

**INTERFAZ GRÁFICA PARA LA OBTENCIÓN DE PATRONES ECG
e Hipótesis del Vector de Despolarización del Corazón de una Ballena
Jorobada Adulta Mediante el Tratamiento de Imagen y Señal en un
Entorno Comparativo con el Ser Humano.**

**ANDREA DEL PILAR ROSAS HERREÑO
RICARDO AYALA MANTILLA**

Director:
Ph. D ARTURO PLATA UIS

Codirector:
Dr. JORGE REYNOLDS SCVS

Asesor:
Dr. ÁNGEL MARÍA CHÁVEZ.

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS

**ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**Bucaramanga
2004**

**INTERFAZ GRÁFICA PARA LA OBTENCIÓN DE PATRONES ECG
e Hipótesis del Vector de Despolarización del Corazón de una Ballena
Jorobada Adulta Mediante el Tratamiento de Imagen y Señal en un
Entorno Comparativo con el Ser Humano.**

**ANDREA DEL PILAR ROSAS HERREÑO
RICARDO AYALA MANTILLA**

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS

**ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**Bucaramanga
2004**

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	1
JUSTIFICACIÓN	5
1. ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA	7
1.1. ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA	8
1.1.1. Célula Miocárdica No Marcapaso	9
1.1.2. Célula Miocárdica Marcapaso	11
1.2. ORIGEN DEL LATIDO CARDIACO	12
1.3. DERIVACIONES	17
1.4. VECTOCARDIOGRAFÍA	18
2. DIGITALIZACIÓN DE DATOS	24
2.1. TRATAMIENTO DIGITAL DE IMAGEN	25

2.1.1 Corrección De Iluminación	26
2.1.2. Métodos De Discriminación Del Trazo ECG	28
2.1.3. Obtención De Señales	33
3. TRANSFORMADA WAVELET	36
3.1. TRANSFORMADA DE <i>FOURIER</i>	37
3.2. TRANSFORMADA DE <i>FOURIER</i> DE TIEMPO CORTO	42
3.3. ESPECTROGRAMA	49
3.4. PERIODOGRAMA	51
3.5. TRANSFORMADA <i>WAVELET</i>	53
3.5.1 Transformada <i>Wavelet</i> Continua	58
3.5.2 Transformada <i>Wavelet</i> Semidiscreta	61
3.5.3 Transformada <i>Wavelet</i> Discreta	62
3.6. ANÁLISIS MULTIRESOLUCIÓN Y ALGORITMO DWT RÁPIDO	63
4. DESARROLLO INTERFAZ GRÁFICA	70
4.1. PRUEBA DE EFECTIVIDAD DEL TERCER MÓDULO DE LA INTERFAZ CON DIFERENTES SEÑALES	74

5. CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES ECG DE BALLENA JOROBADA	78
5.1. TÉCNICAS MÁS UTILIZADAS EN CARACTERIZACIÓN DE ECGs	85
5.2. APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA <i>WAVELET</i> EN LA DETECCIÓN DE PATRONES	89
5.3. CLASIFICACIÓN	100
6. ELECTROCARDIOGRAFÍA COMPARATIVA CON EL SER HUMANO	106
6.1. HIPÓTESIS DEL VECTOR DE DESPOLARIZACIÓN	108
6.2. HIPÓTESIS DE ONDAS COMPONENTES DEL COMPLEJO GLOBAL	115
6.3. HIPÓTESIS SOBRE LA VELOCIDAD DE CONDUCCIÓN EN LA BALLENA	118
CONCLUSIONES	124
RECOMENDACIONES	128
BIBLIOGRAFÍA	130
REFERENCIAS	135
ANEXOS	139

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Transformaciones básicas aplicadas al cálculo de la WT	55
Tabla 2. Umbrales de discriminación de los coeficientes de detalle encontrados con <i>Daubechies</i> de complejidad 2 en un ECG Humano	98
Tabla 3. Umbrales de discriminación de los coeficientes de detalle encontrados con <i>Daubechies</i> de complejidad 6 en un ECG de ballena Jorobada	99
Tabla 4. Características encontradas por el algoritmo de detección Wavelet	101
Tabla 5. Parámetros <i>Wavelet</i> para la clasificación de las señales	102
Tabla 6. Promedios de duración de C.G. e intervalo S'S''	105
Tabla 7. Velocidad de conducción en el tejido cardíaco	119

LISTADO DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Fotografía de segmento ECG del cetáceo	25
Figura 2. Segmentos de señal originales y segmentos con corrección de iluminación	27
Figura 3. Ejemplo de una erosión entre un elemento estructural B y una imagen A representada en forma matricial	30
Figura 4. Señales tratadas mediante ecualización de histograma y relleno de contornos	31
Figura 5. Aplicación de binarización global y local	32
Figura 6. Imagen de registro ECG y señal digitalizada	35
Figura 7. FT de la señal Estacionaria	40
Figura 8. Transformada de <i>Fourier</i> de una señal estacionaria	40
Figura 9. Señal no estacionaria: señal <i>Chirp</i> de frecuencia variable a largo del tiempo	41
Figura 10. STFT de una señal no estacionaria, señal <i>Chirp</i>	42

Figura 11. Señal no estacionaria: Señal <i>Chirp</i>	43
Figura 12. Señal no estacionaria: señal <i>Chirp</i> , compuesta por bandas de frecuencia	46
Figura 13. Cálculo de la STFT para diferentes valores de ventana	46
Figura 14. Espectrograma del vector de información	50
Figura 15. Señal electrocardiográfica humana	61
Figura 16. Representación tridimensional del valor de los coeficientes calculados aplicando la CWT	61
Figura 17. Análisis <i>Wavelet</i> de un registro ECG humano	69
Figura 18. Diagrama de bloques de los módulos constituyentes de la Interfaz	73
Figura 19. Módulo de entrada	73
Figura 20. Imagen, señal y transformada <i>Wavelet</i> con identificación de intervalo de altas frecuencias localizadas en una señal segmento ECG humano	75
Figura 21. Imagen, señal y Transformada <i>Wavelet</i> con identificación de intervalo de altas frecuencias localizadas en una señal tipo <i>Chirp</i>	76
Figura 22. C.P.M en histograma	81

Figura 23. Promedios obtenidos por los grupos de médicos	81
Figura 24. Duración promedio complejo global por grupos de médicos	82
Figura 25. Histograma de la duración de complejo global obtenido tomando los 199 complejos sin agrupamientos	83
Figura 26. Histogramas de duración en milisegundos de las ondas X y Z	84
Figura 27. Duración de las ondas X y Z por promedios obtenidos por los 14 grupos de médicos	85
Figura 28. Ejemplo de visualización mediante la interfaz gráfica en variaciones de línea de base	91
Figura 29. Espectro de segmentos ECG humanos calculados mediante Transformada <i>Wavelet</i> tiempo-frecuencia 3D	94
Figura 30. Espectro de segmentos ECG cetáceo calculados mediante Transformada <i>Wavelet</i> tiempo-frecuencia 3D	94
Figura 31. Coeficientes de detalles d^{j-1} de un complejo QRS humano y su correspondiente trazo ECG	96
Figura 32. <i>Wavelets</i> madre <i>Daubechies</i> de complejidad 6 y 2	98
Figura 33. Señal ECG del cetáceo con 4 coeficientes <i>Wavelet</i>	100
Figura 34. Tipos de señal encontrados mediante clasificación basada en caracterización <i>Wavelet</i>	103

Figura 35. Trazado electrocardiográfico del cetáceo y resultado del análisis tiempo-frecuencia	110
Figura 36. Posición anatómica del corazón y su relación respecto a la ubicación del dardo y la polaridad del dipolo	112
Figura 37. Animación correspondiente a la hipótesis de los vectores de despolarización y sus asas correspondientes	113
Figura 38. Representación del asa final correspondiente al complejo Global	114
Figura 39. Correspondencia entre la detección tiempo-frecuencia y la hipótesis del vector de despolarización de las ondas correspondientes al complejo global	114
Figura 40. Vector final de despolarización ventricular	115
Figura 41. Señal tipo 1	116
Figura 42. Señal tipo 2	117
Figura 43. Señal tipo 3	117

LISTADO DE IMÁGENES

	Pág.
Imagen 1. Sistema de conducción y excitación del corazón	7
Imagen 2. Diagrama esquemático para los estados de Polarización y Despolarización de la membrana celular	10
Imagen 3. Fases del potencial de acción de la fibra muscular cardiaca	11
Imagen 4. Sistema conductor del corazón	13
Imagen 5. Relación entre el potencial de acción y el electrocardiograma	14
Imagen 6. Trazado electrocardiográfico normal	14
Imagen 7. Diferentes derivaciones en un ECG normal	17
Imagen 8. Fuerza mecánica representada como un vector	19
Imagen 9. Transición entre la despolarización y la repolarización celular	19
Imagen 10. Vista de la despolarización de la masa muscular cardiaca	20
Imagen 11. Vista de la despolarización de la musculatura ventricular	21

Imagen 12. Triángulo de Einthoven y vectores cardiacos	22
Imagen 13. Funcionamiento de STFT	45
Imagen 14. Pasos del proceso del análisis de <i>Fourier</i> en tiempo discreto de una señal en tiempo continuo mediante la DFT	52
Imagen 15. Algunas <i>Wavelets</i> madre más usadas en la práctica	56
Imagen 16. Operaciones básicas de la WT	58
Imagen 17. Funcionamiento de la CWT	60
Imagen 18. Algoritmo piramidal o codificación subbanda	66
Imagen 19. Descomposición <i>Wavelet</i> usando la notación de operadores	68
Imagen20. Morfología ondas X y Z	84
Imagen 21. Método de detección <i>Wavelet</i> utilizando el cruce por cero	87
Imagen 22. Espectro frecuencial ECG humano	93
Imagen 23. Modelo de dipolo simple de Einthoven	110
Imagen 24. Relación anatómica de las longitudes cardiacas en el humano y la ballena Jorobada adulta	120

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Generalidades de las Ballenas	139
Anexo B. Electrocardiografía en Ballenas	152
Anexo C. Anatomía Cardíaca Comparativa	158
Anexo D. Equipo de Adquisición	160
Anexo D. Manual de Usuario Interfaz Gráfica para la Obtención de Patrones ECG	163
Anexo F. Infowave Information on Wavelets	180

OBJETIVOS

Objetivo General

Realizar el procesado, caracterización y análisis de los diferentes registros electrocardiográficos de ballena en un entorno comparativo con el ser humano para la obtención de un patrón electrocardiográfico en ballenas Jorobadas.

Objetivos Específicos

- Digitalizar los registros tipo ECG a partir de fotos en mapas de bits y almacenarlos en una base de datos que permita su posterior estudio y análisis.
- Filtrar cada uno de los 199 registros por separado eliminando frecuencias relacionadas con problemas como alteraciones de transformación de imagen a señal, altas frecuencias resultantes en la transformación de BMP a señal, etc.
- Elaborar tres módulos semiautomáticos que permitan procesar los registros, compararlos entre si y detectar características comunes entre estos.
- Desarrollar algoritmos que permitan identificar patrones entre las señales electrocardiográficas correspondientes a un mismo electrodo mediante el uso de la Transformada *Wavelet*, por medio del software MATLAB.

- Utilizar los patrones detectados para caracterizar esta señal biológica en tiempo y otros espacios como frecuencia y *Wavelet*.
- Plantear conclusiones comparativas entre los complejos Electrocardiográficos del humano procedentes de la base de datos del Massachusetts Institute of Technology (MIT-BIH) y los complejos ECG de la ballena obtenidos mediante el análisis tiempo-frecuencia.
- Plantear una posible hipótesis de la dirección del vector de despolarización del corazón del cetáceo a partir de los patrones obtenidos y de la asesoría médica correspondiente

TITULO: INTERFAZ GRÁFICA PARA LA OBTENCIÓN DE PATRONES ECG E HIPÓTESIS DEL VECTOR DE DESPOLARIZACIÓN DEL CORAZÓN DE UNA BALLENA JOROBADA ADULTA MEDIANTE EL TRATAMIENTO DE IMAGEN Y SEÑAL EN UN ENTORNO COMPARATIVO CON EL SER HUMANO .

AUTORES: Ricardo Ayala Mantilla, Andrea del Pilar Rosas Herreño ** .

PALABRAS CLAVES: Electrocardiografía, Vectocardiografía, Ballena Jorobada, Mistictetos (*MISTICETI*), Tratamiento de Imagen, Tratamiento de Señal, Transformada *Wavelet*, Patrón ECG.

RESUMEN:

Realizar el procesado, caracterización y análisis de los diferentes registros electrocardiográficos de ballena Jorobada en un entorno comparativo con el Corazón humano para la obtención de un patrón electrocardiográfico mediante el uso de la Transformada *Wavelet*.

En un trabajo conjunto con el grupo de investigación SCVS, dirigido por el Dr. Jorge Reynolds Pombo en Colombia se plantea el estudio del comportamiento y descripción del corazón de la ballena de forma no invasiva desde el punto de vista eléctrico (Electrocardiograma), estableciendo una serie de pautas que dan vía a la investigación de este órgano en seres vivos, no solo en el hombre, sino en diferentes animales, en este caso específico la ballena.

Se muestra desde el punto de vista de ingeniería, el material base de estudio así como la problemática en el procesamiento de imagen y señal del mismo, conjuntamente con gráficos que ilustran su operación y los resultados sobre las muestras base. La herramienta de mayor importancia en nuestro trabajo y aporte como estudiantes de ingeniería electrónica es la aplicación de la Transformada *Wavelet* discreta en la obtención y clasificación de patrones electrocardiográficos en los registros de la ballena Jorobada. Se desarrolló una herramienta software que está en capacidad de: transformar los registros fotográficos a señal, detectar las diversas ondas y medir la duración del complejo global. Partiendo de la estadística y patrones obtenidos se plantean en el capítulo final las hipótesis acerca de las ondas componentes, la velocidad de conducción y un posible teoría de la dirección del vector de despolarización del corazón de la ballena Jorobada, siendo este capítulo de gran importancia para la motivación y financiación de diferentes investigaciones en pro del análisis del corazón de la especie animal que más ha evolucionado en el transcurso del tiempo.

* Proyecto de Grado.

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingeniería de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Escuela de Física, Ph.D, Arturo Plata. Grupo Seguimiento Corazón Vía Satélite (SCVS), Ph.D, Jorge Reynolds Pombo. Fundación Cardiovascular del Oriente Colombiano (FCV) , Ángel María Chávez M.D.

TITLE: GRAPHIC TOOL FOR OBTAIN AN ECG PATTERN AND HYPOTHESIS OF THE DEPOLARIZATION VECTOR OF THE HEART IN A HUNCHBACK WHALE USING IMAGE AND SIGNAL PROCESSING IN A COMPARATIVE ENVIRONMENT WITH THE HUMAN BEING*.

AUTHORS: Ricardo Ayala Mantilla, Andrea del Pilar Rosas Herreño**.

KEY WORDS: Electrocardiography, Vectocardiography, Hunchback Whale, Misticetos (*MISTICETI*), Image Processing, Signal Processing, Wavelet Transform, ECG Pattern.

SUMMARY:

To carry out the process, characterization and analysis of the different Electrocardiographic registers of Hunchback whale in a comparative environment with the human Heart to obtain an Electrocardiographic pattern using the Wavelet Transform.

In a combined work with the Research group SCVS, directed by Dr. Jorge Reynolds Pombo in Colombia, arising the study of behavior and description of the whale heart in a non invasive way from an electric view (Electrocardiogram), We establish a series of rules that could give road to research this organ in alive beings, not settling down alone in the man, but in different animals, in this specific case the whale.

Is shown from the engineering view, the base material of study either the problem in image processing or signal processing of its, jointly with graphics that illustrate its operation and the results on the base samples. The most important tool in our work and contribution like students of electronic engineering is the application of the Discreet Wavelet Transform for obtain and classify an Electrocardiographic pattern in the Hunchback whale registers. A software tool was developed that is in capacity of: transform the photographic registers to signal, detect the diverse waves and measure the duration of the global complex. Initiating from the statistic and obtained patterns arising in the final chapter the hypothesis about the component waves, the conduction speed and a possible theory of the address of the depolarization vector in the Hunchback whale heart, being this chapter of great importance for the motivation and financing of different investigations in pro of the heart analysis in animal species that more has evolved in the course of the time.

* Colleague Thesis.

** Physics and Mechanics Engineering Faculty, Department of Electrical, Electronics and Telecommunications. Department of Physics, Ph.D, Arturo Plata. Research Group Heart Way Satellite (SCVS), Ph.D, Jorge Reynolds Pombo. Cardiovascular Foundation of Colombian East (FCV) , Ángel María Chávez M.D.

INTRODUCCIÓN

La Ingeniería Electrónica es una disciplina que en la actualidad ha incursionando de forma progresiva en los diferentes campos del saber humano. En la facultad de ingeniería electrónica, se han desarrollado proyectos junto con otras facultades como lo son la facultad de salud, de metalúrgica, de física, industrial entre otras, como puente en el desarrollo de la interdisciplinariedad necesaria con gran énfasis en proyectos de investigación. Otras aplicaciones que se están promocionando en nuestra escuela van desde el desarrollo de Ingeniería Biomédica o Bioinformática hasta aplicaciones en automatización de procesos a nivel industrial y elaboración de diferentes equipos con fines comerciales, enfocados tanto a hardware como a software.

En este caso el presente trabajo se vincula al área de ingeniería biomédica haciendo uso de estudios anteriores hechos por los autores del proyecto en las áreas de anatomía y fisiología, con énfasis en la estructura y funcionalidad cardíaca en el ser humano. Esto como punto inicial en la búsqueda de resultados a partir del problema planteado conjuntamente con el doctor Jorge Reynolds Pombo.

Este proyecto se constituye como la primera exploración de electrocardiogramas de ballenas jorobadas mediante algoritmos computacionales, realizado en la universidad, con la colaboración interdisciplinaria de diferentes entes como el grupo de investigación Seguimiento al Corazón Vía Satélite (SCVS), la facultad de Salud, la escuela

de Física, la fundación Cardiovascular del Oriente Colombiano y la escuela de ingeniería Electrónica, entre otros, convirtiéndose en un novedoso estudio que promueve a las futuras generaciones el interés por aplicar la ingeniería de modo interdisciplinario en el desarrollo de proyectos que en anteriores décadas eran exclusividad de ramas como la medicina, biología, cardiología entre otras anexas a nuestro trabajo.

Se tiene como fin mostrar de forma concreta y concisa las temáticas más relevantes en cardiología, procesamiento de imagen y señal, y Transformada *Wavelet*, para así conjuntamente proponer alternativas que también serán descritas en forma más minuciosa en el contenido del trabajo. Este primer vistazo dará al lector una visión global de la propuesta.

En primer lugar se describen el objetivo general y los objetivos específicos así como la justificación del mismo y los antecedentes. En cuanto a fundamentación temática en cardiología, se presenta en el primer capítulo de forma sencilla y comprensible de donde proviene la onda electrocardiográfica así como la descripción de las derivaciones y algo de vectocardiografía, esto para correlacionar los datos que provienen del corazón del cetáceo con los del humano.

En la segunda parte se muestra desde el punto de vista de ingeniería, el material base de estudio así como la problemática en el procesamiento de imagen y señal del mismo, explicando los diferentes métodos explorados y dando una breve y concisa razón de por que se utilizaron o no en la digitalización de la información, conjuntamente con gráficos que ilustran su operación y los resultados sobre las muestras base. Se aclara que los métodos utilizados parten de que las señales base correspondían a registros

fotográficos, siendo estos electrocardiogramas de cetáceo los únicos en el mundo tomados de una ballena jorobada.

Como la herramienta de mayor importancia en nuestro trabajo y aporte como estudiantes de ingeniería electrónica es la aplicación de la Transformada *Wavelet* discreta en la obtención y clasificación de patrones electrocardiográficos en los registros de la ballena Jorobada. Se dedica el tercer capítulo a la matemática *Wavelet*, así como a otros tipos de herramientas tales como *Fourier* y modificaciones de los mismos, mostrando de forma comparativa la importancia de la transformada *Wavelet* en señales no estacionarias y finitas en el tiempo, como es el caso de las señales con que se cuenta, frente a otros tipos de transformación que aportan información valiosa en la investigación pero que no se adaptan completamente a sus necesidades.

En el cuarto capítulo se describe de forma esquemática la estructura modular de la interfaz gráfica diseñada, destacando la importancia en la interacción en el proceso de aprendizaje y conceptualización de los diferentes algoritmos aplicados.

Después de un recorrido por los diferentes tipos de transformaciones espaciales, de tipo tiempo-frecuencia en pro de detectar puntos característicos, se analiza en el quinto capítulo como utilizar la información obtenida por este recorrido en la obtención de patrones comunes a la totalidad de la muestras, para empezar a formular lo que sería la primera caracterización hecha a un electrocardiograma de ballena jorobada mediante algoritmos matemático-computacionales, esto sin contar con un patrón

predeterminado, por lo que se fundamenta en la comparación y el comportamiento del corazón humano visto desde el electrocardiograma. De forma retrospectiva, es decir partiendo de que se tiene el registro electrocardiográfico, se formulan la posible existencia de ondas componentes de un evento similar al QRS humano.

Partiendo de la estadística y patrones obtenidos se plantean en el capítulo final las hipótesis acerca de las ondas componentes, la velocidad de conducción y un posible teoría de la dirección del vector de despolarización del corazón de la ballena Jorobada, siendo este capítulo de gran importancia para la motivación y financiación de diferentes investigaciones en pro del análisis del corazón de la especie animal que más ha evolucionado en el transcurso del tiempo.

JUSTIFICACIÓN

La ballena ha sido y es el objeto de admiración del ser humano, a través del tiempo se han planteado diversas reflexiones sobre su comportamiento, desde los griegos hasta las obras clásicas plantean hipótesis acerca de su desarrollo y evolución; pero solo hasta hoy se dispone de la tecnología necesaria para tal fin. La razón de dicho objetivo es su paso a través de las diferentes eras geológicas y su extraordinario sentido de conservación constituyéndose como un testimonio no solo de su propia evolución si no de la misma evolución terrestre, es pues la biblioteca geológica viva más extraordinaria del mundo.

El grupo de investigación SCVS, dirigido por el Dr. Jorge Reynolds Pombo en Colombia plantea el estudio del comportamiento y descripción del corazón de la ballena de forma no invasiva desde el punto de vista eléctrico (Electrocardiograma), debido a la imposibilidad de tener acceso a esta en condiciones normales de su hábitat.

