden distinguir dos niveles de amplitud en la que se encuentran distribuidos los puntos críticos de la señal, el primero es a una amplitud de 7, debido a la arritmia trigémina, mientras que el segundo tiene lugar en amplitudes de 2 unidades, correspondiente a episodios normales de ECG.

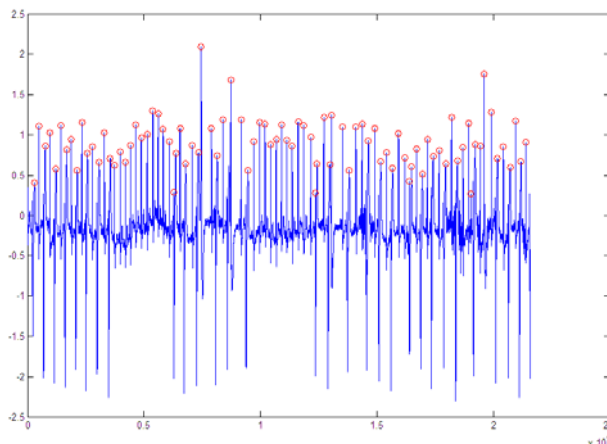


Figura 4.3: Identificación de los intervalos R-R del registro 200

### 4.3. Resultados con Graficas Wavelet 3D

Las señales analizadas son reales tomadas de la base de datos del MIT y corresponden a los archivos 100, 107, 109, 200 y 208 muestreadas a cuatro hombres, el primero de 69 años, el segundo de 63 años, un tercero de 64, el cuarto también con 64 años de edad; y a una mujer de 23 años de edad. En la figura 4.10, se muestra un segmento de señal (archivo 100) corresponde un paciente que en el séptimo intervalo R-R presenta un latido ectópico, sin embargo, el resto de la señal presentada corresponden a ciclos normales.

En la figura 4.11, se muestra la matriz resultante del valor absoluto al haber aplicado la transformada wavelet de la cual se obtuvo el volumen para realizar la evaluación, en esta gráfica se puede observar la región del intervalo en la que se presentó la mayor aportación energética de la señal y su localización en el valor de la escala, para esta señal se observa como la mayor aportación de energía se presenta en los extremos de onda R,

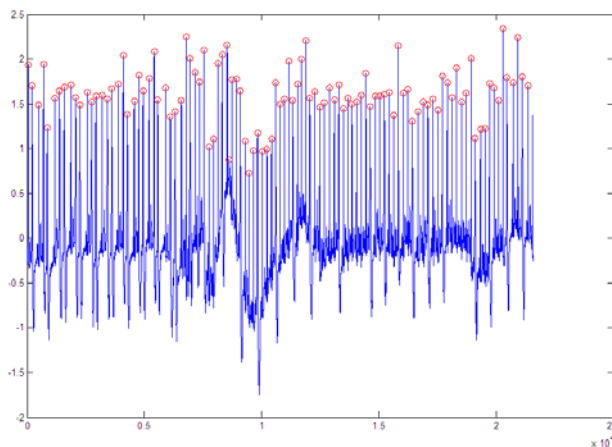


Figura 4.4: Identificación de los intervalos R-R del registro 208

mientras que la onda t se muestra con un nivel de energía menor pero ocupa una mayor area en el plano que la onda p .

Por otra parte el siguiente archivo analizado fue el 107, que se muestra en la figura 4.12 el cual presenta una contracción prematura ventricular durante todo el registro. La cual corresponde a un varón de sesenta y tres años

La figura 4.13, corresponde al valor absoluto de la matriz obtenida por la transformada wavelet en esta se observa una mayor región de energía en la parte correspondiente al segmento t, en la cual se presentan los máximos de la señal; en general la magnitud de la señal esta incrementada a comparación de la señal normal mostrada en la grafica 6; también se observa un incremento en frecuencia de toda la señal, cuando los máximos de energía son alcanzados más rápido en las escalas más bajas.

El otro archivo es el 109, figura 4.14, en el cual se muestra una señal electrocardiográfica con un bloqueo de la rama izquierda del corazón.