Para el establecimiento de una idea bien fundamentada sobre el funcionamiento y comportamiento del sistema electromecánico y electroacústico del corazón se hace meritorio el estudio y la integración de la información que aportan las señales Electrocardiográficas (ECG), Fonocardiograma (PCG) y Ecocardiográficas, estableciendo una serie de pautas que dan vía a la investigación de este órgano en seres vivos, no solo en el hombre, sino en diferentes animales, en este caso específico la ballena.

Por tal motivo surge la idea de realizar un estudio de las señales ECG y PCG en la ballena Jorobada a fin de correlacionar la importante información que cada una de estas aporta al entendimiento y comprensión de la anatomía y electrofisiología del corazón de la ballena. Debido a la diversidad de temas que implica el análisis de estas dos señales la investigación se divide en dos proyectos, siendo la base de este proyecto el estudio de la señal ECG en la ballena Jorobada adulta.

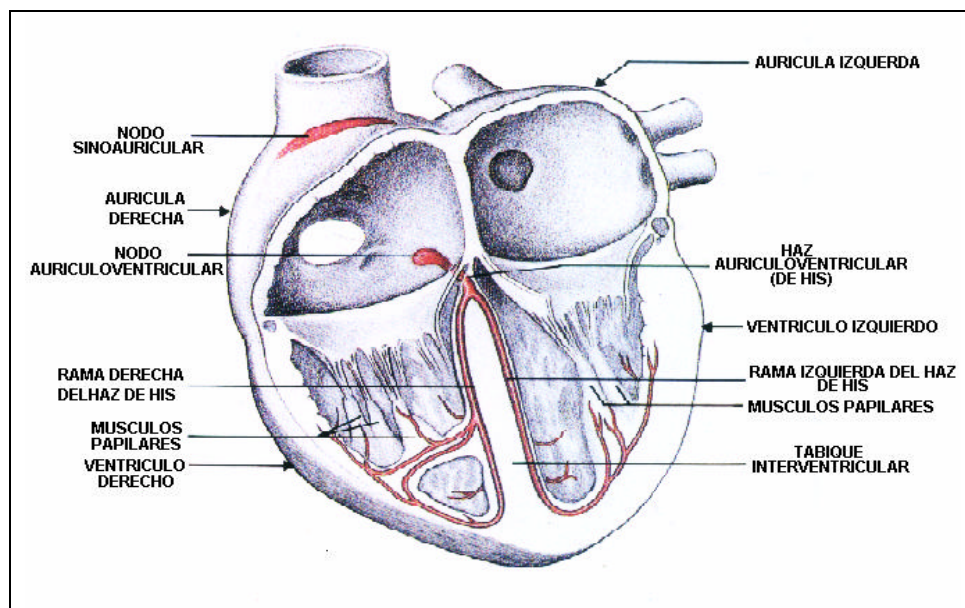
Este estudio se constituye como la piedra angular, en base al entorno evolutivo de la ballena de un proceso de investigación que busca establecer un posible patrón electrocardiográfico; una vez determinado el patrón ECG del cetáceo es posible plantear la hipótesis sobre el comportamiento de la fisiología cardiovascular en la ballena Jorobada adulta, información que constituye un aporte significativo en el amplio campo de la investigación de la electrocardiografía en ballenas.

1. ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA

Los primeros estudios sobre la corriente eléctrica que se origina en el corazón datan de finales del siglo XIX, y se basaban en la utilización de un electrómetro capilar. Pero no fue sino hasta principios del siglo XX cuando el médico holandés Willem Einthoven desarrolló el galvanómetro de cuerda o alambre, impulsando, de esta manera, el desarrollo de la electrocardiografía.

Las contracciones rítmicas del corazón están controladas por una serie ordenada de descargas eléctricas que se originan en el nodo sinusal (nodo SA) de la aurícula derecha y se propagan a los ventrículos a través del nodo aurículoventricular (nodo AV) y del haz de His (un haz de fibras neuromusculares), Imagen 1.

Imagen 2. Sistema de conducción y excitación del corazón.



Chihiro Yokochi, M.D., Johannes W. Rohen, M.D., Eva Lurie Weinreb, Ph. D. "Atlas fotográfico de anatomía del cuerpo humano". McGraw-Hill, 1991.

En el tejido cardiaco especializado (de acuerdo con su comportamiento bioquímico), las fluctuaciones en el potencial, que representan la suma algebraica de los potenciales de acción de las fibras del miocardio, pueden ser registradas extracelularmente mediante electrodos aplicados en varias regiones del cuerpo, tras amplificarlas, se obtiene un registro de estas descargas eléctricas (transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel), este registro se llama *electrocardiograma* (ECG).

1.1. ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA

El perfecto entendimiento de los fenómenos eléctricos que suceden en el músculo cardíaco, parten del conocimiento de la actividad eléctrica intracelular, la cual cobra importancia al correlacionarla con los fenómenos mecánicos, los cuales son de dos tipos: la sístole momento de actividad o contracción y la diástole momento de reposo o relajamiento [1].

Es importante recordar que toda célula tienen una membrana, la cual está conformada por una doble capa lipídica, cuya función es separar los componentes citoplasmáticos, de los intersticio. Si a esta membrana se le coloca un galvanómetro, se encontrara en el estado de reposo una carga eléctrica, la cual es consecuencia de un medio interno de carga eléctrica negativa y un medio exterior positivo [2].

Cuando por algún mecanismo bien sea eléctrico, químico o mecánico se altera este estado de reposo, la repuesta generada va a llevar a las células cardiacas-marcapaso (nodo SA, nodo AV, haz de His y Sistema de Purkinje) y no marcapaso (Tejido muscular cardíaco, miocitos) a un proceso de despolarización, invirtiendo la polaridad, de tal manera que el interior es positivo y el exterior negativo. Este proceso llamado el potencial de acción

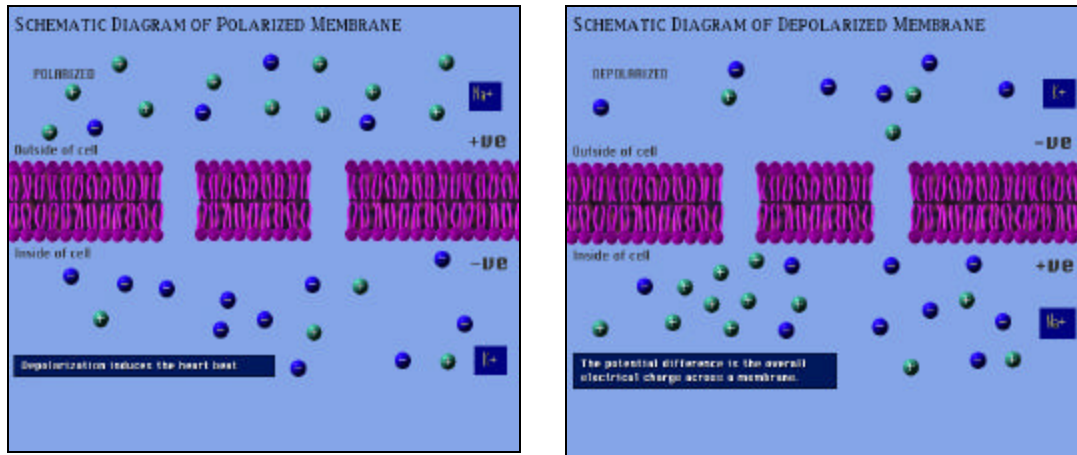
(PA) está compuesto por varias fases las cuales más adelante serán descritas.

1.1.1. Célula Miocárdica No Marcapaso. Estos tipos de miocitos conforman la masa muscular de las aurículas y los ventrículos, que tienen como característica el poder ser excitables. Este fenómeno se descompone en diferentes fases. En la fase de Reposo el potencial intracelular, arroja un valor de -90 milivoltios (mV), lo cual puede ser explicado por la diferencia iónica entre el interior y el exterior celular, hallándose un predominio de potasio (K^+) intracelular, y sodio (Na^+) y cloro (Cl^-) extracelular, debido a que la sumatoria de cargas negativas es mayor en el interior que en el exterior, se establece una diferencia eléctrica (potencial) de la célula, esta diferencia de potencial se conoce con el nombre de potencial de reposo de transmembrana.

En la fase de reposo la membrana celular ofrece una mayor permeabilidad al paso del ion K^+ , a la vez que ofrece resistencia al paso del ion Na^+ . Debido a la permeabilidad de la membrana al ion K^+ es necesaria la acción de la bomba dependiente de ATP, que extrae tres iones Na^+ e introduce dos iones de K^+ a la célula, conocida como la bomba Na^+-K^+ ATPasa.

La célula podría conceptualizarse como una línea doble de cargas positivas y negativas separadas por la membrana celular como se puede apreciar en la Imagen 2. Cada lugar en el que se encuentra una carga positiva y otra negativa se denomina dipolo. Se considera que la célula se encuentra polarizada (cargada) en estado de reposo, cuando los iones de sodio no atraviesan la membrana.

Imagen 2. Diagrama esquemático para los estados de a) Polarización y b) Despolarización de la membrana celular.



a) Estado de polarización

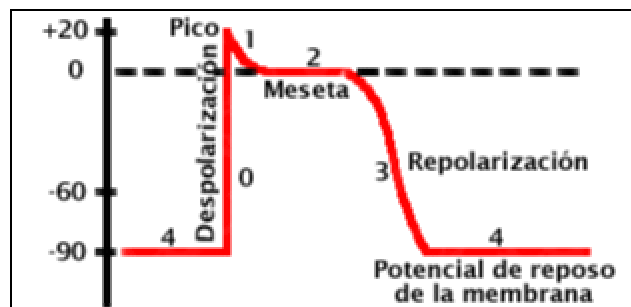
b) Estado de despolarización

Andromeda Interactive Ltd., Medical Science Division "Cardiovascular System", medical@andromeda.co.uk, 1995, module 1-4

Después de la fase de Reposo, en la fase de despolarización (Fase Cero) cuando es aplicado un estímulo químico, eléctrico o mecánico de suficiente magnitud para disminuir el potencial de membrana al valor umbral o nivel de disparo (-70mV), los canales iónicos de Na^+ , los cuales son dependientes de voltaje se abren de manera masiva produciendo una entrada rápida de este ion. Este flujo sodico lleva a una pérdida de la carga interior negativa y a una inversión de la polaridad de la membrana, obteniéndose dentro de la célula un voltaje de +20 mV al final de esta fase, momento en el cual se cierran los canales de Na^+ . En la fase de repolarización rápida precoz (Fase Uno), al inactivarse los canales de Na^+ , se genera como respuesta, la salida de iones K^+ y la entrada de Cl^- , haciendo que el potencial de membrana regrese a cero milivoltios (0 mV). La siguiente fase, la fase de meseta (Fase Dos), se genera al presentarse un equilibrio en la conductancia del Na^+ y el K^+ . Permitiendo, la entrada del ion calcio (Ca^{++}) y el Cl^- . Este calcio que ingresa es fundamental para la contracción muscular secundaria al proceso

eléctrico. La fase de repolarización rápida (Fase Tres) es producida por la activación de canales de K^+ , los cuales conllevan a la salida de éste ion desde el interior de la célula, llevando al potencial de membrana hacia la negatividad. Finalmente en la fase de potencial de reposo (Fase Cuatro), al llegar al valor del potencial inicial, la célula se encuentra en equilibrio eléctrico, pero en un desequilibrio químico al haber abundancia de Na^+ al interior celular; es en este momento que la bomba de Na^+K^+ ATPasa juega un papel importante al equilibrar químicamente la célula, quedando las concentraciones electrolíticas originales para iniciar nuevos potenciales de acción [3].

Imagen 3. Fases del potencial de acción de la fibra muscular cardiaca.



Andromeda Interactive Ltd., Medical Science Division "Cardiovascular System", medical@andromeda.co.uk, 1995, module 1-4

1.1.2. Célula Miocárdica Marcapaso. Este tipo de célula se encuentra localizada en el nodo sinusal y aurículo ventricular y debido a que poseen un potencial de membrana inestable son fácilmente excitables y por lo tanto se despolarizan de manera automática, a diferencia de las otras fibras miocárdicas que son exclusivamente contráctiles [3-4]. La diferencia electrofisiológica esta dada al final de la fase cuatro, donde la membrana de estas células no va a permanecer en reposo, sino que periódicamente alcanza el umbral, lo cual desencadena el siguiente PA; este momento eléctrico recibe el nombre de Fase de Prepotencial. La base iónica esta

dada por la apertura de unos canales lentos de Na^+ - Ca^{++} entre -50 mV a -60 mV.

1.2. ORIGEN DE LA CONTRACCIÓN CARDIACA

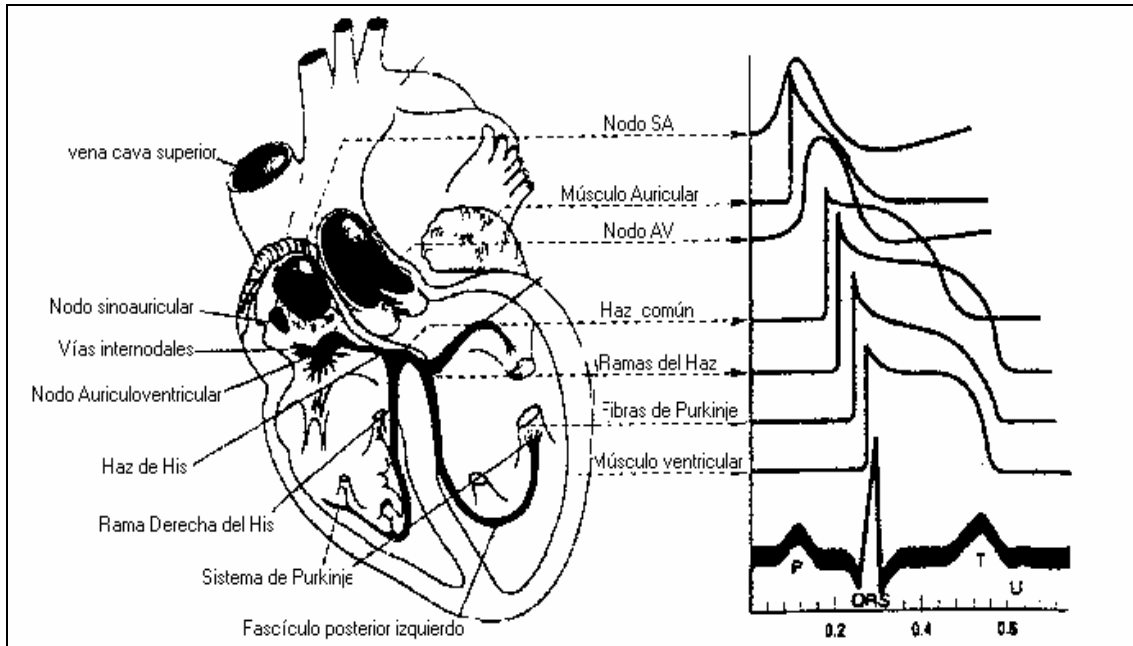
Las partes del corazón normalmente laten en sucesión ordenada: la contracción auricular (*sístole auricular*) va seguida de la contracción de los ventrículos (*sístole ventricular*) y durante la diástole las cuatro cámaras están relajadas. El latido cardiaco se origina en un sistema cardiaco de conducción especializado que se propaga a través de este sistema a todo el miocardio.

Las estructuras que constituyen el sistema de conducción, imagen 4, son el nodo sinoauricular (nodo SA), las vías auriculares internodales, el nodo aurículoventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramas, y el sistema de Purkinje. Las diversas partes del sistema de conducción y, en condiciones anormales, partes del miocardio, son capaces de descarga espontánea. Sin embargo, el nodo SA descarga de manera más frecuente propagándose la despolarización desde él a las otras regiones, antes de que éstas descarguen espontáneamente. El nodo SA es, por tanto el *marcapaso cardiaco* y su frecuencia de descarga determina la frecuencia a la que late el corazón. Los impulsos generados en el nodo SA pasan a través del músculo auricular al nodo AV; de este nodo al haz de His; y a través de las ramas del haz de His, por el sistema de Purkinje, al músculo ventricular.

En la Imagen 4 se observan los potenciales de acción típicos de transmembrana para los nodos SA y AV, otras partes del sistema de conducción y los músculos auriculares y ventriculares se muestran junto con la correlación con la actividad eléctrica registrada extracelularmente, esto es, el electrocardiograma, ECG. Los potenciales de acción y el ECG están

graficados sobre el mismo eje de tiempo pero con diferentes puntos de cero sobre la escala vertical.

Imagen 4. Sistema conductor del corazón.

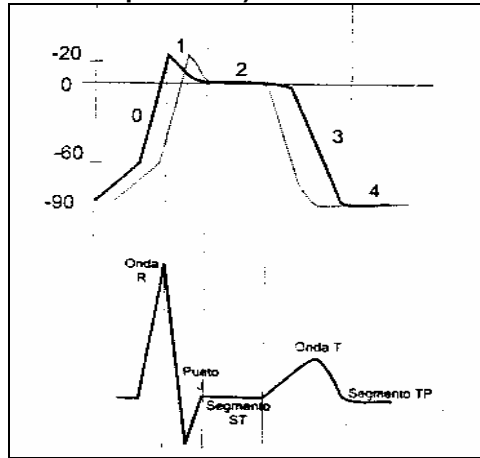


Dr. William Ganong, **Fisiología médica, decimotercera edición, 1992, pág. 493.**

El registro electrocardiográfico se puede definir como la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón en el tiempo. Esta representación consiste en una línea de base y varias deflexiones y ondas, el origen se encuentra en las células del músculo cardíaco, las cuales pueden ser excitadas eléctricamente, produciéndose un intercambio de iones a través de su membrana, lo cual induce un potencial eléctrico variable en el interior y en el exterior [1].

La señal eléctrica que se recoge en un electrocardiograma de superficie es la resultante de la suma global de todos los vectores que se originan durante la propagación de los frentes de onda debidos a la actividad eléctrica del miocardio y al procesamiento de dicha señal [2].

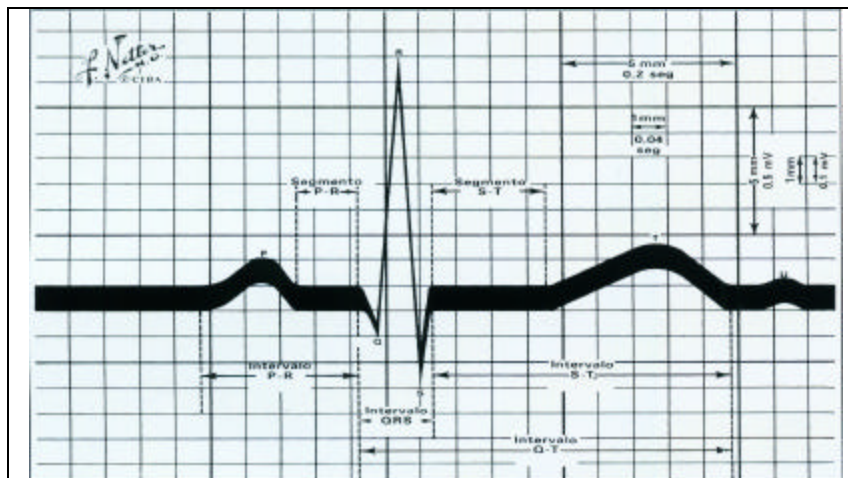
Imagen 5. Relación entre el potencial de acción y el electrocardiograma. Línea gruesa: PA subendicárdico. Línea delgada: PA subepicárdico. El electrocardiograma corresponde a la diferencia algebraica (subendicárdico- subepicárdico)



Chaves A.M., Vesga B.E. Electrocardiografía Clínica. Bucaramanga, Publicaciones UIS, 1999.

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. Un periodo del ECG perteneciente a un individuo sano, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, el ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos y segmentos en el ser humano [2-5].

Imagen 6. Trazado electrocardiográfico normal. Ondas, intervalos y segmentos que representan la actividad eléctrica del corazón.



Frank H. Netter, M.D., "Interactive Atlas of Human Anatomy". Ciba, 1995.

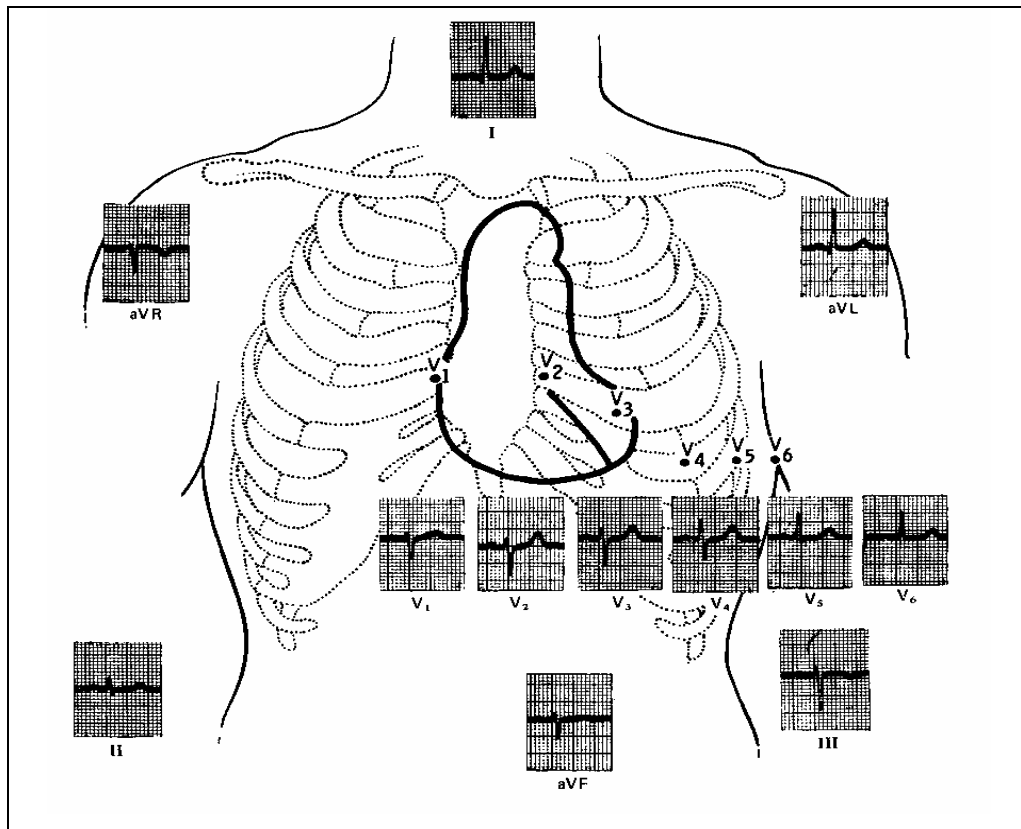
- *Onda P.* Representa la despolarización de la aurícula, es la onda antecesora a todos los complejos QRS en un trazado normal. Su ascenso corresponde a la despolarización de la aurícula derecha y su descenso a la despolarización de la aurícula izquierda. Su morfología es simétrica. Su duración normal es de 0.1s, pero oscila entre 0.08-0.11 seg y su altura no debe exceder los 0.25 mV-2.5mm. La forma depende de la localización de los electrodos (derivación). La ausencia de esta onda ocurre en una parada del nodo sinusal, y en el bloqueo SA sino auricular (situación en la que sí se despolariza el nodo sinusal, pero no se transmite el impulso a las células de la aurícula contiguas).
- *Complejo QRS.* Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S, aunque se pueden presentar otras denominadas R' y S'. Su duración es de aproximadamente 100ms, aunque oscila entre 0.06 y 0.11 seg.
- *Onda T.* Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. La pendiente de la rama inicial es más suave que la de la rama terminal. La altura normalmente no debe exceder los 5 mm en las derivaciones Standard, y no más de 10 mm en las derivaciones precordiales. Su voltaje no debe exceder a las dos terceras partes de la onda R.
- *Onda U.* Tiene un origen fisiológico poco claro, aunque se presume que representa la repolarización del sistema de Purkinje o el periodo positivo después del potencial y el de mayor excitabilidad de los ventrículos. Es anormal en trastornos del Potasio.

- *Segmento PR.* Corresponde a la línea isoeleétrica entre el final de la onda P y la deflexión inicial del complejo QRS. Representa el paso por el NAV, donde se produce un retardo fisiológico en la conducción, cuya duración normalmente es de 0.1 seg, dependiendo de la frecuencia cardíaca.
- *Segmento ST.* Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo durante el que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular. Normalmente el segmento ST es isoeleétrico, aunque puede estar también ligeramente desviado. Una desviación elevada a menudo representa un infarto de miocardio, una pericarditis aguda o una miocarditis.
- *Intervalo PP.* Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda P y el comienzo de la siguiente onda P.
- *Intervalo RR.* Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS.
- *Intervalo QRS.* Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda Q y el final de la onda S, dentro del mismo complejo QRS. Es un indicador del tiempo de conducción intraventricular.
- El Intervalo QT. Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T, representando la duración de la sístole eléctrica.

1.3. DERIVACIONES

Las derivaciones constituyen los puntos de referencia sobre la superficie corporal humana de los cuales se toma el registro electrocardiográfico, mediante electrodos que pueden ser invasivos o no invasivos [2]. Un electrocardiograma humano normal esta constituido básicamente por doce derivaciones diferentes, a continuación se presenta una breve descripción de las 12 derivaciones.

Imagen 7. Exploraciones de las diferentes derivaciones en un ECG normal.



Dr. William Ganong, **Fisiología médica**, decimotercera edición, 1992, pág. 498.

a. Derivaciones bipolares de las extremidades: Registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos:

- Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).

- Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-)
- Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (-).

b. Derivaciones monopolares de los miembros o extremidades: Registran las variaciones de potencial de un punto con respecto a otro que se considera con actividad eléctrica 0. Se denominan aVR, aVL y aVF, por:

- a: significa aumento y se obtiene al eliminar dos de las derivaciones (En aVR, se eliminan aVL y aVF y así sucesivamente) y unir las con el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro.
- V: Vector.
- R (right), L (left) y f (foot): según el lugar donde se coloque el electrodo positivo, brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda.

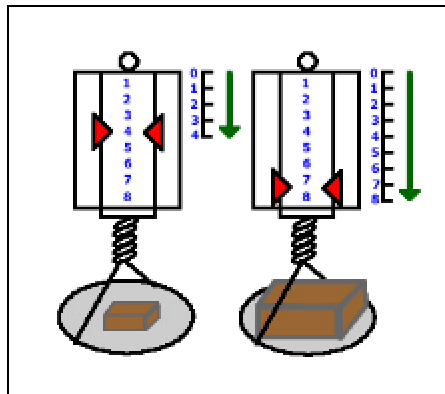
c. derivaciones precordiales: El electrodo se coloca en:

- V1: 4º espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.
- V2: 4º espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda
- V3: simétrico entre V2 y V4.
- V4: 5º espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.
- V5: 5º espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.
- V6: 5º espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.

1.4. VECTOCARDIOGRAFÍA

Cualquier fuerza que tiene magnitud y dirección puede considerarse un vector y representarse como una flecha en una grafica. El extremo de la punta de la flecha indica la dirección del vector y la longitud de la misma corresponde a la magnitud de la fuerza.

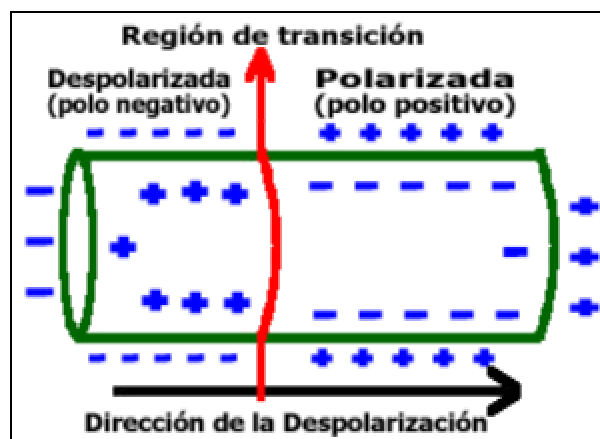
Imagen 8. Fuerza mecánica representada como un vector.



SILVERMAN, Mark E., MYERBURG, Robert J. y HURST, J WILLIS. **Manual clínico de electrocardiografía.** México. McGraw Hill. 1985.

La célula individual puede ser reconocida como un vector de fuerza eléctrica que siempre apunta a la parte positiva de la célula. En cualquier momento dado, durante el fenómeno de la despolarización, existen muchos vectores instantáneos con magnitud y dirección propias; en la figura 9 se encuentra una representación del vector de despolarización, punta positiva-cola negativa, y se observa la transición entre los fenómenos de despolarización y repolarización celular desde un punto de vista vectorial.

Imagen 9. Transición entre la despolarización y la repolarización celular.

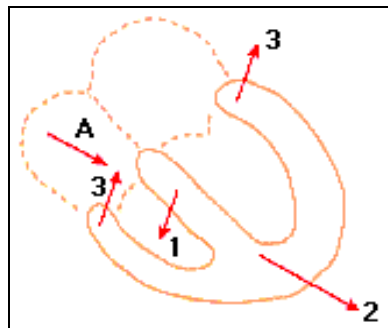


SILVERMAN, Mark E., MYERBURG, Robert J. y HURST, J WILLIS. **Manual clínico de electrocardiografía.** México. McGraw Hill. 1985.

El ciclo cardíaco puede representarse de forma simple con los siguientes vectores que aparecen de forma sucesiva en el tiempo:

- Un vector que corresponde a la activación auricular (A).
- Un vector que corresponde a la activación septal y que tiene una dirección principal de izquierda a derecha (1).
- Un vector que inicialmente corresponde a la activación coincidente de los dos ventrículos y posteriormente a la activación de las regiones central y apical del ventrículo izquierdo -ya estando el ventrículo derecho despolarizado- (2).
- Un vector que corresponde a la activación basal y posterior del ventrículo izquierdo y del septo (3).
- Un vector (no representado) que corresponde a la repolarización ventricular.

Imagen 10. Vista de la despolarización de la masa muscular cardíaca.

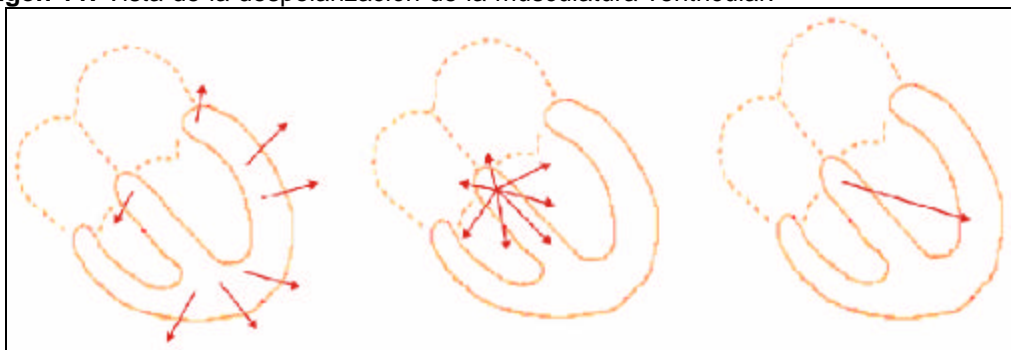


Ángel Luis García Villalón, <http://www.uam.es/angeluis.villalon>, Universidad Autónoma de Madrid.

Debido a que las derivaciones estándar de los miembros (extremidades) son registros de las diferencias de potencial entre dos puntos, la deflexión en cada derivación en cualquier momento indica la magnitud y dirección, de la fuerza electromotriz generada en el corazón (vector o eje cardíaco). Ya que el electrocardiograma se registra a cierta distancia del corazón, las

derivaciones reciben primordialmente la suma vectorial de estos vectores individuales. Cada suma vectorial se conoce como vector resultante instantáneo, y su dirección y magnitud determinan la deflexión del electrocardiograma en ese momento. Cierta número de vectores resultantes instantáneos se genera, pues, en forma sucesiva. Debido a que los orígenes de los vectores individuales están relativamente equidistantes de los electrodos de registro, desde el punto de vista eléctrico, estos vectores instantáneos pueden ser considerados como si tuvieran un origen común en el punto cero relativo del campo eléctrico (Imagen 11).

Imagen 11. Vista de la despolarización de la musculatura ventricular.



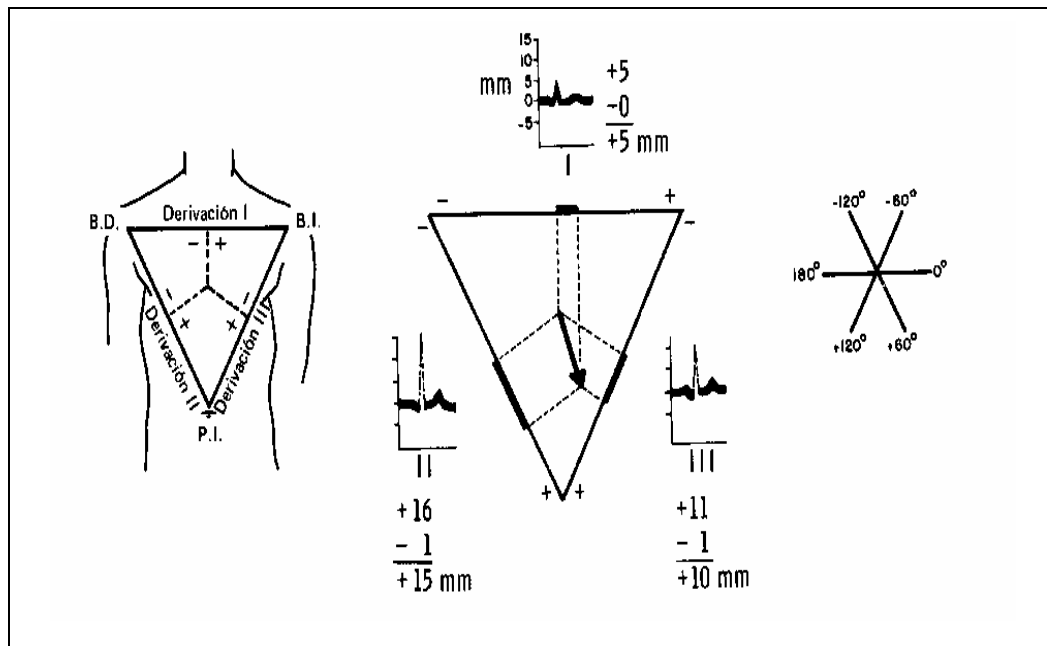
Ángel Luis García Villalón, <http://www.uam.es/angeluis.villalon>, Universidad Autónoma de Madrid.

Puede derivarse que la suma de todos estos vectores instantáneos se conoce como vector QRS medio. Los siete vectores que se muestran en la imagen 11 ilustran esto en forma esquemática. Cada uno de los siete vectores representa la magnitud y la dirección en instantes sucesivos, y cada uno es además la suma de un número infinito de vectores generados por todos los puntos que se están excitando en ese momento dado.

Si se traza una línea que conecte las terminaciones de todos los vectores instantáneos se forma una “asa” que refleja el cambio instantáneo de

magnitud y dirección de los vectores en un mismo ciclo cardíaco (Imagen 12). En la Imagen 12 se observa a la izquierda: Triángulo de Einthoven. Las perpendiculares trazadas desde el punto medio de los lados del triángulo equilátero intersecan en el centro de la actividad eléctrica. B.D., brazo derecho; B.I. brazo izquierdo; P.I. pierna izquierda; En el centro: Cálculo del vector QRS. En cada derivación, las distancias iguales a la altura de la onda R menos la altura de la desviación negativa más grandes en el complejo QRS son medidas desde el punto medio del triángulo que representa esta derivación. Una flecha trazada desde el centro de la actividad eléctrica hasta el punto de inserción de las perpendiculares que se extienden desde las distancias medidas sobre los lados, representan la magnitud y la dirección de la media vectorial QRS. A la derecha: Eje de referencia para determinar la dirección del vector.

Imagen 12. Triángulo de Einthoven y vectores cardíacos.



Dr. William Ganong, **Fisiología médica**, decimotercera edición, 1992, pág. 500.

Si se conectan las puntas de las flechas que representan todos los vectores cardiacos instantáneos del primero al último en el plano frontal durante el ciclo cardiaco, la línea que los conecta forma una serie de tres asas: una para la onda P, una para el complejo QRS y otra para la onda T. Esto se puede hacer electrónicamente y las asas, llamadas vectocardiogramas, son proyectadas sobre la pantalla de un osciloscopio de rayos catódicos [1].

2. DIGITALIZACIÓN DE DATOS

La señal adquirida mediante los dardos disparados, pasó a través de un sistema de telemetría que permitió obtener los registros, los cuales a su vez fueron procesados por un sistema de electrocardiografía diseñado en el laboratorio del grupo de investigación Seguimiento Corazón Vía Satélite (SCVS) [6], dirigido por el Dr. Jorge Reynolds Pombo. Este sistema se rige por las normas actuales de electrocardiografía, obteniendo una señal en papel termo-sensible con una velocidad constante de registro de 25 mm/s y con una escala de amplitud de 1mV por cada 10 mm. [5].

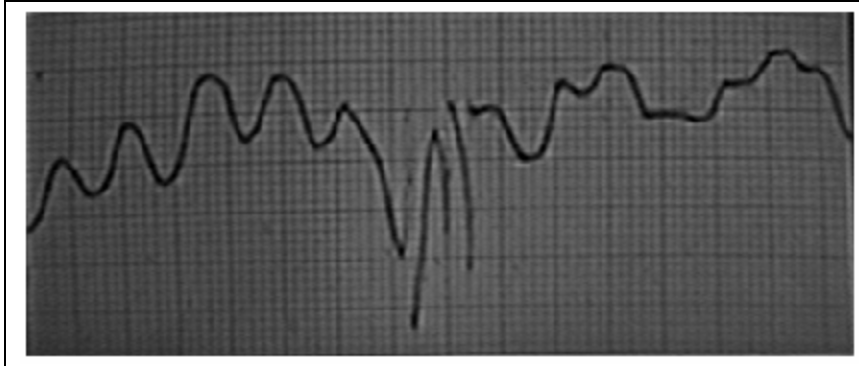
Debido a que no se contó con un equipo de digitalización y software para adquirir directamente las señales en una computadora o sistema computarizado se decidió en esa época tomar fotos sobre el papel electrocardiográfico en el cual se registró el ECG de la ballena, esto mediante una cámara digital con el cuidado de abarcar los segmentos en los que se sensó información eléctrica del cetáceo.

Los segmentos omitidos en las fotografías corresponden a momentos en los cuales la ballena incurría en inmersión y desaparecían en su totalidad la señal. El parámetro bajo el cual se llevó a cabo la toma segmentada de estas fotografías fue un evento repetitivo que caracterizó de modo trascendental el análisis de estas señales, la aparición de una deflexión bifásica en ocasiones más negativa que positiva.

Las fotografías se recuperaron en mapas de bits (BMP) son imágenes en niveles de gris, sin ningún contenido de color.

La calidad de estas fotografías no fue la más óptima por lo cual se incluye en el presente trabajo diferentes tipos de tratamiento digital de imagen para optimizar la visualización, distinción y digitalización del trazo electrocardiográfico.

Figura 1. Fotografía de segmento de registro electrocardiográfico.



2.1. TRATAMIENTO DIGITAL DE IMAGEN

Para obtener las coordenadas de los trazos ECG se planteó la posibilidad de umbralizar las imágenes para obtener datos binarios, a partir de las imágenes binarizadas se identificaron los siguientes problemas básicos: La necesidad de obtener cada uno de los trazos ECG como vectores de información de igual tamaño, muestreados de forma equidistante debido a la no homogeneidad de las coordenadas tipo píxel. Las fotografías presentaban problemas de iluminación en los sectores cercanos a los bordes. En la región de mayor interés (donde ocurría la deflexión bifásica) el trazo era más difuso por la velocidad de la aguja registradora a la hora de termo-sensar el ECG. La necesidad de recuperar una cuadrícula con la calibración adecuada para verificar la correcta digitalización de la información.

En base a estos primeros requerimientos se propuso mejorar la iluminación de las imágenes y binarizarlas después para discriminar la información pertinente.

Una imagen digitalizada, se representa como una matriz en la cual las posiciones fila-columna corresponden espacialmente a la distribución de los píxeles que la conforman [7]. Cada píxel es un nivel de gris, el cual puede variar de 0 a 1 para una imagen binaria, existen imágenes que pueden varían entre 256, 64, o 32 diferentes niveles de gris según la resolución.

2.1.1 Corrección De Iluminación. El lugar en el cual fueron tomadas las fotografías no presentaba una iluminación adecuada, ni el enfoque de la cámara al momento de capturar los registros, sin embargo esto no es un impedimento pues hoy en día se cuentan con diferentes programas los cuales trabajan en la mejora de fotografías, ya sea por nitidez, brillo, enfoque, iluminación, etc.

En nuestro caso, requeríamos de distinguir de forma correcta el trazo ECG de la cuadrícula del papel, por tanto se recurrió a iluminar de forma uniforme las fotografías.

El método consistió básicamente en obtener el valor mínimo de gris (negro absoluto) de la matriz de información que representa la fotografía; a partir de esto se resta de la matriz original este dato siendo este el normalizado mínimo.

A =matriz.

[i , j] = posiciones en la matriz.

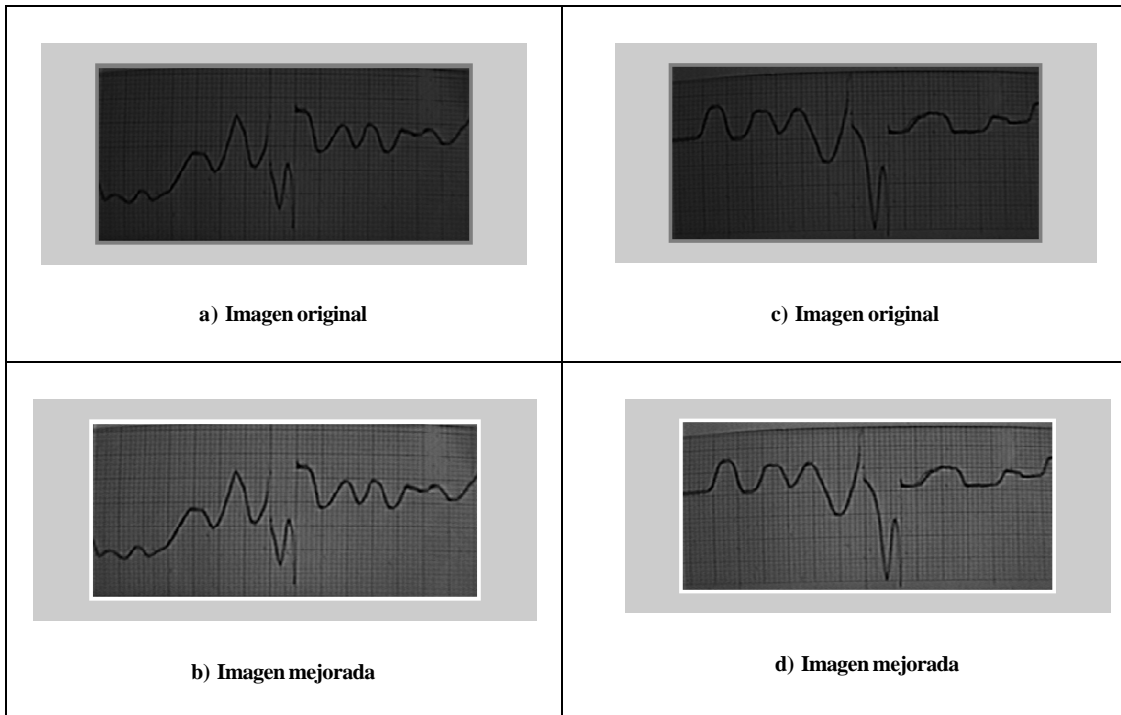
$$B = \min(A) \quad (1)$$

$$Anormalizada = A - B \quad (2)$$

Después de esto se aplica un algoritmo que escala cada valor de la imagen en base al máximo dato, y a la normalización de 0 a 1, obteniendo una imagen igualmente iluminada en todas sus regiones, es decir igualmente distribuida [8].

$$Anormaltotal = Anormalizada[i, j] * \text{valor de normalización} \quad (3)$$

Figura 2. Arriba. Segmentos de señal originales. Abajo. Segmentos con corrección de iluminación.



La correcta iluminación permite distinguir, en la matemática matricial, el trazo ECG de la información correspondiente a la cuadrícula.