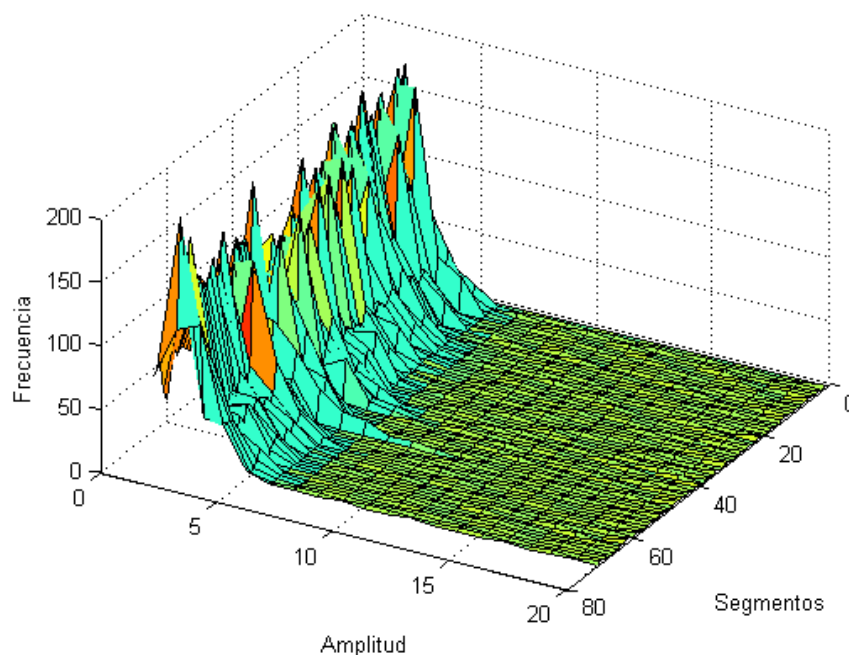


Figura 4.5: Histograma del Archivo 100

La matriz de resultante de haber aplicado la transformada wavelet se muestra en la figura 4.15 de la cual se puede observar como existen otros componentes frecuenciales de mayor magnitud a diferencia de la señal normal, el hecho de que el máximo en esta grafica se produzca en escalas superiores indica que no es por la acción del intervalo QRS, por ya que en una señal normal esta onda se situa en escalas menores, ya que si se presenta esta onda, a una escala de 50 solo que con una baja amplitud.

Como algunas patologías se presentan de manera aisladas se muestra en el archivo 200, una combinación entre episodios normales, y una contracción prematura ventricular, figura 4.16,.

Nuevamente se muestra la gráfica en la figura 4.17, del valor absoluto de los coefi-

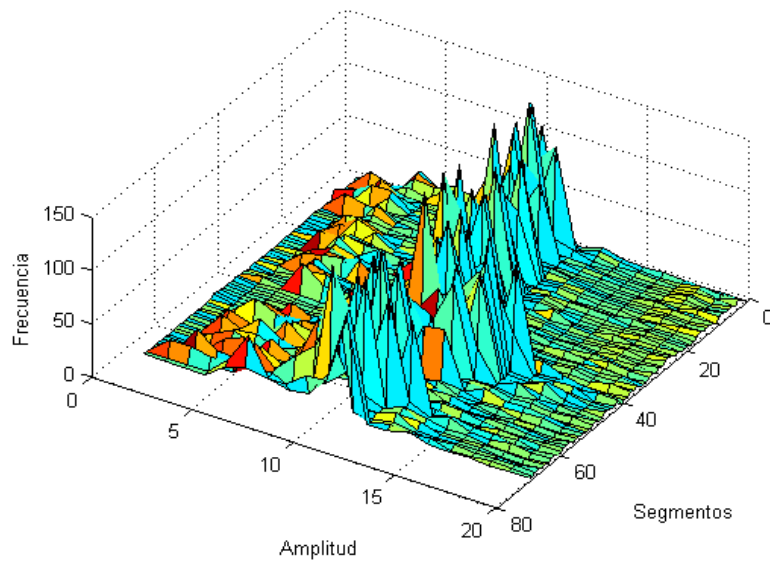


Figura 4.6: Histograma del archivo 107

cientes wavelet para cada periodo R-R, como se puede observar, la amplitud de la onda T se ve amplificada de manera anormal, mientras que el intervalo QRS mantiene una proporcion adecuada; esta gráfica corresponde a un intervalo con taquicardia ventricular, es interesante además, observar como en el extremo derecho de la gráfica, donde debería de estar intervalo Q-R no se encuentra en la gráfica con una amplitud similar, a la del intervalo R-S (extremo izquierdo de la gráfica), que se encuentra en una escala de 50 unidades, efecto causado por la taquicarda ventricular sobre el ECG.

La señal 208 4.18 correspondiente a una mujer de 23 años de edad que en su registro de ECG presenta patrones normales contracción prematura ventricular, arritmia ventricular trigémina de la cual se muestra un fragmento en la figura 17.

La señal 208, figura 4.18, es una arritmia trigémina, presenta tres extrasístoles

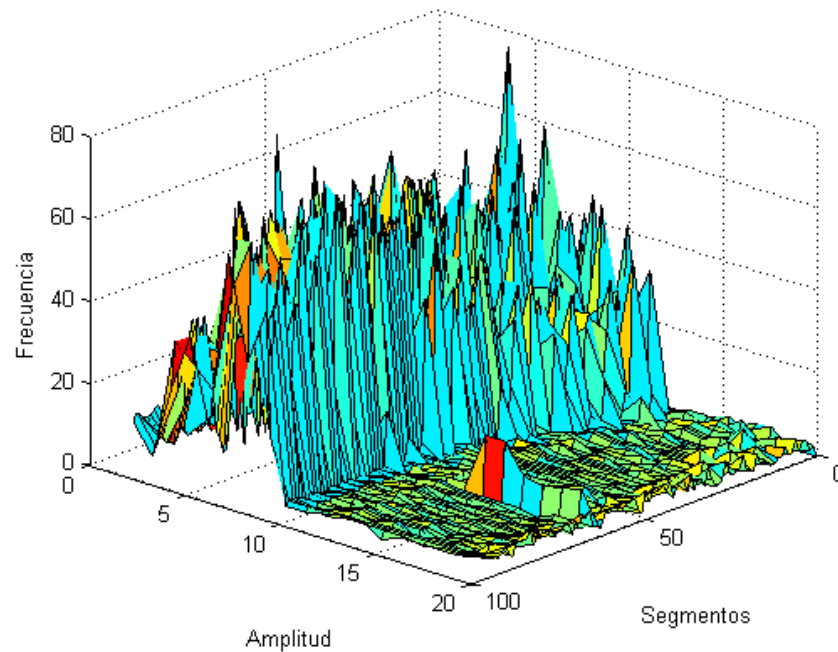


Figura 4.7: Hsitograma del registro 109

ventriculares (ESV) o llamadas salva que entra dentro del grupo de las arritmias graves, de manera similar al registro anterior se observa un segmento QRS con una mayor magnitud, y situado a escalas más bajas con lo que se verifica un incremento en la energía de esta onda, debido a la extrasistole ventricular, que como recordaremos, la actividad ventricular queda verificada por la amplitud del segmento QRS.