2.1.2. Métodos De Discriminación Del Trazo ECG. Entre los diferentes métodos que se utilizan para extraer particularidades de una fotografía digital se cuenta con algoritmos de corrección de imagen que permiten distinguir estos rasgos particulares, algunos de estos algoritmos son: la ecualización del histograma, el histograma de una imagen es una representación de la cantidad de píxeles existentes por cada nivel de gris de forma progresiva, este es representado por una función discreta de valores

$$\mathbf{r}(r_k) = \frac{n_k}{n} \quad (4)$$

Donde r_k es el k-ésimo nivel de gris en el rango $[0, L-1]$, n_k es el numero de píxeles con ese nivel de gris y n es el numero total de píxeles en esa imagen.

Volviendo a la ecualización, esta técnica lleva a cabo una uniformización del histograma, esto es modificar la apariencia de la imagen controlando la función densidad de probabilidad de sus niveles de gris r , que es $\mathbf{r}_r(r)$, así su densidad de probabilidad del nivel de gris transformado seria,

$$\mathbf{r}_s(s) = \left[\mathbf{r}_r(r) \frac{dr}{ds} \right]_{r=T^{-1}(s)} \quad (5)$$

$r =$ niveles de gris entre $[0,1]$. Estando $0 \leq r \leq 1$ y $0 \leq s \leq 1$; $\mathbf{r}_r(r)$, $\mathbf{r}_s(s)$ serian las densidades de probabilidad de los niveles de gris de la imagen original y su transformación respectivamente y siendo,

$$r = T^{-1}(s), \text{ transformación inversa } (6)$$

De acá que la transformación o función univalada monótonamente creciente de niveles de gris sea:

$$s = T(r) = \int_0^r \mathbf{r}_r(w)dw \quad (7)$$

Esta transformación es simplemente la función de distribución de la variable r . Tenemos pues que esta función satisface la condición de transformación:

$$\mathbf{r}_r(r) = \frac{ds}{dr} \quad (8)$$

Y por tanto sustituyendo (8) en (5) tenemos que,

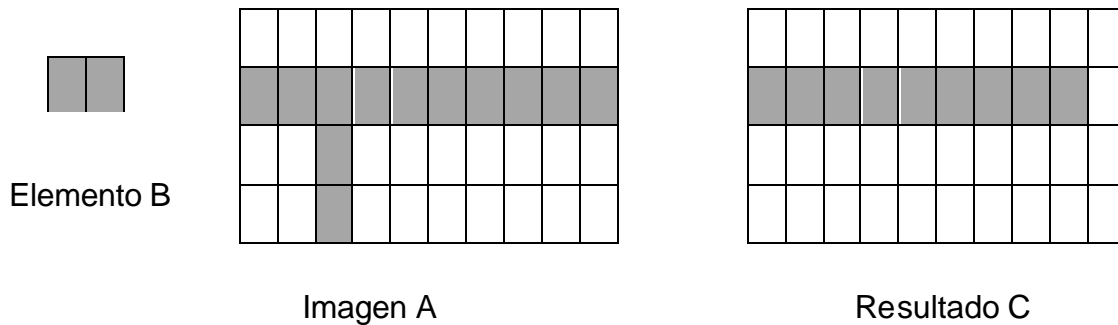
$$\mathbf{r}_s(s) = 1 \quad 0 \leq s \leq 1 \quad (9)$$

El desarrollo anterior indica que usando una función de transformación igual a la función de distribución de r produce una imagen cuyos niveles de gris tienen una densidad uniforme. Esto ocasiona que la cuadrícula se coloque al mismo nivel de gris que el trazo ECG por lo que no es apropiado.

Otra técnica que se ensayó fue la extracción de contornos de imagen los cuales destacan la silueta del trazo ECG, este método consiste en obtener las fronteras de la imagen A que se denota $\mathbf{b}(A)$, esto mediante la aplicación primero de la operación morfológica [8] de erosión de A por B siendo B el elemento estructural que realiza la erosión sobre A , figura 3, la erosión se nota como:

$$A \ominus B = \{x \in E^n \mid x + b \in A, \text{ para todo } b \in B\} \quad (10)$$

Figura 3 Ejemplo de una erosión entre un elemento estructural B y una imagen A representada en forma matricial.



Así al obtener la erosión de la imagen con el operador escogido, en nuestro caso un operador en cruz de 3*3 píxeles, se lleva acabo la extracción del contorno restando de la imagen original la imagen erosionada:

$$b(A) = A - (A \ominus B) \quad (11)$$

Después mediante la operación de relleno se obtiene el trazo ECG, esta técnica desarrolla un algoritmo simple basado en un conjunto de dilataciones, complementaciones e intersecciones para rellenar regiones [8]. Así siendo A la región a rellenar y en este algoritmo el contorno ya extraído de una imagen [8], entonces el procedimiento es descrito por:

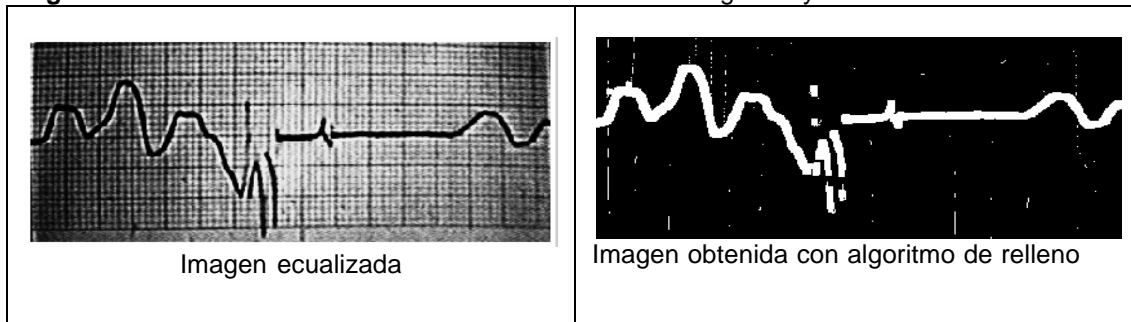
$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A^c \quad (12)$$

Donde B es el elemento estructural con el cual se realiza el relleno, empezando desde un punto $X_0 = p$, inicial y con $k = 1, 2, 3, \dots$ el algoritmo termina en la iteración $X_{k-1} = X_k$. La unión de los X_k y A es la frontera y región rellena, es importante notar que el proceso anterior rellenaría la imagen entera, pero la intersección con A^c limita el proceso a la región de

interés. Teniendo la extracción del contorno del trazo ECG, se rellena para así mediante un detector de puntos extraer las coordenadas que representan este trazo.

Sin embargo la variabilidad de la intensidad de nivel de gris a lo largo de este hace que el relleno obtenido a lo largo del trazo ECG sea a “parches” y además la inexactitud del método a causa de la calidad de la imagen hace que se pierda información representativa de los segmentos, figura 4.

Figura 4. Señales tratadas mediante ecualización de histograma y relleno de contornos.



El método más apropiado que se encontró para obtener como vector la información del trazo ECG en las imágenes fue la discriminación mediante algoritmos de binarización, esto para separar del contenido matricial de la imagen el trazo ECG y poder seguir con su estudio individual.

La binarización establece un umbral, es decir un valor en la escala de grises a partir del cual el contenido de información de esta imagen se dividirá en dos: negro absoluto con un valor de “0” en la matriz o blanco absoluto con un valor de “1”; todo esto mediante el análisis del histograma [7] de la imagen, entonces de (4) si el umbral es $k = a$:

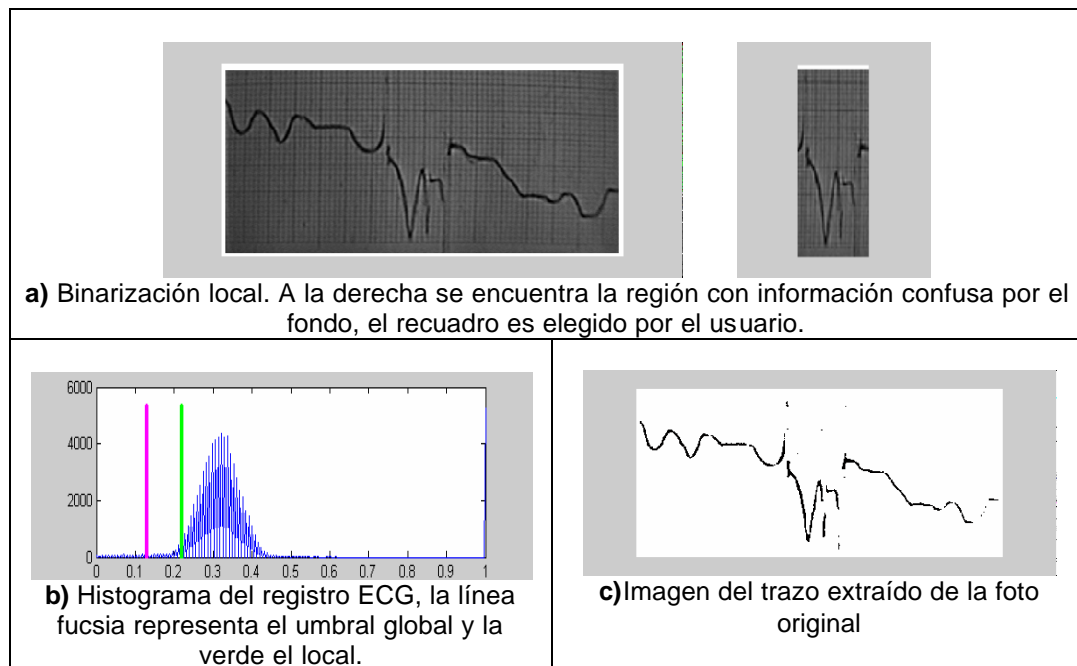
$$f(r_{K < a}) = 0 \text{ ,y, } f(r_{K > a}) = 1 \quad (13)$$

El umbral “a” escogido es diferente en cada imagen pues la iluminación cambia de una fotografía a otra.

En un principio se decidió aplicar solo una umbralización a la imagen pero debido a la pérdida de información en la región central de los segmentos, donde se presenta el evento mas representativo en las señales, se decidió aplicar un umbral mayor en esta región para así dejar pasar mas información y lograr un optimo resultado en la digitalización.

La región en la que se aplica este umbral es escogida para cada imagen por separado de forma manual mediante la selección de un rectángulo que la contenga, ya que cada fotografía cuenta con detalles percibibles diferentes de una a otra, es decir unas necesitan un umbral mayor por confusión de información con el fondo continuo y otras no. La formulación para este tratamiento local es igual que para la binarización global sino que solo se aplica a esta región de la imagen, figura 5.

Figura 5. Aplicación de binarización global y local.



2.1.3. Obtención De Señales. La binarización nos ha proporcionado una nueva versión de la imagen donde el trazo ECG es fácilmente distinguible y la información referente al fondo continuo o cuadrícula a desaparecido casi por completo. Esta representación permite extraer el trazo ECG como un vector de información para continuar con el procesamiento propiamente dicho, la obtención de cada uno de estos vectores correspondientes a cada imagen se hace de forma semi-automática mediante una interfaz grafica que trabaja de forma individual en cada imagen.

La interfaz muestra la imagen mejorada y su histograma, del cual se escogen tanto el umbral global como el local, al aplicar el procedimiento de digitalización la herramienta visualiza la señal digital obtenida la cual es comparada con la fotografía y si es una buena aproximación se almacena para después junto con el resto de señales almacenadas ser exportada a una base de datos en Excel o tabla de Microsoft.

Cada vector de información antes de ser almacenado es remuestreado a una cantidad constante de 2048 muestras para uniformizar los tamaños de vectores y así almacenarlos como una base de datos, este valor se escogió como media aproximada de la cantidad de muestras con que se obtenían los vectores, entre 1900 y 2400, a demás 2048 es una cantidad diádica [9] [10], permitiendo la utilización de estos datos en aplicaciones de transformada Wavelet que requieren este tipo de distribución.

La obtención de estos vectores esta referenciada a las coordenadas de cada punto de la imagen como píxel, es decir cada señal o vector es una matriz de $2*N$ donde N es la cantidad de muestras de amplitud y tiempo no uniforme resultado de extraer las posiciones de cada píxel en la imagen, y 2 pues un vector correspondería, como antes se dijo, a las amplitudes y el otro al tiempo no uniforme. Se habla de tiempo no uniforme puesto este vector entre

muestra y muestra no esta uniformemente espaciado. En un principio se pensó tratar cada vector amplitud para obtener un conjunto de amplitudes que de modo correspondiente estuvieran uniformemente espaciadas en el tiempo, pero al observar que el resto de procedimiento aplicado funcionaba correctamente debido a la flexibilidad de la Transformada Wavelet, se opto por reducir el preprocesado de estas señales, las pruebas acerca de su optimo funcionamiento se muestran en el capitulo 4. Ejemplo,

$$amplitudes = [450,345,543,654,123,657...]$$

$$tiempo = [1,2,2,3,3,3,4,5...]$$

El remuestreo es aplicado tanto al subvector de amplitudes como al de tiempo por ello la señal no sufre alteraciones significativas, en este momento se cuenta con un grupo de datos de igual tamaño el cual es exportado a la base de datos, para representar en las siguientes etapas la señal a partir de esta base de datos es necesario y optimo devolverla a su tamaño original, esto mediante una operación de remuestreo inversa. Las operaciones de remuestreo y remuestreo inverso son descritas a continuación.

Sea, $A[n]$ el vector correspondiente a las amplitudes y $B[n]$ a las muestras de tiempo, el tamaño de $A[n]$ es igual al de $B[n]$, entonces, $A' [n]$ y $B' [n]$ los vectores remuestreados y $A'' [n]$ y $B'' [n]$:

$$A'[n] = A[F * n] \quad (14)$$

$$A''[n] = A\left[\frac{1}{F} * n\right] \quad (15)$$

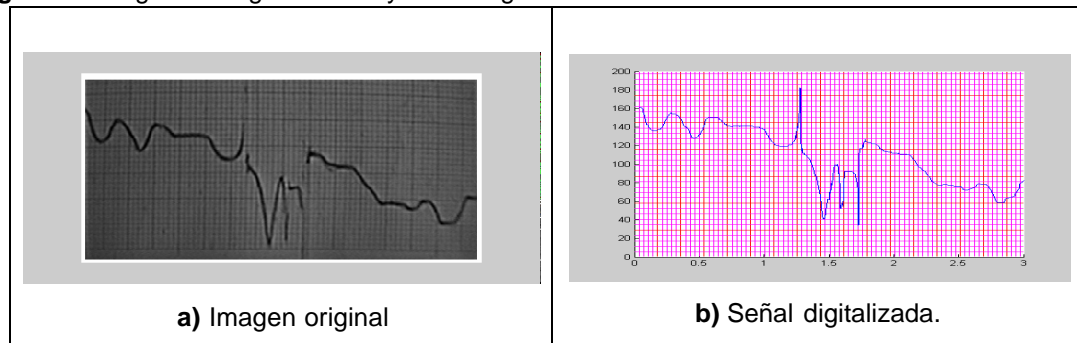
Donde F es el factor de remuestreo y $1/F$ el de remuestreo inverso apropiado, este factor se obtiene de dividir 2048 entre el tamaño de muestras de cada una de las imágenes, todas se llevan a un valor de 2048 muestras.

Para obtener el factor $1/F$ de cada señal es necesario contar con el dato de su tamaño original, por lo que se decide añadir al proceso de exportación de amplitudes y tiempo no uniforme o no equidistante, un vector que contiene de forma correspondiente los tamaños originales de cada señal después de ser digitalizada. Estos tamaños intervienen directamente en el proceso de remuestreo inverso.

El conjunto de vector de amplitudes, tiempo no uniforme y cantidad de muestras original conforma la base de datos que contiene las señales preprocesadas y digitalizadas para su estudio con transformaciones espaciales.

Una de las señales digitalizadas se muestra a continuación con su correspondiente base fotográfica, figura 6, nótese que en la región central se presenta confusión con la cuadrícula y la información del trazo ECG, sin embargo la señal digital obtenida revela solo la información correspondiente al trazo, la cuadrícula base en la señal digital esta a escala.

Figura 6. Imagen de registro ECG y señal digitalizada



3. TRANSFORMADA WAVELET

La transformación de una función o señal $x(t)$ es una operación matemática que da como resultado una representación de $x(t)$ en un dominio diferente. En la elección de una transformada concreta intervienen factores como las propiedades de la transformada y su grado de adecuación a la aplicación concreta, o a la carga computacional. Por ejemplo, la transformada rápida de *Fourier* (FFT) permite, en ocasiones (para operaciones tales como convolución y correlación), realizar los cálculos más rápidamente en el dominio de la frecuencia que en el dominio del tiempo.

Además, la transformación de una señal, al ofrecer una representación alternativa, revela a menudo características esenciales de la señal que en dominio original son muy difíciles o sencillamente imposibles de detectar. Así la existencia de múltiples periodicidades, patrones de fase o espectrales, son características del dominio de la frecuencia útiles en el campo de la clasificación y detección.

La transformada *Wavelet* (WT) y los paquetes *Wavelet* resultan ser adecuados para una gran variedad de aplicaciones. Sus características de localidad tiempo-frecuencia resultan útiles en el análisis y procesado de señales no estacionarias [11] y [12], en este caso, las señales objeto de estudio corresponden a los registros de la actividad eléctrica del corazón, los fenómenos de despolarización y repolarización del miocardio en una ballena Jorobada adulta. Además, en base a su naturaleza multiresolución, proporcionan una eficiencia computacional (respectivamente) mayor o igual

que la de la FFT convencional, estas son una excelente alternativa a los sistemas de base ortogonales.

En este capítulo se lleva a cabo una breve descripción de esta técnica y mostrando los aportes de su aplicación a la obtención de coeficientes significativos para la clasificación de los registros ECG.

A fin de fundamentar la potencialidad y las grandes ventajas que esta técnica ofrece sobre los métodos convencionales de análisis de señales, se realiza una descripción comparativa entre dichos métodos.

3.1. TRANSFORMADA DE FOURIER

La transformada ortonormal de *Fourier* (FT) es uno de los métodos matemáticos más utilizados en el procesado de señales, proporciona una descripción de la distribución de la energía de la señal con respecto a la frecuencia, es decir, su espectro [13]. Esta representación permite trasladar la señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, lo cual es de gran utilidad, ya que la información contenida en el espectro de una señal es de vital importancia.

No se entrará en detalles de la FT por dos razones: Es un área extensa, de muy amplia discusión y no es la herramienta principal de estudio en este proyecto. Sin embargo, se mencionan dos puntos importantes al respecto:

- La FT es un elemento necesario para entender como trabaja la WT.
- Esta ha sido por muchos años la herramienta más importante y utilizada en el procesamiento de señales.

En el siglo XIX (en 1822, para ser exactos), el matemático francés Jean Baptiste Joseph Fourier, mostró que cualquier función periódica puede ser expresada como una suma infinita de funciones periódicas exponenciales complejas [14]. Muchos años después de que él descubrió esta notable propiedad de las funciones (periódicas), sus ideas fueron generalizadas primero a funciones periódicas, y posteriormente a señales periódicas y no periódicas discretas en el tiempo.

La expresión analítica de la transformada de *Fourier*, ecuación (16), describe la señal como una suma sobre todo tiempo de la señal $x(t)$, multiplicada por una exponencial compleja.

$$\text{Directa } X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (16)$$

El valor transformado $X(w)$ de la ecuación (16) representa la media, sobre todo el tiempo, del contenido de la energía de la señal a una cierta frecuencia w . Otra forma de ver esta ecuación es que el coeficiente $X(w)$ informa la cantidad de $e^{j\omega t}$ que $x(t)$ contiene. Por lo tanto, se puede obtener como la correlación cruzada de $x(t)$ con $e^{j\omega t}$: la proyección de $x(t)$ sobre las funciones base.

En la ecuación (17) se observa la representación matemática de la Transformada inversa de *Fourier*.

$$\text{Inversa } x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{j2\pi ft} df \quad (17)$$

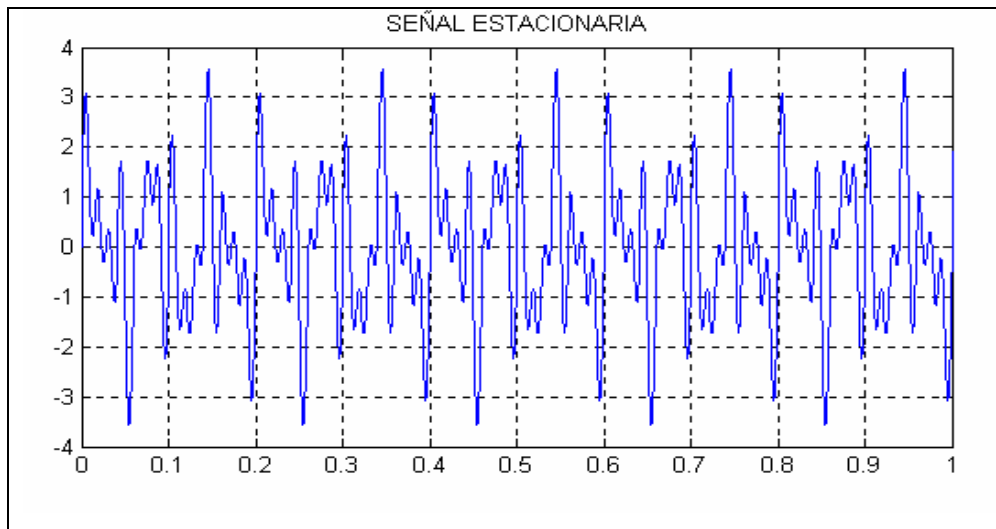
Cabe aclarar que t simboliza el tiempo, f simboliza la frecuencia, y x denota la señal objeto de estudio. Note que x denota la señal en el dominio del tiempo y la X denota la señal en el dominio de la frecuencia.

La información que se obtiene mediante está transformada corresponde al contenido frecuencial de la señal, dicha información es útil para señales en las cuales el contenido frecuencial no varia a lo largo del tiempo, señales estacionarias, característica que indica no es la herramienta más optima para el análisis de señales biológicas, ya que su comportamiento es no estacionario y no resulta tan útil la información obtenida mediante la FT, se tiene el contenido frecuencial de la señal, pero no es posible conocer a qué instante corresponde.

Para una completa caracterización en el dominio de la frecuencia se hace necesario incluir como parámetro al tiempo, es decir, se debe realizar un análisis tiempo-frecuencia de la señal [15].