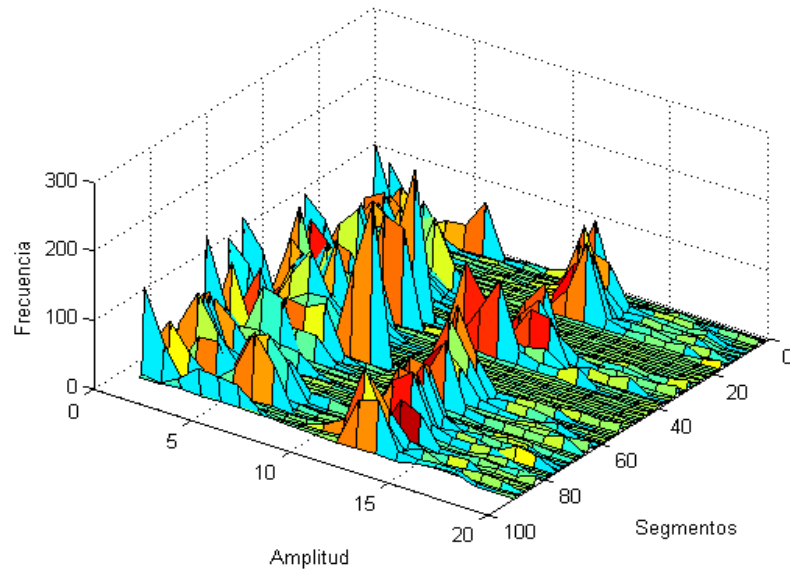


Figura 4.8: Histograma del registro 200

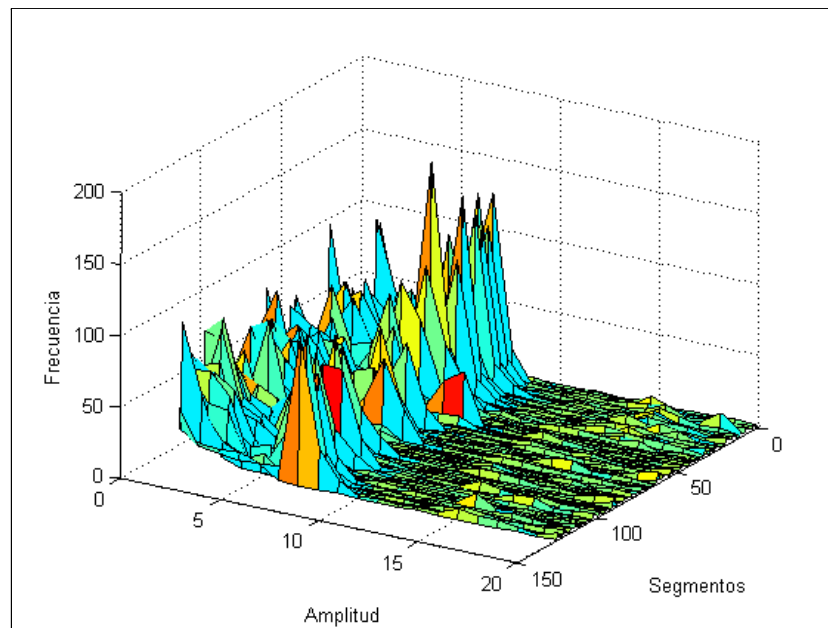


Figura 4.9: Histograma del registro 208

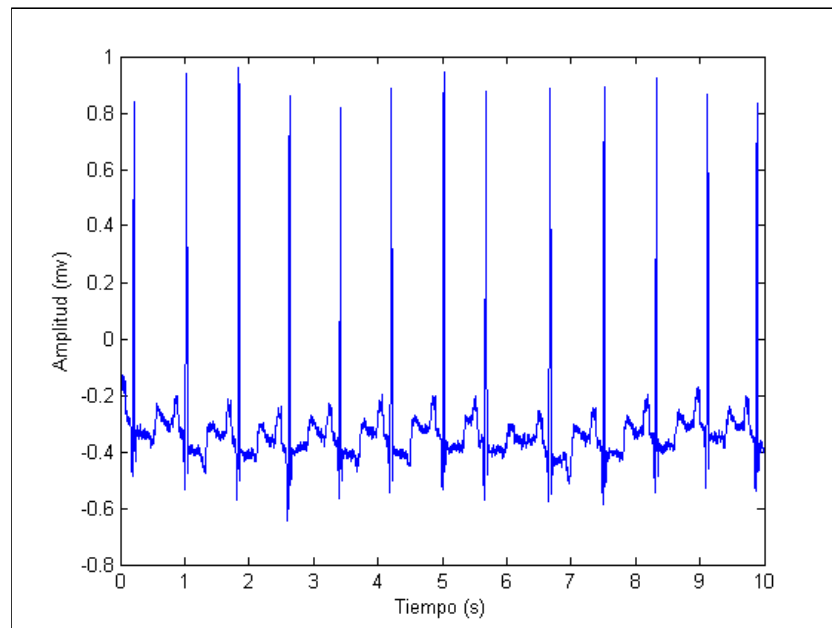


Figura 4.10: Registro 100 de la base de datos del MIT

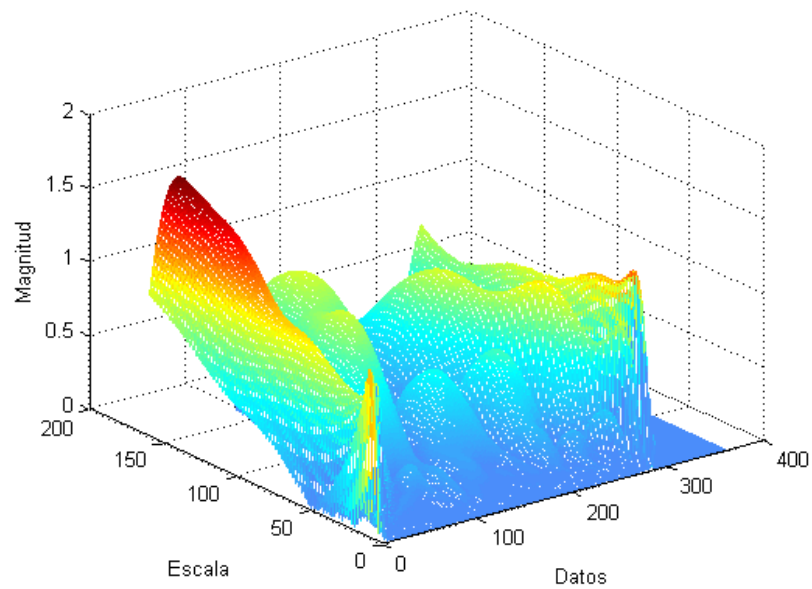


Figura 4.11: Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 100



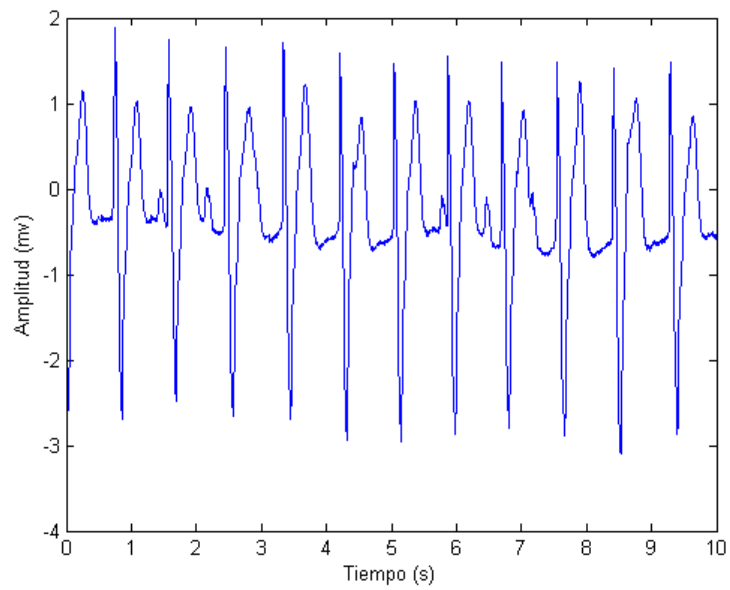


Figura 4.12: Registro 107 de la base de datos del MIT

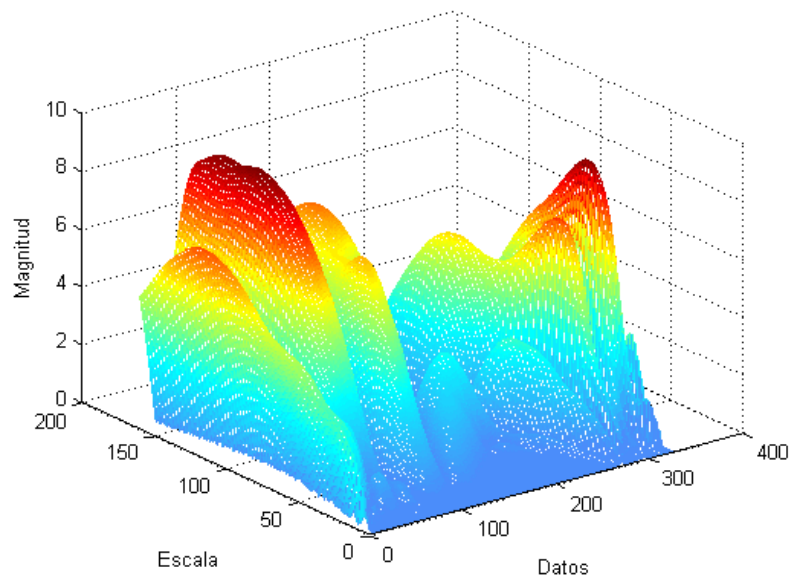


Figura 4.13: Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 107

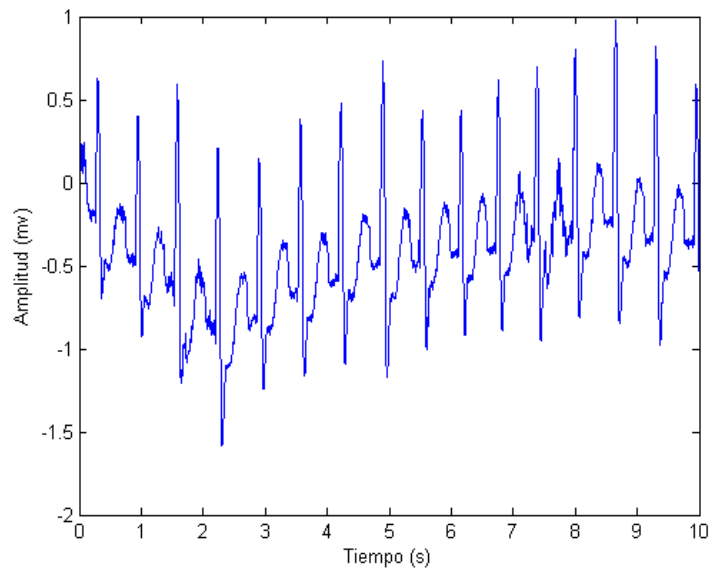


Figura 4.14: Registro 109 de la base de datos del MIT

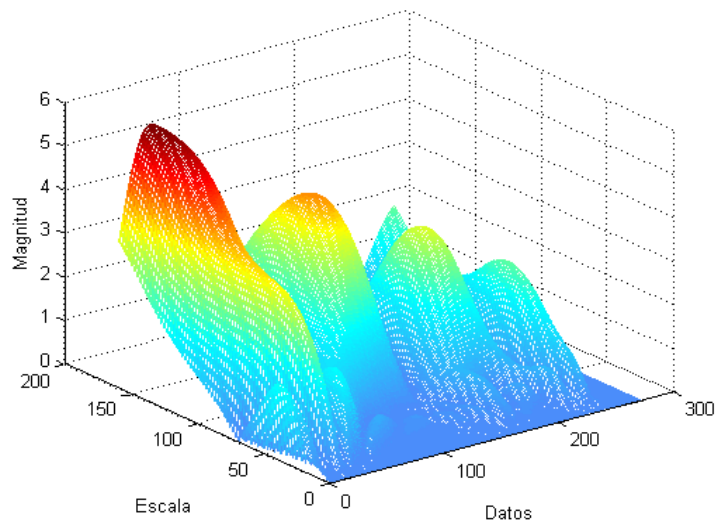


Figura 4.15: Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 109

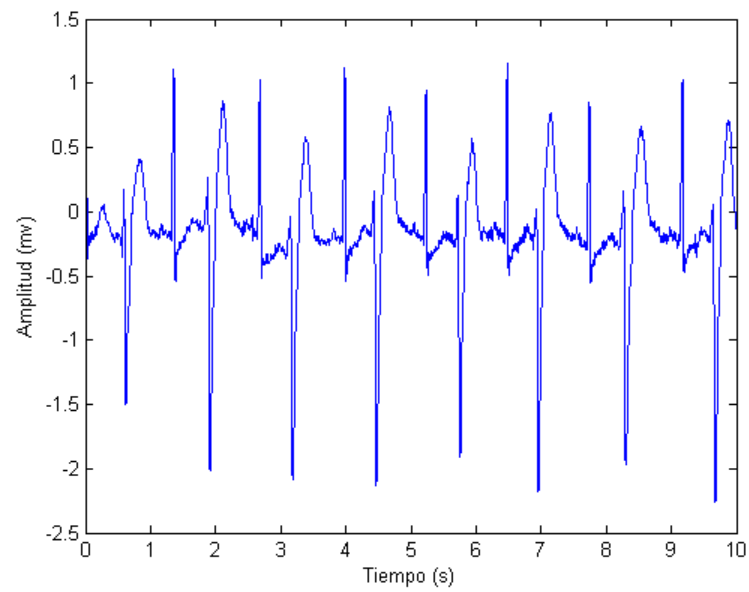


Figura 4.16: Registro 200 de la base de datos del MIT

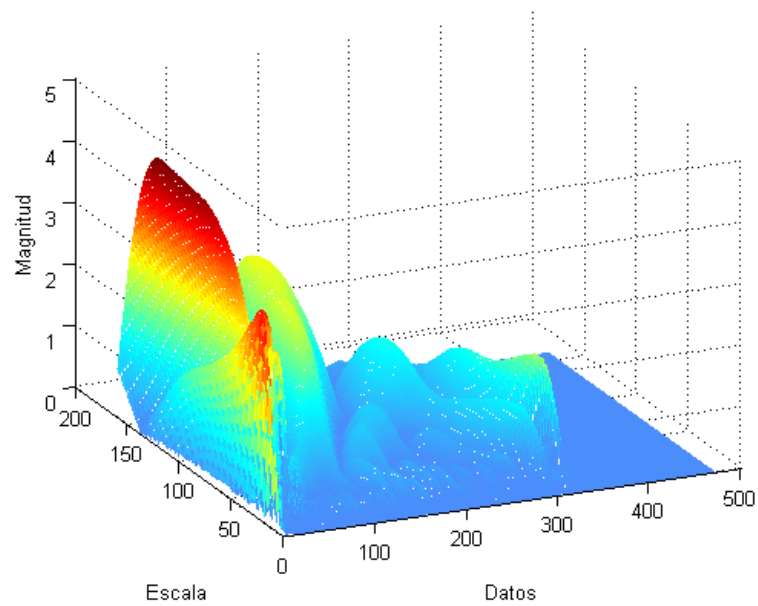


Figura 4.17: Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 200

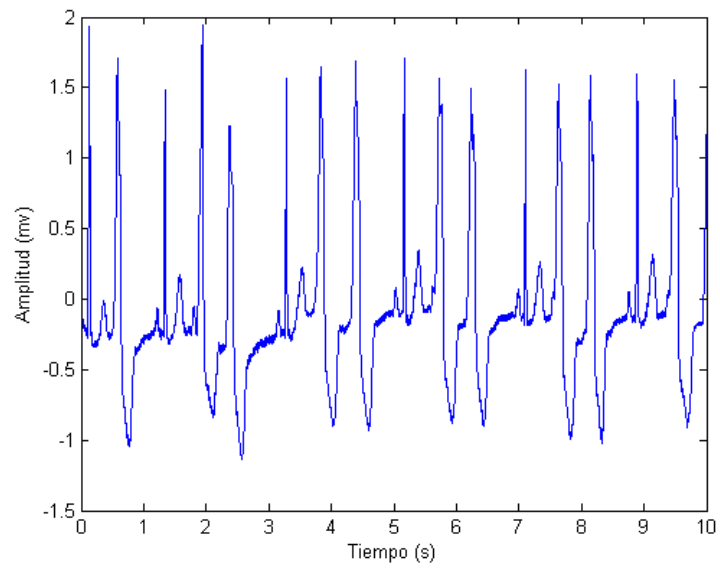


Figura 4.18: Registro 208 de la base de datos del MIT

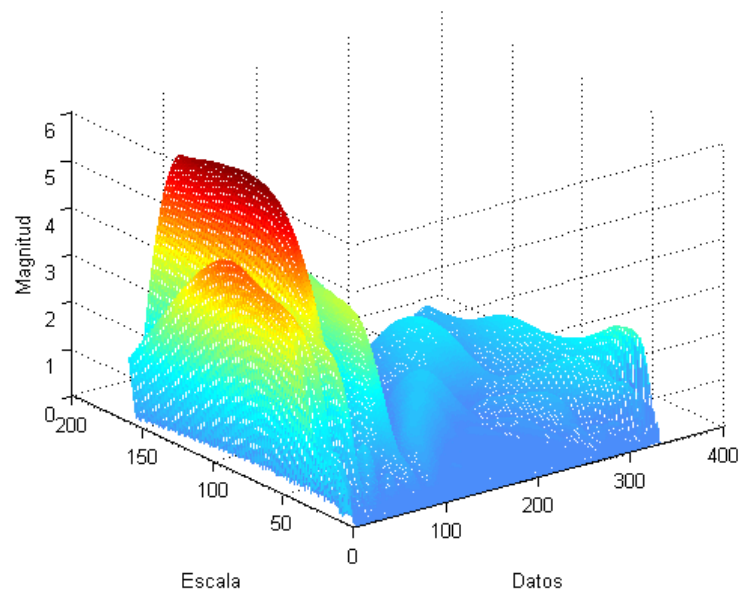


Figura 4.19: Valor absoluto de la Transformada Wavelet del registro 208



## Capítulo 5

# Conclusiones

El desarrollo de un prototipo de prediagnosticador cardiaco demostró tener un comportamiento eficiente en la representación de los coeficientes wavelet en 3D de registros ECG normales y con arritmias, logrando distinguir altas frecuencias así como un comportamiento energético diferente por cada arritmia.