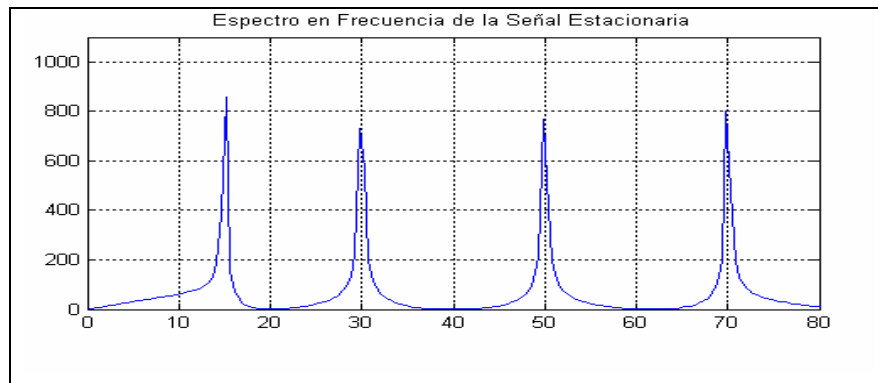
En la señal de la figura 7, la FT permite la identificación de cada una de las frecuencias componentes de la señal, en este caso el análisis mediante la TF es suficiente ya que la señal es estacionaria, es decir, su contenido frecuencial no cambia en el tiempo. Como ejemplo se observa una señal estacionaria cuyos componentes espectrales de frecuencia son 15, 30, 50 y 70 Hz.

Figura 7. FT de la señal Estacionaria.



La FT muestra la identificación de las componentes fundamentales de la señal, la información que esta aporta es suficiente para su análisis ya que su contenido frecuencial no cambia con el tiempo.

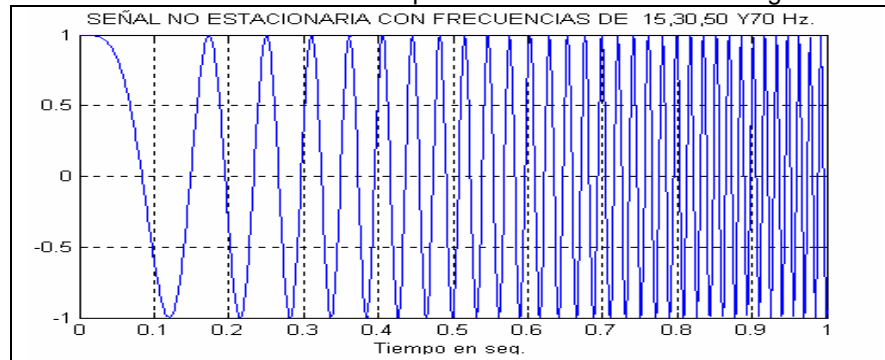
Figura 8. Transformada de *Fourier* de la señal de la Figura 7.



Para facilitar el entendimiento de los conceptos descritos anteriormente se aplica la FT a una señal no estacionaria con cuatro componentes de frecuencia en diferentes intervalos de tiempo, a fin de verificar la detección que en frecuencia realiza la FT en señales no estacionarias.

La Figura 9 muestra una señal con cuatro componentes espectrales diferentes en cuatro intervalos diferentes de tiempo, es decir, una señal no estacionaria, el intervalo 0 a 0.25 seg tiene una senoide de 15 Hz, el intervalo 0.25 a 0.5 seg tiene una senoide de 30 Hz, el intervalo de 0.5 a 0.75 seg tiene una senoide de 50 Hz, y finalmente el intervalo de 0.75 a 1 seg tiene una senoide de 70Hz. La aplicación de la FT a esta señal permite mostrar que para las señales no estacionarias simplemente se identifican las componentes frecuenciales, pero, no se identifica el cambio en el tiempo en que estas suceden, ya que las componentes de frecuencia de la señal no aparecen en todo momento.

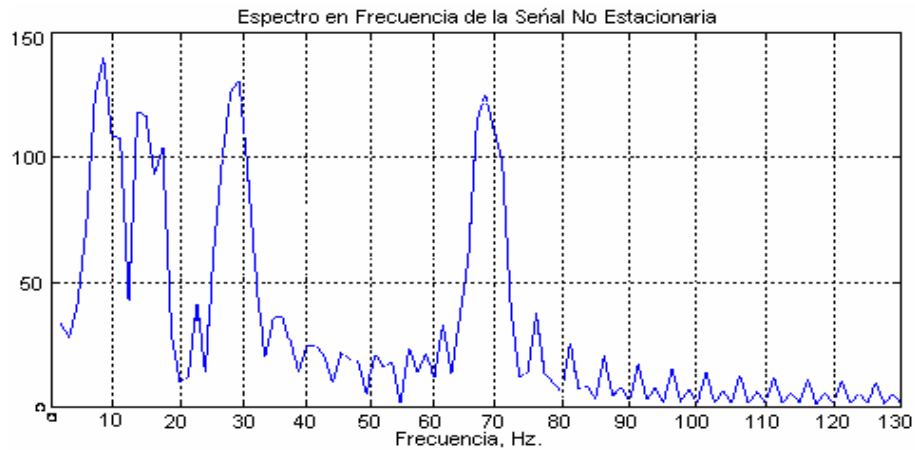
Figura 9. Señal no estacionaria: señal Chirp. Su frecuencia varía a lo largo del tiempo.



La transformada de *Fourier* dice si existe o no una cierta componente frecuencial. Esta información es independiente de donde, en el tiempo, aparece esta componente. Por lo tanto, es importante saber si una señal es estacionaria o no, antes de procesarla con la FT.

Al aplicar la STFT a la figura 9 se identifica el contenido frecuencial, pero no se da información acerca de su localización en el tiempo en la que aparecen estos componentes espectrales.

Figura 10. STFT de una señal no estacionaria, señal Chirp.



La señal estacionaria mostrada en la figura 7 y la no estacionaria de la figura 9 involucran las mismas componentes frecuenciales, pero la primera tiene estas frecuencias en todo el tiempo, y la segunda tiene estas frecuencias en diferentes intervalos de tiempo. La pregunta es, si las señales tratadas mediante la FT son de naturaleza diferente, ¿Cómo es posible que el análisis de la FT proporcione resultados parecidos?. En respuesta la FT da el contenido espectral de la señal, pero no da información acerca de su localización en el tiempo en la que aparecen estos componentes espectrales. Por tal razón, la FT no es una técnica útil para señales no-estacionarias, aunque se tiene la siguiente excepción: la FT puede ser usada para señales no estacionarias, si únicamente estamos interesados en conocer que componentes espectrales existen en la señal, pero no en donde ocurren estas.

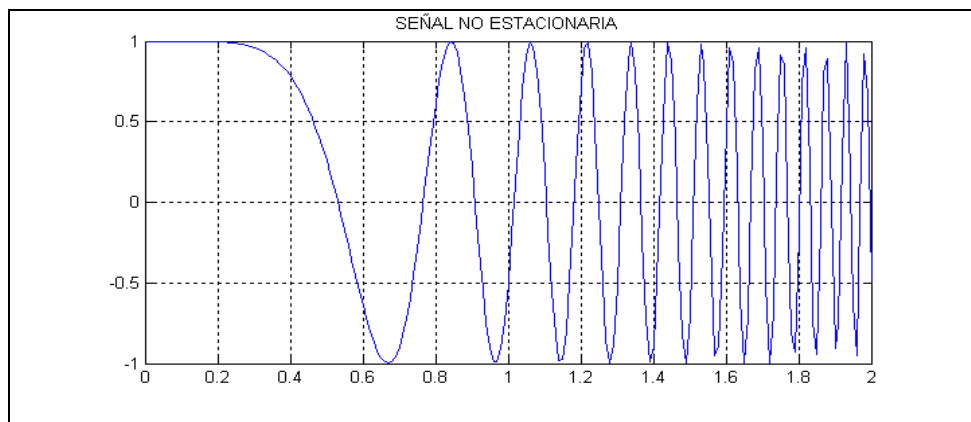
3.2. TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO

Posterior a su introducción, la FT se generalizó a señales no periódicas. Para la aplicación de la Transformada de *Fourier* a señales no periódicas se

planteo la alternativa de expandir la señal a fin de hacerla periódica, pero este procedimiento no resuelve el problema de continuidad adicional en toda la señal. Para este caso en particular se utiliza la Transformada de *Fourier* por Ventanas (WFT), esta transformada representaría la función no periódica lo mejor posible, es decir, se localiza la señal en tiempo y puede usarse para obtener información adicional en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia.

En la figura 11 se observa un ejemplo de señal no estacionaria, se observa la variación de su contenido frecuencial a través del tiempo.

Figura 11. Señal no estacionaria: Señal Chirp.



Se puede considerar la señal no estacionaria como la sucesión de porciones en las cuales sí lo es, y aplicar la FT, de hecho, esto constituye una técnica muy utilizada en procesamiento de señales denominada STFT (*Short Time Fourier Transform*), en la cual la señal se divide en segmentos de longitud w donde se puede considerar la señal como estacionaria. La expresión matemática es la indicada a continuación:

$$STFT(w, \mathbf{t}) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot v^*(t - \mathbf{t})] e^{-j\omega t} dt \quad (18)$$

La Transformada de *Fourier* localizada STFT (*Short Time Fourier Transform*) de Gabor [15] resulta más adecuada para el análisis de señales no-estacionarias. En la STFT, se aplica una función de enventanado $v(t)$ antes de realizar la transformación.

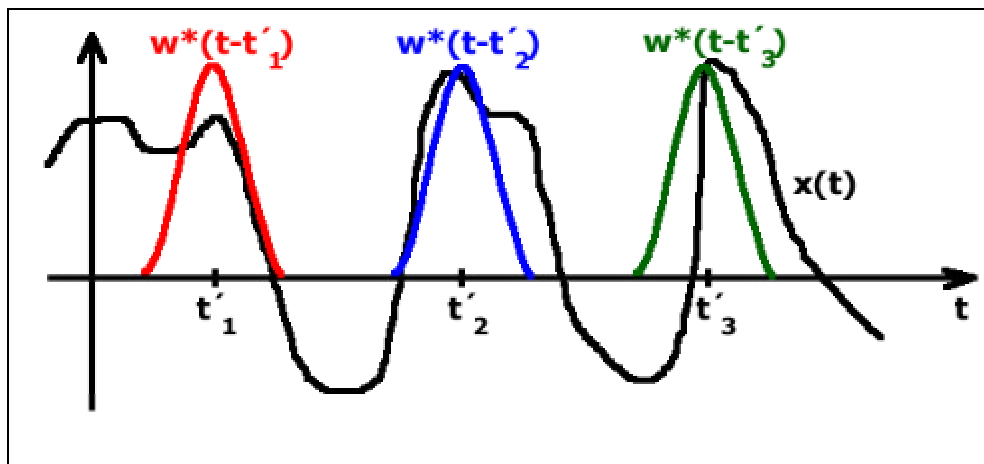
La ventana acorta el intervalo temporal sobre el que se está promediando, de forma que el análisis de Fourier se está realizando sobre un intervalo temporal pequeño centrado en el instante de tiempo t . La STFT también puede ser considerada como la implementación de un banco de filtros. A una cierta frecuencia, la ecuación (18) está realizando el filtrado de la señal a lo largo del tiempo, con un filtro paso banda cuya respuesta impulso es la función ventana $v(t)$, modulada a esa frecuencia .

Esta función de ventana primero es ubicada en el comienzo de cada señal, esto es, la función de ventana es localizada en el tiempo $t=0$. Supóngase que el ancho de la ventana es T seg, en este instante de tiempo ($t=0$), la función de ventana solapará con los primeros $T/2$ segundos (se asume que la unidad de tiempo es el segundo). Entonces, son multiplicadas la función de ventana y la señal. Al Hacer esto, solo están siendo escogidos los primeros $T/2$ segundos de la señal, con el peso apropiado de la ventana (si la ventana es un rectángulo, con amplitud 1, el producto será igual a la señal). Este producto es considerado como otra señal, a la cual se le toma la FT. En otras palabras, es tomada la FT de este producto, como si se tomara la FT de cualquier señal.

El resultado de esta transformación es la FT de los primeros $T/2$ segundos de la señal. Si este segmento de la señal es estacionario, como se asumió, no habrá problema y el resultado obtenido será una verdadera representación frecuencial de los primeros $T/2$ segundos de la señal.

El siguiente paso, debe ser el desplazamiento de esta ventana (por unos t_1 segundos) a una nueva ubicación, multiplicándola por la señal, y tomado la FT del producto. Este procedimiento es repetido hasta que se alcanza el fin de la señal por desplazamiento de la ventana en intervalos de t_1 segundos.

Imagen 13. Funcionamiento de STFT.

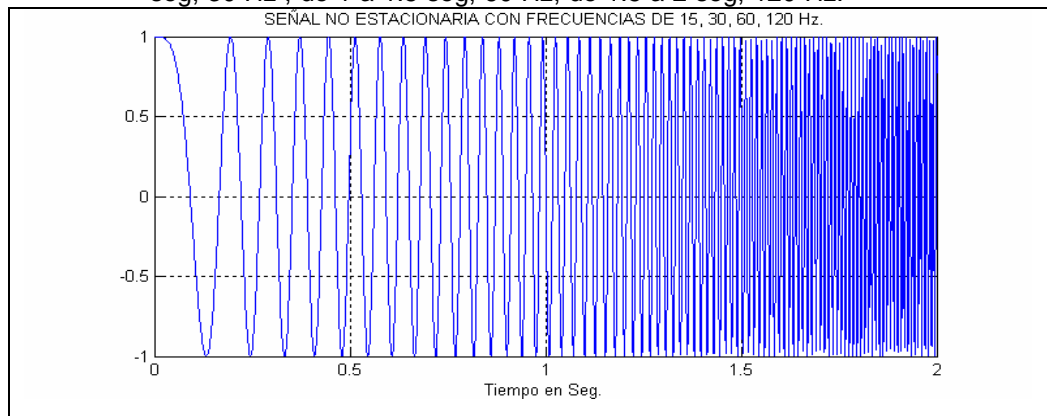


M. Unser, A. Aldroubi, "A Review of Wavelets in Biomedical Applications", Proceedings of the IEEE, 84(4):626_638, April 1996.

Las funciones similares a funciones de Gauss son las funciones de enventanamiento. La roja muestra la ventana localizada en $t=t'_1$, la azul la localizada en $t=t'_2$, y la verde muestra la ventana localizada en $t=t'_3$. Estas corresponderán a tres FTs diferentes en tres tiempos diferentes. Por lo tanto, se obtendrá una verdadera representación tiempo-frecuencia de la señal.

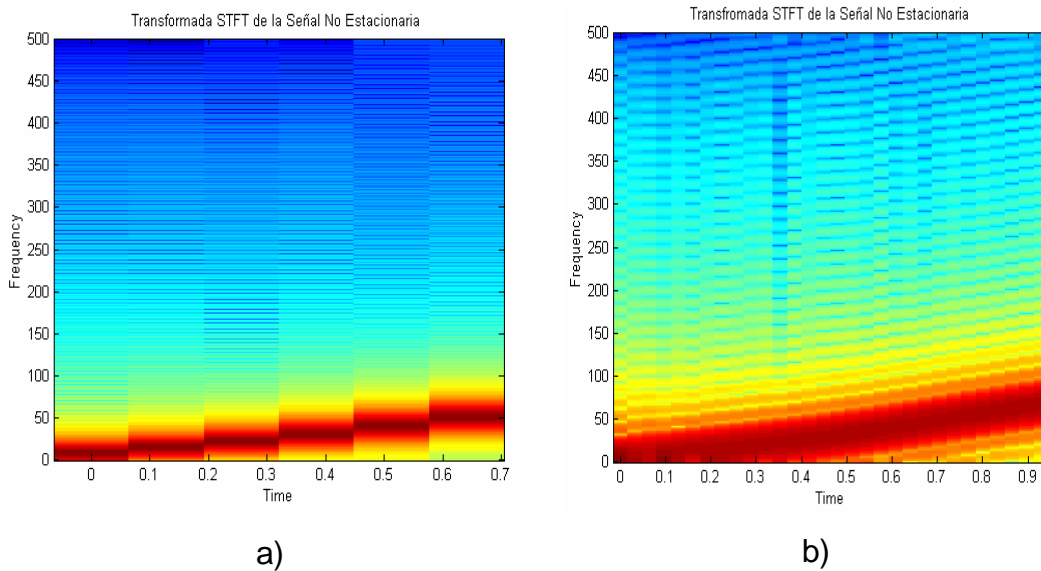
Para ilustrar el uso de la STFT se usará la señal de la figura 9, está tiene las características indicadas para observar las ventajas que esta ofrece sobre la FT.

Figura 12. Señal no estacionaria: señal Chirp. La señal esta compuesta por bandas de frecuencia, de 0 a 0.5 seg la componente espectral es de 15 Hz, de 0.5 a 1 seg, 30 Hz , de 1 a 1.5 seg, 60 Hz, de 1.5 a 2 seg, 120 Hz.



En la Transformada STFT de una señal no estacionaria, señal Chirp, figura 13; su frecuencia varía a lo largo del tiempo, al calcular la STFT en contraposición con la FT, se obtiene el contenido frecuencial a lo largo de intervalos de tiempo, es decir, según la elección del ancho de la ventana es posible identificar en tiempo la existencia de las 4 bandas de frecuencia componentes de la señal.

Figura 13. Cálculo de la STFT para valores de ventana de: a) 256, b) 64.



Lo que es importante, son las bandas de frecuencia; nótese que hay varias bandas de frecuencia según el tamaño de ventana que se elija, bandas correspondientes a las cuatro diferentes componentes frecuenciales. Nótese también que, al contrario de la FT, estas bandas están localizados en diferentes intervalos de tiempo a lo largo del eje del tiempo. Se debe recordar que la señal original tenía cuatro componentes espectrales localizadas en tiempos diferentes.

Ahora se tiene una verdadera representación tiempo-frecuencia de la señal. No solo se conoce los componentes frecuenciales que están presentes en la señal, sino que también se sabe donde están localizados en el tiempo [15].

Sin embargo, el problema con la STFT está relacionado con el principio de incertidumbre de *Heisenberg*, este principio originalmente aplicado al momento y localización de partículas en movimiento, puede ser aplicado a la información tiempo-frecuencia de la señal, cuanto mayor es la resolución en el tiempo, al ser la ventana de menor longitud, peor es la resolución en frecuencia y viceversa. Se establece entonces un compromiso tiempo-frecuencia, parte del hecho de que no es posible conocer la representación tiempo-frecuencia exacta de una señal, es decir, no se puede saber qué componentes frecuenciales existen en ciertos instantes de tiempo. Lo que sí es posible conocer son los intervalos de tiempo en los cuales existen ciertas bandas de frecuencia.

El principio de incertidumbre se relaciona con la STFT ya que tiene que ver con el ancho de la función de ventana usada. Para ser técnicamente correctos, este ancho de la función de ventana es conocido como el soporte (the support) de la ventana. Si la función de ventana es estrecha, esta es conocida como compactamente soportada (compactly supported). Esta terminología se usa con mayor frecuencia en el mundo de las *wavelet*.

Debe recordarse que en la FT no hay problema de resolución en el dominio de la frecuencia, es decir, se conoce exactamente que frecuencias existen; similarmente no hay problema de resolución en el tiempo en el dominio del tiempo, dado que se conoce el valor de la señal en cada instante de tiempo. Recíprocamente, la resolución en el tiempo en la FT, y la resolución en la frecuencia en el dominio del tiempo son cero, dado que no se tiene información sobre ellas. Lo que da la perfecta resolución en la frecuencia en la FT es el hecho de que la ventana usada en la FT tiene su kernel, la función $e^{j\omega t}$, la cual permanece todo el tiempo desde menos infinito hasta más infinito. Ahora, en la STFT, la ventana es de longitud finita, así que cubre solo una porción de la señal, lo que causa que la resolución en la frecuencia sea mas pobre. Lo que se quiere decir con que sea mas pobre es que, ya no se conocen los componentes frecuenciales exactos que existen en la señal, pues solo se sabe que existe una banda de frecuencias.

Si se usa una ventana de longitud infinita, se obtiene la FT, la cual da una perfecta resolución frecuencial, pero no información temporal. Además, para obtener la estacionaridad, se tiene que tener una ventana bastante corta, en la cual la señal sea estacionaria. La estrechez de la ventana, hace mejor la resolución en el tiempo, la mejor presunción de estacionaridad, pero la mas pobre resolución frecuencial; esto es, el uso de una ventana estrecha esta relacionado con una buena resolución temporal, pero una pobre resolución frecuencial y el uso de una ventana ancha esta relacionado con una buena resolución frecuencial, pero una pobre resolución temporal.

A pesar de la existencia de problemas en la resolución en el tiempo y en la frecuencia, es posible analizar cualquier señal usando un enfoque distinto mediante la denominada Transformada *Wavelet* (WT). Esta transformada analiza la señal a diferentes frecuencias con diferentes resoluciones. Al

contrario de la STFT, cada componente espectral no es analizada con la misma resolución. Existen dos diferencias principales entre la WT y la STFT:

- La TF de las señales no es calculada.
- La anchura de la ventana se cambia conforme la transformada se calcula para cada componente espectral.

La Transformada *de Wavelet* es capaz de proporcionar información del tiempo y la frecuencia simultáneamente, por tanto da una representación tiempo-frecuencia de la señal. La WT fue desarrollada como una alternativa a la STFT, la cual cubre algunos problemas relacionados con la resolución de la STFT.

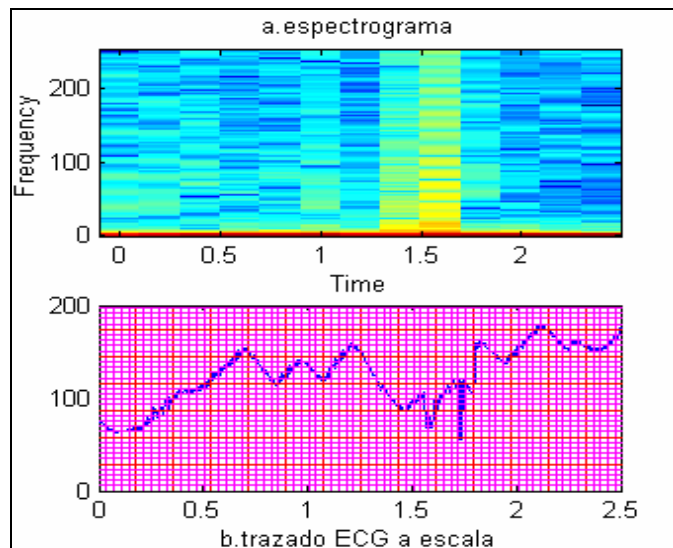
3.3. ESPECTROGRAMA

Una aplicación de la FT es el espectrograma, a través de la STFT, el problema se resume a la selección de una ventana para el análisis dependiendo de la aplicación, en el desarrollo inicial de la tesis se trabajo el análisis tiempo-frecuencia mediante espectrograma, esta herramienta permite el despliegue de la señal en una serie de ventanas, cada una con un vector ventana que contiene la información del contenido de la señal mediante STFT la longitud de la transformada es especificada por el usuario. Cada columna del espectrograma contiene un estimativo a término corto, localizando en tiempo el contenido frecuencial de la señal, el tiempo incrementa linealmente de izquierda a derecha en el vector resultado del espectrograma, la frecuencia incrementa linealmente en la filas hacia abajo comenzando por cero en la primera fila [13].

Otros valores que pueden ser especificados por el usuario son la longitud de la ventana¹, dicha longitud debe ser menor o igual a la longitud de la STFT y mayor que el número de muestras de la sección de traslape del vector original al cual se le aplica el análisis por espectrograma. La frecuencia f_s a la que se hace referencia en dicho análisis es la frecuencia de muestreo la cual no tiene ningún efecto sobre el cálculo del espectrograma, pero es usada para el escalamiento de puntos.

En la Figura 14 se observa el espectrograma del vector de información a una frecuencia de muestreo igual a la del vector original, con longitud de TF discreta de 256 y una ventana de *Hanning* de 200. La imagen muestra el contenido frecuencial de interés incluyendo la frecuencia correspondiente a la desviación de línea de base, b , se identifican bandas de frecuencias contenidas en la señal en intervalos de tiempo, pero no es posible identificar la correspondencia exacta en tiempo.

Figura 14. Espectrograma del vector de información.



¹En MATLAB 6.0, ventana de *Hanning*

El análisis mediante espectrograma resume las ventajas y desventajas que ofrece la TF en el tratamiento de señales no estacionarias por medio de la STFT, por un lado permite el tratamiento de señales no estacionarias y limitadas en tiempo identificando bandas de frecuencia, pero por otro lado muestra cuanto de cada frecuencia existe en la señal, pero no dice cuando, en el tiempo, existe esa componente frecuencial.

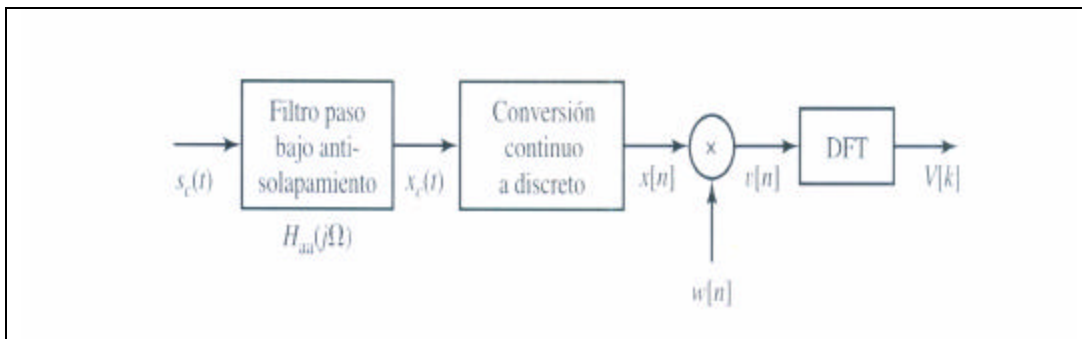
La aplicación del espectrograma en principio permitió determinar el rango de frecuencias contenido en los registros ECG, es decir, permitió discriminar la banda de frecuencias donde estaba contenida la mayor parte de la información de la señal y también permitió la detección de la onda característica (deflexión bifásica) y su contenido de frecuencias medias, pero debido a la limitación impuesta por el compromiso tiempo-frecuencia fue descartado el análisis mediante espectrograma.

3.4. PERIODOGRAMA

La aplicación del periodograma estima la densidad espectral de potencia (power spectral density, PSD) de una señal. El periodograma retorna un estimado de la densidad de potencia de la señal. Por defecto la señal es ventaneada con una ventana² de la misma longitud que x . La PSD estimada es computada usando una DTF de longitud mayor de 256 y la próxima potencia de dos mayor que la longitud de x .

² MATLAB, pdf Documentation, WWW.mathworks.com

Imagen 14. Pasos del proceso del análisis de *Fourier* en tiempo discreto de una señal en tiempo continuo mediante la DFT.



OPPENHEIM A.V., SCHAFER R.W., "Discrete-Time Signal Processing", Prentice-Hall International, 1989.

Para observar la relación del periodograma con la función de enventanado se describe brevemente su comportamiento así, sea $x[n]$ una señal aleatoria estacionaria en el tiempo discreto cuya densidad de potencia $P_{xx}(w)$ es proporcional a $P_{ss}(\Omega)$ en la banda de paso del filtro antisolapamiento, es decir,

$$P_{xx}(w) = \frac{1}{T} P_{ss}\left(\frac{w}{T}\right), \quad |w| < P \quad (19)$$

Donde se supone la frecuencia de corte del filtro antisolapamiento de $\frac{P}{T}$ y T es el periodo de muestreo. En consecuencia, una estimación razonable de $P_{xx}(w)$ proporcionará una estimación razonable de $P_{ss}(\Omega)$. La ventana $w[n]$ de la Imagen 14 selecciona un segmento de longitud finita (de L muestras) de $x[n]$, que indicaremos como $v[n]$, cuya transformada de *Fourier* es

$$V(e^{jw}) = \sum_{n=0}^{L-1} w[n]x[n]e^{-jwn} \quad (20)$$

Se considera como estimador del espectro de potencia la cantidad

$$I(w) = \frac{1}{LU} \left| V(e^{jw}) \right|^2, \quad (21)$$

donde la constante U anticipa la necesidad de una normalización para eliminar el sesgo del estimador espectral. Cuando $w[n]$ es la ventana rectangular, esta estimación del espectro de potencia se denomina *periodograma*. Si la ventana no es rectangular, $I(w)$ se denomina *periodograma modificado* [13].

El resultado es un vector que contiene la distribución de potencia por unidad de frecuencia. Para señales reales, debido a la simetría de su espectro, retorna por defecto un solo lado de la densidad espectral de potencia, para señales complejas retorna las dos componentes de la densidad espectral de potencia. Cabe resaltar que una sola de las componentes de la densidad espectral de potencia contiene la potencia total de la señal de entrada.

Al igual que el espectrograma, esta herramienta permite la identificación del contenido frecuencial de la señal pero no permite correlacionar su detección con el espacio temporal.

3.5. TRANSFORMADA WAVELET

La WT ofrece buena resolución temporal y baja resolución frecuencial a alta frecuencia, y por el contrario, ofrece buena resolución frecuencial y baja resolución temporal en baja frecuencia. Este modo de funcionamiento tiene sentido cuando la señal a analizar tiene componentes de alta frecuencia de corta duración, y componentes de baja frecuencia de larga duración, como es

el caso de la mayoría de las señales biológicas, entre ellas el electrocardiograma.

Muchas veces un componente espectral particular que ocurre en cualquier instante puede ser de especial interés. En estos casos puede ser muy beneficioso conocer el intervalo de tiempo en donde ocurre este componente espectral. Por ejemplo, en un EEG (Electroencefalograma: registro de la actividad eléctrica del cerebro), la latencia de un evento-relacionado de potencial es de particular interés. (Un evento-relacionado de potencial es la respuesta del cerebro a estímulos específicos como rayos de luz, la latencia de esta respuesta es el tiempo transcurrido entre el inicio del estímulo y la respuesta).

El objetivo de la Transformada de *Wavelet* es descomponer una señal en componentes denominadas *Wavelets*, las cuales forman una base del espacio de funciones, con ciertas propiedades como ortogonalidad, tamaño, suavidad, duración, etc. Según su comportamiento, este método sería una ampliación de la Transformada de *Fourier*, en el que la señal se descompone en funciones sinusoidales. En este caso, la descomposición se realiza a partir de funciones más complejas, en las cuales varía su posición y su escala temporal.

La transformada *Wavelet* continua se define como:

$$C(a, \mathbf{t}) = \int f(t) \mathbf{y}_{a,t}(t) dt \quad (22)$$

Donde:

$$\mathbf{y}_{a,t}(t) = a^{-\frac{1}{2}} \mathbf{y}\left(\frac{t-\mathbf{t}}{a}\right) \quad (23)$$

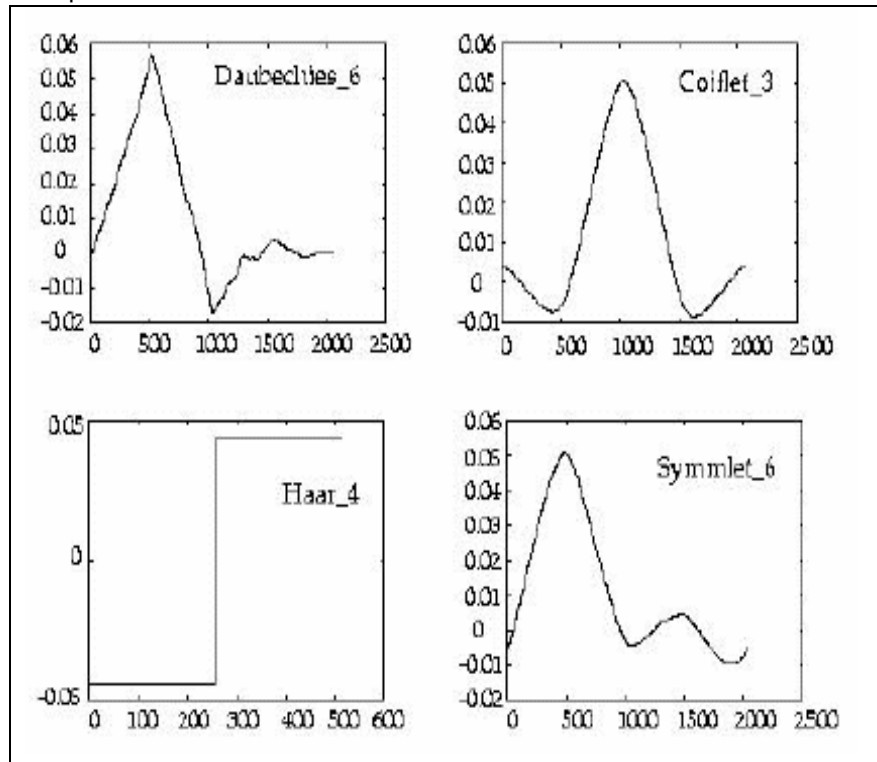
Es una función de enventanado llamada *Wavelet* madre, siendo a un parámetro de escala y t de traslación. $C(a, t)$ son los coeficientes de $f(t)$ en el espacio de funciones definido por $y(t)$. En la tabla 1 se muestran estas transformaciones.

Tabla 1. Transformaciones básicas aplicadas al cálculo de la WT. La transformación finalmente aplicada corresponde a la combinación de las dos primeras, traslación y cambio de escala.

Traslación	Cambio de Escala	Traslación y Cambio de Escala
$y(t - t)$	$\frac{1}{\sqrt{a}}y\left(\frac{t}{a}\right)$	$\frac{1}{\sqrt{a}}y\left(\frac{t - t}{a}\right)$

El término *Wavelet* significa onda pequeña, indicando este adjetivo que la función de enventanado es de longitud finita. El término onda hace referencia al carácter oscilatorio de la función. Cuando se hace referencia al término ‘madre’, se está indicando el hecho de que las funciones usadas, con diferente zona de acción, derivan de una función principal, es decir, la *Wavelet* madre es un prototipo a partir del cual se generan el resto de funciones de enventanado. Como ejemplo se muestran en la imagen 15 algunas *Wavelet* madre.

Imagen 15. Algunas *Wavelet* madre más usadas en la práctica, definidas según un eje de tiempo continuo. El número indica la cantidad de momentos nulos.



CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.

El término traslación se usa en el mismo sentido que en el caso de la STFT. Está relacionado con la posición exacta de la ventana, ya que ésta se desplaza a lo largo de la señal. Por tanto, este término corresponde a la información temporal en el dominio transformado. Por el contrario, no se dispone de un parámetro de frecuencia, tal como ocurría en la STFT, sino que se tiene un parámetro de escala a . El escalado es una operación matemática que dilata o comprime una señal. Las escalas más pequeñas corresponden a señales dilatadas, y las grandes a señales comprimidas. Sin embargo, debido a la presencia de este término en el denominador, el efecto que se produce es el opuesto al que su nombre indica.

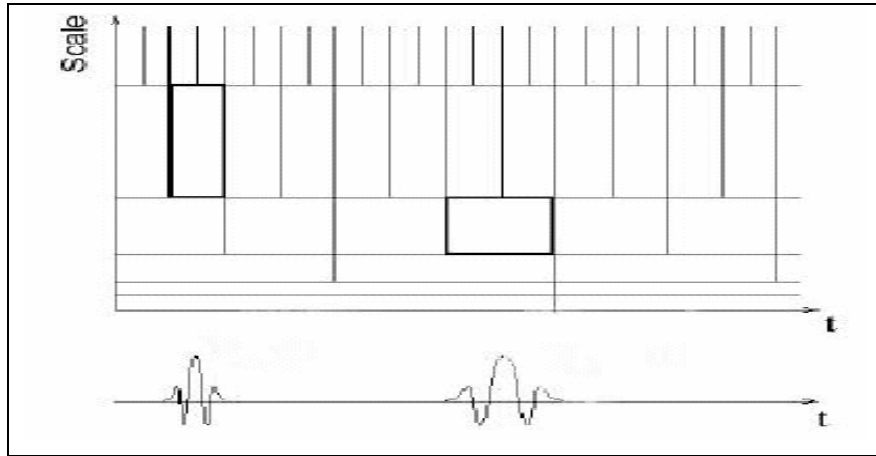
La relación entre la escala y la frecuencia consiste en que las escalas menores corresponden a altas frecuencias y las escalas mayores corresponden a bajas frecuencias.

Debido a que la WT incluye información relacionada con el tiempo y la frecuencia, la representación gráfica de esta transformada se realiza en un plano denominado plano tiempo-escala, representado en la imagen 16, las dos operaciones básicas de escalado y traslación definen el enrejado del plano tiempo-escala.

En caso de tener buena resolución temporal, la *Wavelet* madre, representada en el eje inferior, se estrecha, con lo que se pierde resolución en la frecuencia. Si la *Wavelet* madre se ensancha, se pierde resolución en el tiempo, pero se gana en la frecuencia. Así, variando la anchura y desplazándola por el eje temporal, se calcularía el valor correspondiente a cada celda.

Cada celda en esta figura representa un valor de la WT en dicho plano. Es de destacar el hecho que estas celdas tienen un área no nula, lo cual indica que no es posible conocer el valor de un punto particular. Sin tener en cuenta las dimensiones de las celdas, sus áreas, tanto en la STFT como en la WT, son las mismas, y están determinadas por el principio de incertidumbre de *Heisenberg*. En concreto, el área de cada celda se fija mediante la función de enventanado temporal en la STFT o por la *Wavelet* madre en la CWT (Transformada *Wavelet* Continua), con lo que diferentes ventanas o funciones madre dan lugar a diferentes áreas. Sin embargo, todas las áreas tienen una cota inferior dada por $\frac{P}{4}$.

Imagen 16. Operaciones básicas de la WT.



CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.

Existen tres tipos de transformada *Wavelet*: continua (CWT), semidiscreta (SMT) y discreta (DWT). La diferencia entre ellas radica principalmente en la forma en que los parámetros de desplazamiento y escala son discretizados.

3.5.1 Transformada *Wavelet* Continua. Este tipo de transformada ya se ha introducido en la sección 3.5. La Transformada *Wavelet* Continua (CWT) es una alternativa a la STFT. La CWT combina la aplicabilidad al análisis tiempo-frecuencia, propia de la STFT, con las propiedades matemáticas que eran tan interesantes en la transformada de *Fourier*. La transformada *Wavelet* proyecta una función del tiempo (la señal) en una función de a y t (en vez de w y t). El parámetro a es denominado *escala*, mientras que t es *translación*. Se supone que la señal $x(t)$ es tal que $x(t) \in L^2(R)$, y por lo tanto

$$\int x^2(t)dt < \infty \quad (24)$$

En este caso los parámetros cambian de forma continua. Esta representación ofrece la máxima libertad en la elección de la *Wavelet*, con la única restricción que satisfaga la condición de media nula. Esta condición permite que la CWT sea invertible en rango. La transformada inversa viene dada por:

$$f(t) = \frac{1}{K_y} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(a, \mathbf{t}) \Psi(a, \mathbf{t}) \frac{dad\mathbf{t}}{a^2} \quad (25)$$

Donde Ψ satisface la condición de media nula comentada anteriormente, con K_y dada por:

$$K_y = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(w)|^2}{w} dw < \infty \quad (26)$$

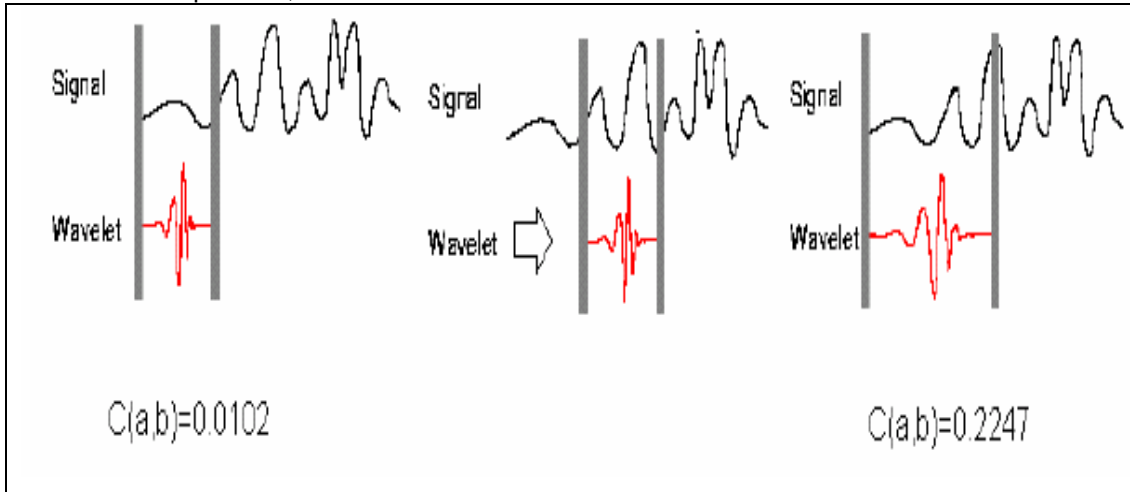
Puede demostrarse que la CWT, al contrario que la STFT, permite una reconstrucción perfecta de la señal. Sin ninguna ambigüedad, a partir de los coeficientes de la transformada.

El proceso de cálculo de la CWT puede ser descrito en cuatro pasos como:

1. Tomar una *Wavelet* madre.
2. Dados dos valores a y \mathbf{t} , calcular un coeficiente $C(a, \mathbf{t})$ mediante las ecuaciones 19 y 20, que represente la correlación entre la *Wavelet* y la sección de la señal bajo análisis. Cuanto mayor sea éste, mayor es la similitud, con lo cual es interesante resaltar que los resultados dependerán por tanto de la forma de la *Wavelet*.
3. Desplazar la *Wavelet* en el sentido positivo del eje temporal, y repetir los pasos anteriores hasta que se haya cubierto la totalidad de la señal.
4. Escalar la *Wavelet* en el tiempo, y repetir los pasos 1 a 3.

Desde un punto de vista intuitivo, la CWT consiste en calcular un índice de semejanza entre la señal que está siendo analizada, y la *Wavelet*, tal como se muestra en la imagen 17.

Imagen 17. Funcionamiento de la CWT. Se toma la *Wavelet* y se calcula su correlación con cierta sección de la señal. Se desplaza en el eje temporal y se calcula la correlación con la siguiente sección. Al terminar se escala la *Wavelet* y se repite el proceso, tal como se muestra en el tercer caso.



CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.

La transformación puede interpretarse también como la implementación de un banco de filtros no uniforme (y continuo en el tiempo) en el se mantiene una relación constante entre la resolución en frecuencia y en el tiempo, dependiendo de a . Valores grandes de a dan lugar a una mayor resolución espectral, mientras que valores pequeños proporcionan mejor resolución temporal.

Como ejemplo se observa una señal electrocardiográfica humana, figura 15, se aplica la CWT y los resultados se observan en la figura 16.

Figura 15. Señal electrocardiográfica cuya CWT se desea calcular.

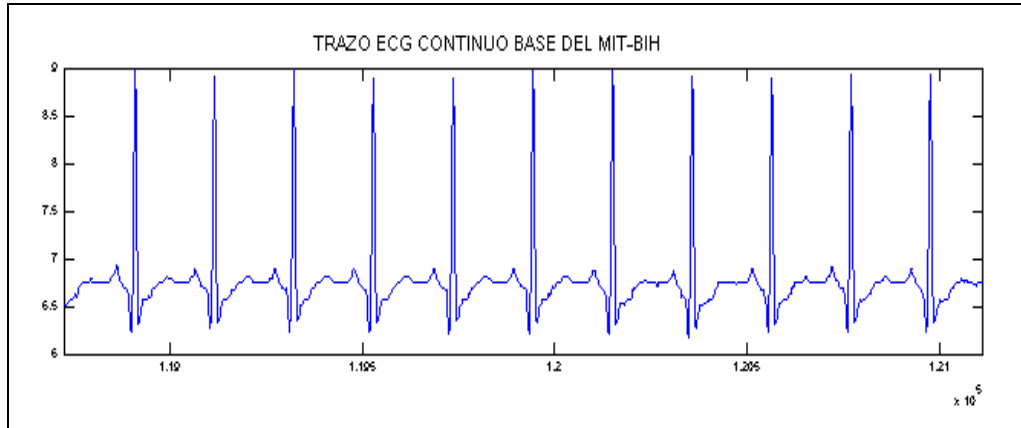
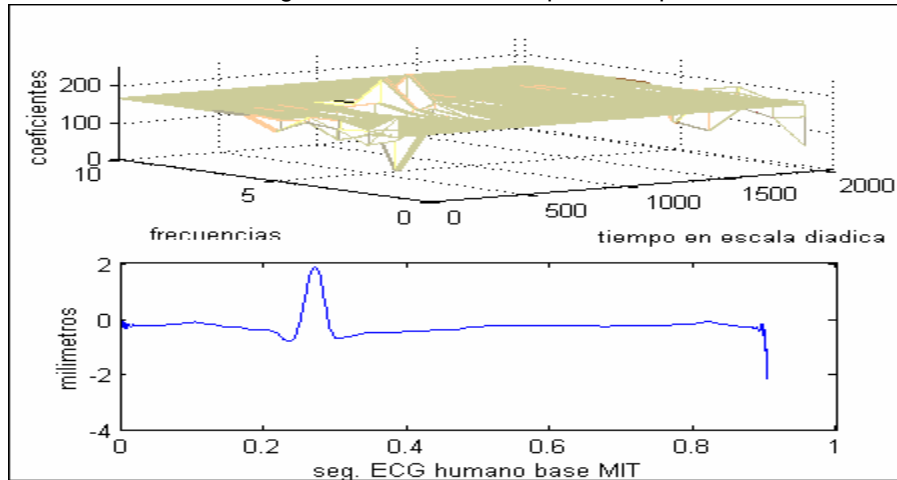


Figura 16. Representación tridimensional del valor de los coeficientes calculados aplicando la CWT a la señal de la figura 15. Los valores máximos en el tiempo corresponden a los puntos en los cuales aparece la onda R. En la frecuencia, los valores cambian según el instante de tiempo en el que se encuentre.