El análisis de los histogramas, no demuestra cambios en la frecuencia del latido del corazón, mas bien demuestra los cambios en la forma de las ondas que se reflejan como un cambio en la potencia y de la amplitud de la señal, por ejemplo en el histograma del registro 107 se observa como la mayor potencia de la señal se ve desplazada a amplitudes de 10, como consecuencia del incremento en la onda t del registro. también pueden existir cambios esporádicos en la señal como se observa en la imagen de los histogramas del archivo 200 en el que existen regiones en las que la potencia máxima se da en amplitudes de 12 unidades mientras que en otras regiones se encuentra deslocalizada en el intervalo de 0 a 8 unidades..



El uso de los coeficientes obtenidos de la transformada wavelet nos brinda un análisis mas detallado de la señal, al poder localizar en frecuencia y tiempo las ondas del ECG.

La variabilidad espacial de los intervalos de tiempo de la señal electrocardiográfica (ECG) es importante en el diagnostico de enfermedades cardiovasculares, ya que proporcionan información acerca funciones eléctricas del corazón.

Se diseño un programa el cual representa los coeficientes wavelet en tres dimensiones (tiempo, escala, magnitud). Lo importante es que se pueden localizar crestas que corresponden a las diferentes ondas del ECG localizadas en diferentes partes del plano escala - tiempo , además se puede observar que las escalas menores corresponden a frecuencias mayores, en otras palabras la frecuencia disminuye a medida que la escala aumenta, por tanto las partes del grafico 3D con escalas cercanas a cero corresponderán a las altas frecuencias (alto riesgo para el paciente) en el análisis y aquellas partes con escalas mayores corresponderán a frecuencias menores.