3.5.2 Transformada Wavelet Semidiscreta. En la práctica, es más conveniente considerar la WT en algunos valores discretos de a y t . Por ejemplo, la escala diádica [16] corresponde a la definición de los parámetros $a = 2^j$, y $t = 2^j k$, con $(j, k) \in \mathbb{Z}^2$, denominándose Transformada *Wavelet* Semidiscreta (SWT).

La transformada será reversible si se cumple:

$$A\|f\|^2 \leq \sum_{a,t} |\langle f, \Psi(a,t) \rangle|^2 \leq B\|f\|^2 \quad (27)$$

donde A y B son dos constantes positivas y $f(t)$ sigue siendo una función continua.

3.5.3 Transformada Wavelet Discreta. Los fundamentos de la DWT se remontan a 1976, cuando Croiser, Esteban y Galand inventaron una técnica para descomponer señales discretas en el tiempo. Crochiere, Weber y Flanagan hicieron en el mismo año un trabajo similar sobre codificación de señales de voz. Ellos denominaron su esquema de análisis como *Subband Coding*. En 1983, Burt definió una técnica muy similar al *Subband Coding* y la denominó *Pyramidal Coding* la cual también es conocida como Análisis Multirresolución. Mas tarde en 1989, Vetterli y Le Gall hicieron algunas mejoras al esquema *Subband Coding*, removiendo la redundancia existente en el esquema *Pyramidal Coding* [17].

Sea la señal a analizar $f[n]$ una función discreta. En este caso la transformada Wavelet de esta señal viene dada por:

$$C[j,k] = \sum_{n \in Z} f[n] \Psi_{j,k}[n] \quad (28)$$

donde $\Psi_{j,k}$ es una Wavelet discreta definida como:

$$\Psi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \Psi[2^{-j}n - k] \quad (29)$$

Los parámetros a , t están definidos según la escala diádica, de manera que $a=2^j$, $t=2^j k$, con la diferencia respecto a la SWT que la señal bajo estudio es discreta. La transformada inversa se define análogamente como:

$$f[n] = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{Z}} C[j, k] \Psi_{j, k}[n] \quad (30)$$

Si las constantes en la sección 3.5.2 son $A=B=1$, entonces la transformada es ortogonal. Estas Wavelet pueden ser construidas mediante un análisis multiresolución [9].

3.6. ANÁLISIS MULTIRESUOLUCIÓN Y ALGORITMO DWT RÁPIDO

Aunque los problemas de resolución en el tiempo y la frecuencia son el resultado de un fenómeno físico (*Principio de Incertidumbre de Heisenberg*) y estos existen sin tener en cuenta la transformación usada, es posible analizar cualquier señal utilizando un enfoque alternativo llamado *Análisis Multiresolución* (MRA: Multiresolution Analysis). El MRA como lo indica su nombre, analiza la señal a diferentes frecuencias con diferentes resoluciones. Cada componente espectral no es igualmente resuelta como lo fue en el caso de la STFT (Short Time Fourier Transform).

El análisis multiresolución no es una aportación de las Wavelets, este ha sido usado en muchas áreas. En el campo de la visión por computador, es usual realizar una aproximación sucesiva de imágenes, con un aumento gradual de la resolución. El conjunto formado por las imágenes de diferentes resoluciones forma una pirámide. Muchos problemas de visión por computador, como la detección de patrones, estimación del movimiento o reconocimiento de objetos, pueden resolverse de una forma eficiente con estas pirámides. En el área de gráficos por computador, el método de refinamientos sucesivos, que va generando aproximaciones cada vez más

finas de las superficies y curvas, también es una técnica multiresolución. También están muy relacionados con esta idea los métodos *multigrid* para la resolución de ecuaciones en diferencias parciales.

El análisis multiresolución, o algoritmo piramidal, se desarrolló para descomponer señales de tiempo discreto. La idea es la misma que en la CWT, obtener una representación tiempo-escala de una señal discreta. En este caso, filtros con distintas frecuencias de corte son usados para analizar la señal en diferentes escalas. La señal se pasa a través de filtros paso alto para analizar las componentes de alta frecuencia, y se pasa a través de filtros paso bajo para analizar las componentes de baja frecuencia. Estas operaciones cambian la resolución de la señal, y la escala se cambia mediante operaciones de interpolación y submuestreo.

Los coeficientes de la DWT normalmente se obtienen utilizando el *grid* diádico, con los valores: $a_0=2$, $t_0=1$, con lo cual $a=2^j$ y $t=k2^j$.

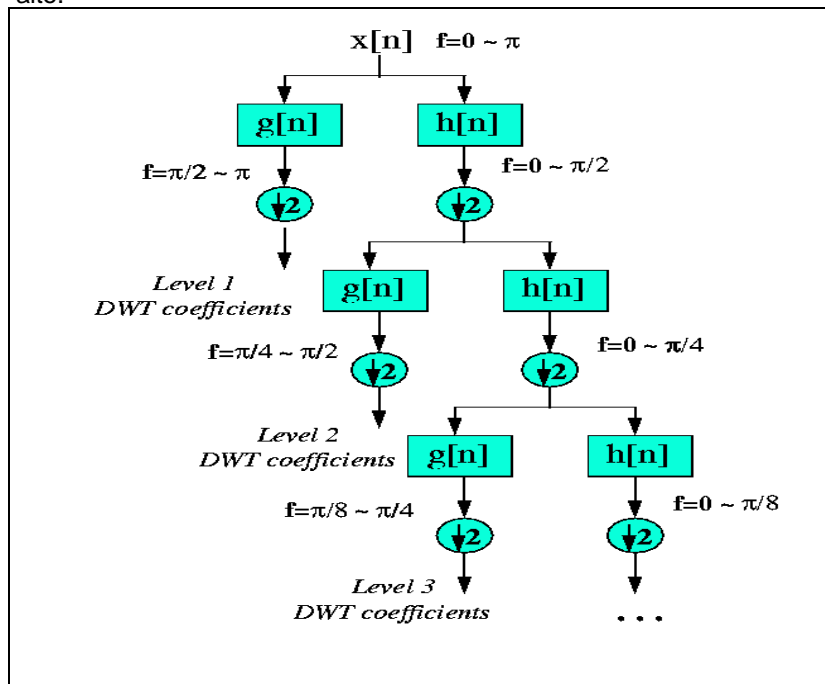
El análisis multirresolución de *Mallat* [18] está relacionado con el algoritmo piramidal. En este caso, se incluyen filtros de espejo en cuadratura. Por tanto, la representación tiempo-escala de una señal digital se obtiene usando técnicas de filtrado digital.

El proceso de descomposición comienza pasando la secuencia discreta correspondiente a la señal a través de un filtro paso bajo de media banda con respuesta al impulso $h[n]$. El filtrado de la señal corresponde a la operación matemática de convolución de ésta con $h[n]$. Este filtro elimina las componentes frecuenciales situadas por encima de la mitad del ancho de banda de la señal.

La frecuencia más elevada que existe en la señal discreta es \boldsymbol{p} radianes, si la señal se muestrea a la frecuencia de *Nyquist* (la cual es el doble de la frecuencia máxima que existe en la señal) [13]. Después de filtrar la señal mediante el filtro paso bajo, la mitad de las muestras pueden ser eliminadas siguiendo la regla de *Nyquist*, ya que la señal tiene su frecuencia máxima en $\frac{\boldsymbol{p}}{2}$ radianes en lugar de \boldsymbol{p} radianes. Simplemente desechando una muestra de cada dos, se submuestrea la señal por dicho factor, consiguiendo que la señal tenga la mitad de puntos. La escala de la señal es doblada. Se debe tener en cuenta que el filtrado paso bajo elimina las componentes de alta frecuencia pero no modifica la escala. Únicamente el submuestreo cambia la escala. La resolución, por otro lado, está relacionada con la cantidad de información presente en la señal, y por tanto, es afectada por el proceso de filtrado.

El filtrado paso bajo elimina la mitad de las componentes frecuenciales, lo cual puede ser interpretado como la pérdida de la mitad de la información. Por tanto, la resolución pasa a la mitad tras el filtrado. Sin embargo, el submuestreo no afecta a la resolución, ya que este filtrado hace que la mitad de las muestras sean redundantes, por lo que una mitad de las muestras pueden ser eliminadas sin pérdida de información. El proceso se muestra en la imagen 18, donde se aprecian las etapas correspondientes a la descomposición de la señal, usando los filtros G y H , diezmado por 2, las etapas de reconstrucción con los filtros \bar{H} y \bar{G} , y la interpolación por 2 [19].

Imagen 18. Algoritmo piramidal o codificación subbanda (banco de filtros en octava³). La parte superior es la de análisis con H siendo el filtro paso bajo y G el filtro paso alto.



Graps. A., "An Introduction to Wavelets", IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Núm. 2, 1995.

En términos generales, se pasa la señal en el dominio del tiempo a través varios filtros pasa-alta y pasa-bajo, los cuales filtran las porciones de altas o bajas frecuencias de la señal. Este procedimiento es repetido varias veces, y en cada una de ellas es removida una porción de la señal correspondiente a algunas frecuencias. Supóngase que se tiene una señal la cual tiene frecuencias por debajo de 1000 Hz. En la primera fase se divide la señal en dos partes pasando la señal a través de un filtro pasa-alto y uno pasa-bajo (los filtros deben satisfacer algunas condiciones, llamadas condiciones de admisibilidad) lo cual produce dos versiones diferentes de la misma señal: la porción de la señal correspondiente a 0-500 Hz (porción pasa-bajo), y 500-1000 Hz (porción pasa-alta).

³ Frecuencia de corte igual a la mitad del ancho de banda.

Entonces, se toma una porción (usualmente la pasa-bajo) o ambas, y se hace el mismo procedimiento otra vez. Esa operación se conoce como *Descomposición*.

Si se toma la porción pasa-bajo, ahora se tendrá tres conjuntos de datos, cada uno correspondiendo a la misma señal en las frecuencias 0-250 Hz, 250-500 Hz y 500-1000 Hz. Se toma nuevamente la porción pasa-bajo y la se pasa a través de los filtros pasa-alto y pasa-bajo; de manera que ahora se tienen 4 conjuntos de señales correspondientes a 0-125 Hz, 125-250 Hz, 250-500 Hz y 500-1000 Hz. Se continúa con este procedimiento hasta que se haya descompuesto la señal en un cierto nivel pre-definido. Entonces se obtiene un conjunto de señales, las cuales actualmente representan la misma señal, pero todas corresponden a diferentes bandas de frecuencia. Se sabe cual señal corresponde a cual banda de frecuencia, y si se ponen todas juntas y se grafican en el espacio, se tendrá el tiempo en un eje, la frecuencia en el segundo eje y la amplitud en el tercero. Esto mostrará cuales frecuencias existen en determinado tiempo.

La forma más compacta de describir este proceso así como de representar los procesos para determinar los coeficientes *Wavelet*, es la representación de los filtros en forma de operador.

Así, para una secuencia $f[n]$ que representa la señal discreta a ser descompuesta, los operadores H y G se definen según las expresiones siguientes:

$$(Hf)_k = \sum_n h[n-2k]f[n] \quad (31)$$

$$(Gf)_k = \sum_n g[n-2k]f[n] \quad (32)$$

Estas ecuaciones representan el filtrado de la señal mediante los filtros digitales $h[n]$, $g[n]$ [20]. El factor $2k$ representa el submuestreo.

Los operadores H y G corresponden a un paso en la descomposición *Wavelet*. La única diferencia respecto a las expresiones anteriores es que las definiciones no incluyen el factor $\sqrt{2}$.

Así, la DWT puede ser resumida en una única línea como (Imagen19):

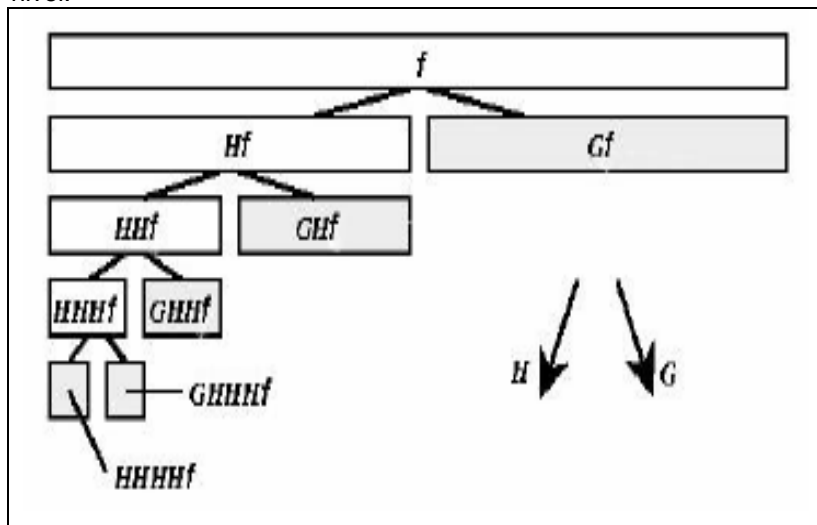
$$f \rightarrow (Gf, GHf, GH^2 f, \dots, GH^{j-1} f, GH^j f) = (d^{(j-1)}, d^{(j-2)}, \dots, d^{(1)}, d^{(0)}, c^{(0)}) \quad (33)$$

donde $d^{(j-1)}, d^{(j-2)}, \dots, d^{(1)}, d^{(0)}$ se denominan coeficientes del detalle y $c^{(0)}$ coeficiente de aproximación.

Los detalles y aproximaciones se obtienen de forma iterativa como:

$$c^{(j-1)} = Hc^{(j)}, d^{(j-1)} = Gd^{(j)} \quad (34)$$

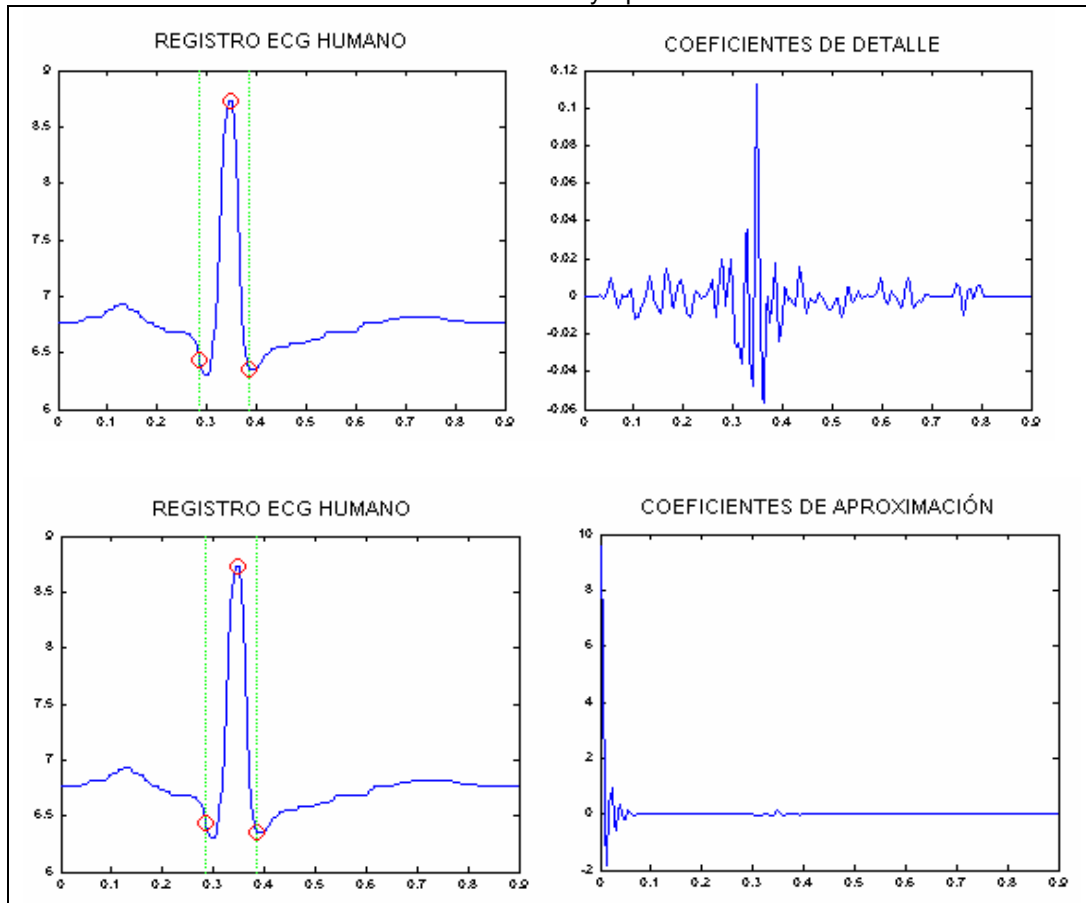
Imagen 19. Descomposición *Wavelet* usando la notación de operadores. En cada nivel la señal de entrada se pasa por los filtros H y G . El resultado de este último filtrado no es reexaminado, constituyendo los detalles del nivel de descomposición que se está aplicando, y el resultado del filtrado paso bajo se puede seguir descomponiendo, de manera que constituye la aproximación de la señal a cierto nivel.



CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.

A continuación se observa la aplicación de la Transformada Wavelet a un registro ECG humano, se observa la descomposición por medio de los coeficientes de detalle (altas frecuencias) y aproximación (bajas frecuencias).

Figura 17. Registro ECG humano. A través de la elección del nivel de descomposición se obtienen los coeficientes de detalle y aproximación.



El proceso de reconstrucción es similar al de descomposición. La señal en cada nivel es interpolada por dos, pasada por dos filtros de síntesis representados por los operadores H G , (paso alto y paso bajo, respectivamente), y entonces las respectivas salidas son sumadas. Por tanto se definen dos operadores adjuntos H G , como en (31) y (32).

4. DESARROLLO INTERFAZ GRÁFICA

Dentro del marco del grupo SCVS dirigido por el Dr. Jorge Reynolds en Colombia se plantea el estudio y caracterización de los registros de la actividad eléctrica del corazón en ballenas Jorobadas adultas.

Debido al difícil acceso del hábitat de estos cetáceos la posibilidad de realizar toma de registros es muy limitada, por tal razón estos son únicos en el mundo y debido a las condiciones del medio en el cual fueron tomados se decidió segmentar el trazo disponible tipo *Holter* mediante fotografía digital para evitar un mayor deterioro en el registro sobre papel termo sensible.

Se pretende entonces procesar la señal para eliminar problemas debidos al cambio de formato imagen-vector, interferencia de artefactos y señales biológicas propias del animal (electromiográficas, neurológicas e interferencias por la gran actividad del cetáceo) y así determinar un patrón electrocardiográfico que describa un teoría acerca de su evolucionado sistema cardiovascular y la posible ausencia de patologías que aquejan al ser humano.

Para desarrollar esta parte inicial se propuso el desarrollo de una interfaz grafica que permitiera de forma semi-automática procesar las señales por cada una de las etapas de digitalización, comparación y procesado de resultados.

El programa base del desarrollo de la interfaz es Matlab 6.0 en su Release 12, en esta versión a mejorado el manejo y elaboración de interfaces

gráficas, además de permitir la aplicación de los diferentes algoritmos en cuanto a digitalización y tratamiento *Wavelet* de señal propuesto [10].

Para todo esto se realizaron tres módulos semiautomáticos, capaces de digitalizar, comparar, detectar y caracterizar respectivamente las diferentes ondas contenidas en un registro ECG humano y un registro ECG de ballena Jorobada segmentado temporalmente, es decir dividiendo la señal continua en fragmentos.

Para la digitalización de la información se aplicaron técnicas de procesamiento de imágenes que abarcan mejora de iluminación, manipulación de histograma de una imagen, métodos de umbralización global y local, y aplicación de algoritmos de captura binaria de datos [7]. Antes de exportar estas señales a una base de datos se aplicarán técnicas de remuestreo para tener información uniforme, posteriormente se exportara toda la información a la base de datos en Excel⁴.

Los registros fotográficos de las señales ECG son utilizados en el segundo módulo para la descripción de las características *Wavelet* encontradas en las señales, de forma comparativa entre ellas mismas y conjuntamente con segmentos de señales de ECG humano obtenidas de la base de datos del MIT-BIH [21].

Para la caracterización y clasificación de las señales obtenidas se diseño un tercer módulo que de forma semiautomática trata cada señal por separado detectando tanto sus patrones de discriminación como las medidas que a partir de los mismos son tomadas para caracterizar cada registro. Este módulo permite probar con diferentes configuraciones, es decir con

⁴ Capítulo 2.

diferentes familias de *Wavelet* a diferentes rangos de descomposición y complejidad de la familia *Wavelet* escogida. Estos datos obtenidos se almacenan para obtener promedios estadísticos que son de gran utilidad en la fase de obtención de hipótesis, fase en la cual se hace un estudio comparativo con los rangos y patrones en un humano normal, lo cual permitirá concluir hipótesis sobre el sistema de conducción en estos cetáceos así como mediante el análisis de la posición espacial del electrodo, se propondrá un posible direccionamiento del vector de despolarización en esta especie de mamíferos.