De lo anterior se plantean tareas inmediatas en el desarrollo del prediagnosticador cardiaco, como la obtención de clusters por cada registro en el plano frecuencia vs. energía, localizando así por regiones el área de actividad de cada registro ECG; diseño de un sistema de decisión Fuzzy ; pruebas con otro registros ECG.



## Bibliografía

- [1] Hsiao-Lung Chan, Shih Chin, Yu-Lin Ko, *Heart Rate Variability Characterization in Daily Physical Activities Using Wavelet Analysis and Multilayer Fuzzy Activity Clustering*, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol 53, No 1, January 2006
- [2] Malik, M., O. Odenuyiwa, J. Poloniecki, P. Kulakowski, T. Farrell, A. Stauton and A. J. Camm (1991). *Late potentials after acute myocardial infraction performace of different criteria for the prediction of arrhythmic complications.*, *Eur. Heart. J.* **13**, 599-607.
- [3] Scharmm, J., C. Frumento, H. Dickhause, C. Schmitt and J. Brachmann (1991). *Ventricular late potential inpatients whit and whitout inducible sustained ventricular tachycardia: Combnded analysis in the time and frequency domain.**Eur. heart J.*, **12**, 563 - 572.
- [4] Somons, M.B. (1981). Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients whit ventricular tachycardia after myocardial infraction. *Circulation* **64**,235-242.
- [5] Berbari, P. and R. Lazzara (1992). *The significance of electrocardiographic late potentials: Predictors of ventricular tachycardia*, *SAnnu. Rev. Med.* **43**, 157-169.



- [6] Rioul, O. and P. Duhamel (1992)., *Fast algorithms for discrete and continuous wavelet transform*, IEEE Trans. Inform. Theory, **38**, 569 - 586.
- [7] Navarro, F. and F. L. Plaza (1992). *Secciones Clínicas en Patología Cardíaca.*, Meditor.
- [8] Dale, B., U. Dubin and K Linder (2001), *Introducción a la electrocardiografía*, Springer - Verlaná Iberica.
- [9] Nava, A. (2002). *Procesamiento de series de tiempo*. Fondo de Cultura Económica.
- [10] Jaideva, C., G. Andrew and K Chan (2001). *Fundamentals of Wavelets*, Jhon Wiley and Sons.
- [11] Hartmut, D. and Hartmut H. J. (1997)., *Fundamentals of Wavelets*, Jhon Wiley and Sons.
- [12] Meyer, Y. (1992). *Wavelets and Applications*. Springer Verlag. Paris Masson/ Berlin.
- [13] Daniel Novak, David Cuesta Frau, Vladimir Eck (200?); Denosing Electrocardiogram Signal Using Adaptive Wavelets.
- [14] Nikolay Nikolaev and Atanas Gotchev ( 200?), ECG Signal Denosing Using Wavelet Domain Wiener Filtering.
- [15] García B. Julio Cesar, Vera R. Alejandra, Gutierrez Jaillet Daniel, Prototipo de una unidad mínima de cuidados intensivos coronarios “Electro-cardiograma y Vector-cardiograma.
- [16] Yan Sun, Kap Luk Chan and Shankar Muthu Krishnan (2005); *Characteristic Wave*





- Detection in ECG Signal Using Morphological Transform* ECG BMC Cardiovascular Disorders.
- [17] Paul S. Addison, James N. Watson, Gareth R. Clegg, Michael Holzer, Fritz Sterz, Colin E. Robertson (2000), *Real time Analysis of the Ventricular Fibrillation Waveform can Reveal Hidden Structures*, IEEE Engineering in Medicine and Biology.
- [18] Paul S Addison Wavelet Transform and the ECG: a review, *Physiological Measurement*, *Physiol. Meas.* 26(2005)R155-R199.
- [19] J. N. Watson, P. S. Addison, C.R. Clegg P.A. Steen and C. E. Robertson, *Wavelet Transform- Based Prediction of the Likelihood of Successful Desfibrillation for Patients Exhibiting Ventricular Fibrillation*, *Measurement Science and technology*, *Meas. Sci. Technol.* 16 (2005) L1-L6
- [20] Gómez, N. and M. Cañizares (1992). *Un algoritmo para la clasificación del ritmo cardiaco*, III Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomedica 1359.
- [21] Kannathal, N. and A. Kumar (2004), *a Classification of cardiac abnormalities using heart rate signals. Medical and Biological Engineering and computing.*