A continuación se describen de forma general y esquemática los tres módulos diseñados:

- **Módulo de digitalización:** Es el encargado de transformar los registros fotográficos en una base de datos de vectores de información de cada uno de los segmentos.
- **Módulo de Visualización y comparación de características:** el cual muestra comparativamente como dos registros fotográficos se transforman en señales y sobre estas que características comunes encuentra el procesamiento *Wavelet*, también se permite la comparación con un registro de ECG humano segmentado de diferentes formas.
- **Módulo caracterización y clasificación:** este opera a partir de la base de datos obtenida encontrando patrones en las señales ECG de una ballena Jorobada adulta además de forma automática aplicara las medidas necesarias para caracterizar y clasificar estas señales para su posterior estudio, obteniendo promedios adecuados para el planteamiento de los posibles patrones.

De forma esquemática se muestra a continuación el diagrama de bloques que describe la funcionalidad de la interfaz grafica así, como de izquierda a derecha, el orden en que se ejecutaron cada uno de los módulos para la obtención de los resultados del capítulo posterior.

Figura 18. Diagrama de bloques de los módulos.

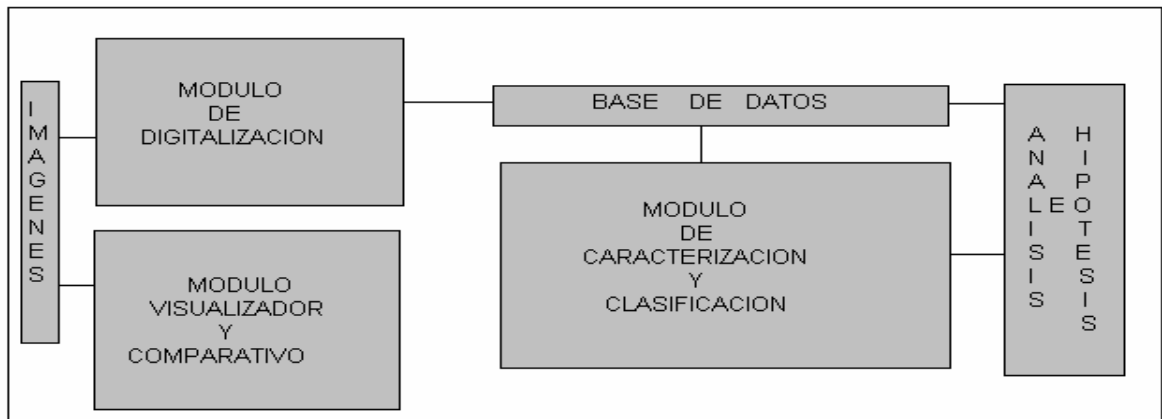


Figura 19. Módulo de entrada.



4.1. PRUEBA DE EFECTIVIDAD DEL TERCER MÓDULO DE LA INTERFAZ CON DIFERENTES SEÑALES.

El módulo de resultados puede analizar cualquier tipo de imagen que pasa por el módulo de digitalización, principalmente imágenes correspondientes a trazos de señal ya que la *Wavelet* utilizada en la obtención de patrones y clasificación de señal opera con vectores.

Además de llevar acabo la digitalización de los correspondientes 199 complejos globales, y de analizar el segmento de base de datos obtenido del MIT-BIH, correspondiente a un ritmo sinusal normal, se digitalizaron 2 imágenes que corresponden a una señal *Chirp* y a un segmento de ECG humano, también de ritmo sinusal.

Esta parte se desarrollo para demostrar que el algoritmo para la obtención de las señales digitalmente es valido y que las mismas señales pueden mostrar que la herramienta *Wavelet* detecta los puntos críticos y el intervalo de alta frecuencias o altos coeficientes *Wavelet*⁵, ya que la señales se reconstruyen a partir de un tiempo no uniforme o no equi-espaciado uniformemente, pero al momento de tratar las señales con la Transformada *Wavelet* , esta analiza el vector de amplitudes sin importar el tiempo no uniforme.

Después de que la transformada opera, se almacena las coordenadas temporales uniformes correspondientes ala detección de puntos característicos, estas coordenadas indican la posición en que se encuentra el valor real de tiempo, del vector de tiempos no uniformes, así teniendo esa posición se recupera el valor de tiempo real y se lleva conjuntamente con su

⁵ Capítulos 2 y 3.

correspondiente valor de amplitud para la visualización de los puntos característicos, en un principio como ya se dijo anteriormente en el capítulo 2, se pensó obtener una base de datos del vector de amplitudes a un tiempo uniforme, pero después de verificar la eficiencia de la herramienta trabajando de este modo se optó por reducir el procesamiento a nivel de digitalización, ya que sería más dispendioso, propenso a errores de obtención de coordenadas y de este modo también se optimiza el gasto computacional debido al procesamiento de imagen.

Figura 20. Imagen, señal y transformada *Wavelet* con identificación de intervalo de altas frecuencias localizadas en una señal segmento ECG humano.

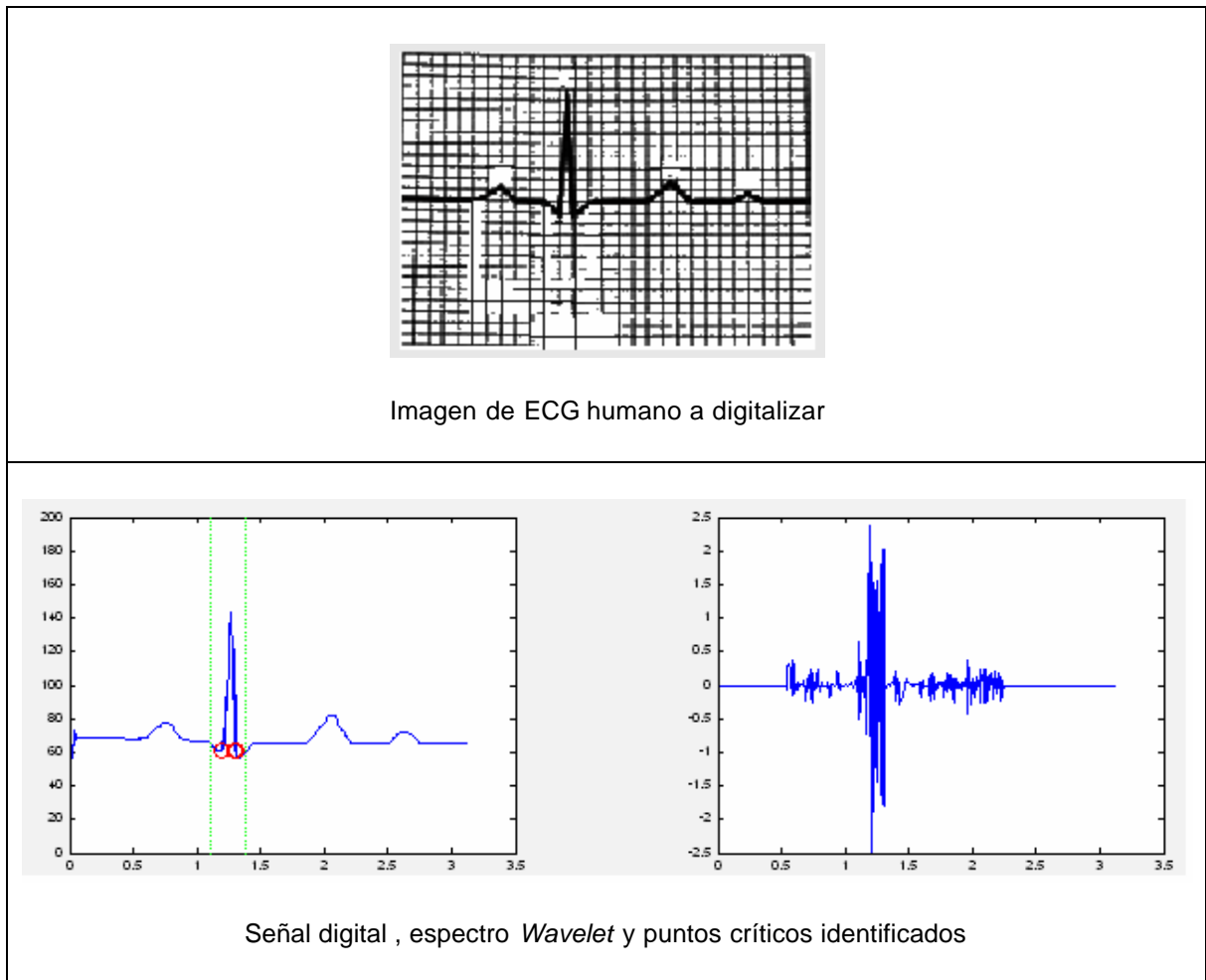
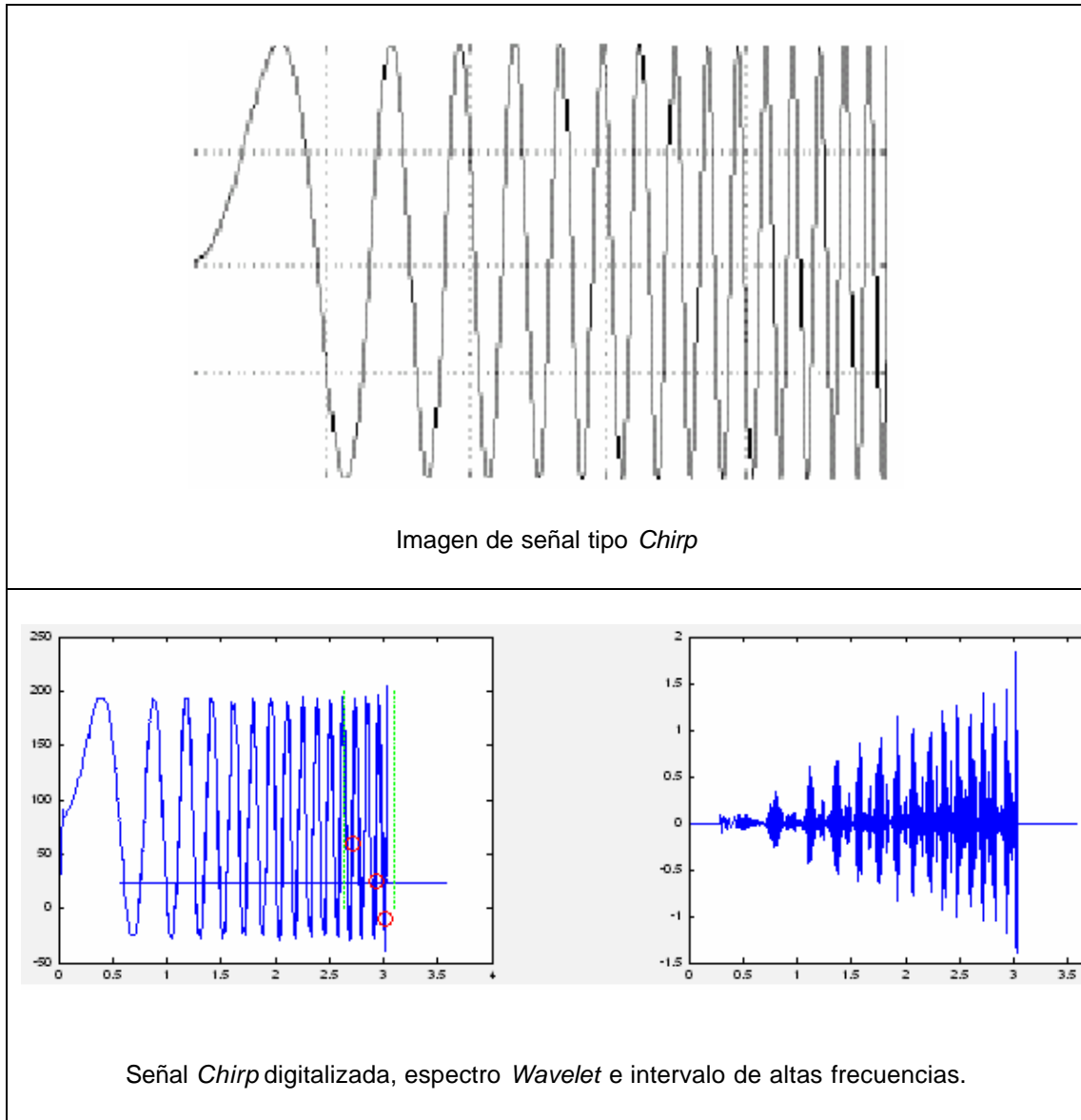


Figura 21. Imagen, señal y Transformada *Wavelet* con identificación de intervalo de altas frecuencias localizadas en una señal tipo *Chirp*.



Las figuras anteriores muestran como la interfaz identifica un correcto intervalo de altas frecuencias como es el caso de la señal *Chirp*, que a medida que transcurre el tiempo aumenta el valor del peso de sus coeficientes *Wavelet* de detalle para esta señal se varió el umbral de

discriminación por ser una señal con frecuencias mas lentas que los trazos electrocardiográficos , el análisis del segmento de electrocardiograma muestra claramente como identifica los puntos de mayor frecuencia local ,correspondientes a los picos Q y S, sin embargo la calidad de la foto de ECG es muy baja y por ello el espectro *Wavelet* presenta distorsión. La señal *Chirp* fue analizada con *Daubechies* de complejidad 3, y la ECG humano con *Daubechies* de complejidad 2, ver capitulo anterior. De este modo queda demostrada la validez de la herramienta en la identificación de altas frecuencias localizadas, mediante umbrales adecuados de los coeficientes *Wavelet*.

5. CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES ECG DE BALLENA JROBADA

La caracterización de una señal biológica conlleva un sin número de parámetros que involucran el comportamiento de la información analizada. Estos aspectos comportamentales son de gran ayuda a la hora de describir un proceso o de identificar normalidad o anomalías, como ocurre con las señales electrocardiográficas, los métodos aplicados en estas se basan en espacios temporales y frecuenciales para determinar sus características básicas.

Estos rasgos forman un conjunto de parámetros presentes en el comportamiento cardiovascular de un ser humano, esta situación se utiliza como punto de partida para realizar la caracterización de los diferentes segmentos electrocardiográficos correspondientes a la señal eléctrica del corazón de la ballena Jorobada, y conjuntamente con su clasificación plantear hipótesis del comportamiento eléctrico-cardíaco y el posible direccionamiento del vector de despolarización en el cetáceo.

Las medidas básicas de caracterización de un ECG son el tiempo, la amplitud y la frecuencia, aunque esta última es muy nueva y poco usada por los médicos a la hora de diagnosticar, es de gran valor informativo ya que revela nuevas anomalías y comportamientos en el corazón de una forma bastante eficiente, por el contrario su contraparte, el tiempo, aunque es de gran ayuda en señales sin ruido, proporciona una visión de la señal más superficial [5].

Para esto se han tomado como parámetros las medidas de duración de sus intervalos y segmentos (tiempos), las amplitudes en milivolts de sus ondas, y hoy en día también se caracteriza mediante la obtención de frecuencias de cada onda componente, así como la aplicación de la Transformada *Wavelet* en la obtención de coeficientes con pesos específicos⁶.

En señales con ruido eléctrico de diferente procedencia la representación de la señal en espacios frecuenciales como Transformada de *Fourier*, Transformada corta de *Fourier*, periodogramas, espectrogramas y Transformada *Wavelet*, entre otros, son de gran utilidad, pues logran diferenciar las componentes de los artefactos de las frecuencias que componen un electrocardiograma ya sea animal o humano.

Cuando se piensa en caracterizar un electrocardiograma de un animal se debe tener en cuenta los cambios debidos al medio en que este se desarrolla y debidos a la morfología del corazón, por ejemplo en el caso de los peces menores las cavidades cardiacas ya no son cuatro sino tres, en el caso de la ballena Jorobada los cambios no son tan relevantes a nivel de morfología sino de magnitudes como volumen, grosor y longitudes debidas lógicamente a que es un espécimen mucho mas grande y evolucionado que el ser humano.

ESTADO DEL ARTE

Para el análisis electrocardiográfico de los registros de la ballena Jorobada durante la III expedición de investigaciones electrocardiográficas en corazón de ballena a la Isla Gorgona, se estudiaron 199 complejos del

⁶ Capítulo 3.

electrocardiograma (E.C.G.) de la ballena tomado el día 29 de septiembre de 1990.

1. TRAZOS ELECTROCARDIOGRÁFICOS E.C.G. Se dividieron los trazos en varias partes de acuerdo al sitio donde al parecer, terminaba la continuidad del trazo.
2. FRECUENCIA CARDIACA. Se midió la frecuencia cardiaca, calculada en segundos y centésimas de segundos, utilizando el sistema de aproximación para facilitar la operación.
3. COMPLEJO GLOBAL. Se midió cada COMPLEJO GLOBAL (C.G.), en milésimas de segundo.
4. ONDA R. Se tomó la medida de la onda R, RS o Rs de cada uno de los complejos analizados.
5. SEGMENTO ST Y ONDA T. Se analizaron los segmentos ST y la onda T de los C.G. en las que éstas, se aprecian claramente.
6. ONDAS X Y Z. Se analizaron unas ondas en el C.G. con dos morfologías, a las que se denominaron: X y Z.

1. Trazos E.C.G. Se dividieron los trazados electrocardiográficos en varias partes, de acuerdo al sitio donde al parecer terminaba la continuidad del trazo. No se siguió ningún orden cronológico especial.

2. Frecuencia Cardiaca. La frecuencia cardiaca (FC) de la ballena Jorobada (**Megaptera Novaengliae**), es muy lenta. Por esta razón se midió cada complejo por separado, las centésimas de segundos se calcularon por el sistema de aproximación para facilitar la operación.

Ejemplo: (c.p.m.) = contracciones por minuto

$$\begin{array}{l} \text{a) } 8 + 0.96 = 8.96 \quad \text{aproximación} = 9 = 7 \text{ c.p.m.} \\ \text{b) } 13 + 0.16 = 13.01 \quad = 13 = 5 \text{ c.p.m.} \end{array}$$

Los siguientes gráficos se obtienen del análisis de la tabla de C.P.M del libro de Electrocardiografía en Ballenas [6], la cual se dispone en grupos correspondiente a los médicos que hicieron este estudio y permiten dar una primera aproximación de la frecuencia cardiaca.

Figura 22. C.P.M en histograma.

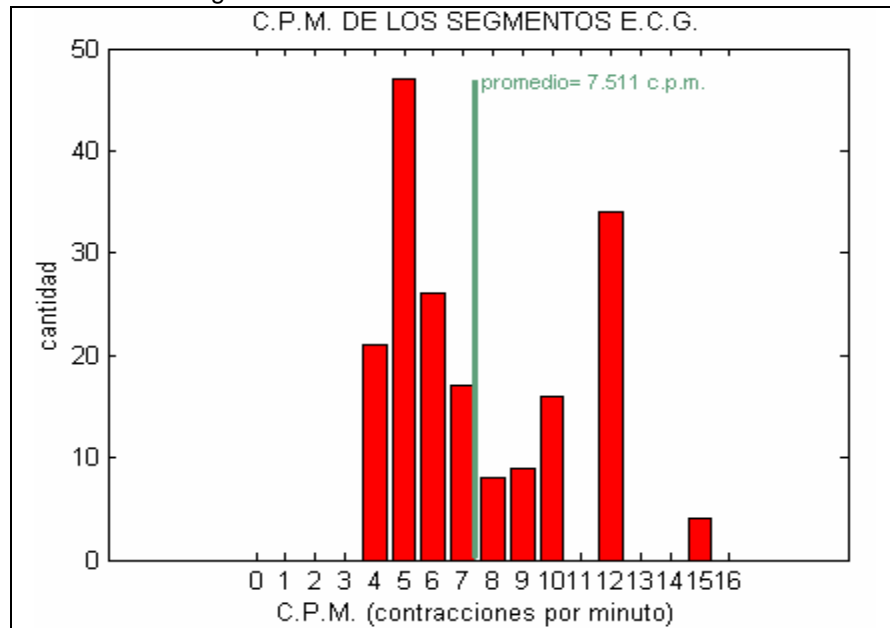
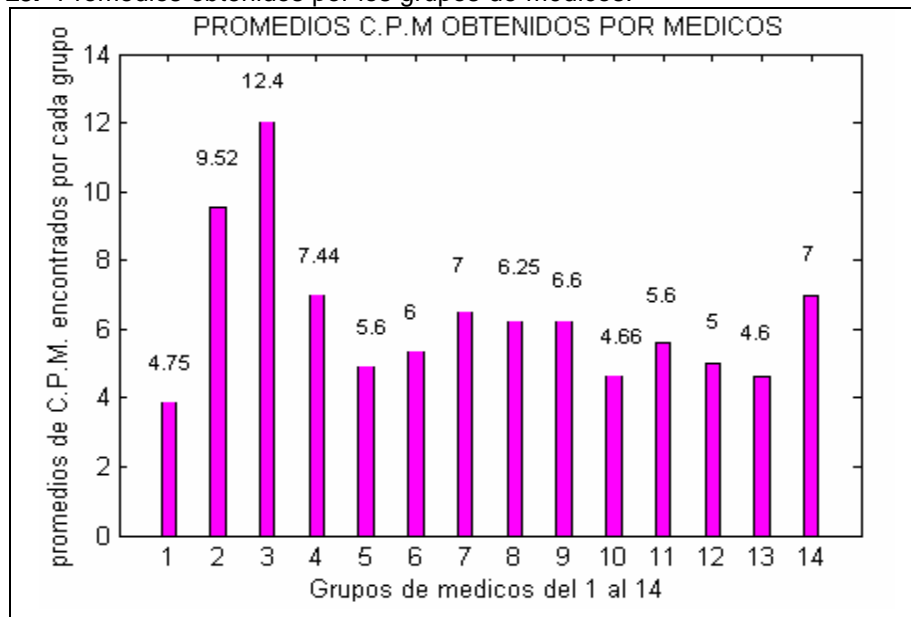


Figura 23. Promedios obtenidos por los grupos de médicos.



1. COMPLEJO GLOBAL (C.G.). Por dificultarse la identificación de las ondas en el E.C.G. tomado a la ballena jorobada durante la III expedición a la Isla Gorgona, se ha denominado COMLEJO GLOBAL (C.G.) toda la sístole. Durante el análisis de cada C.G., se tratará de identificar cada una de ellas.
4. Antes de intentar la identificación de cada onda se tomaron las medidas de los C.G. en milisegundos.

Las siguientes graficas se obtuvieron tras analizar las tablas sobre duración de complejo global o evento representativo encontradas en el libro Electrocardiografía en Ballenas, la figura 24 simplifica el contenido de la tabla y la figura 25 muestra un análisis estadístico mas preciso.

Figura 24. Duración promedio de complejo global por grupos de médicos.

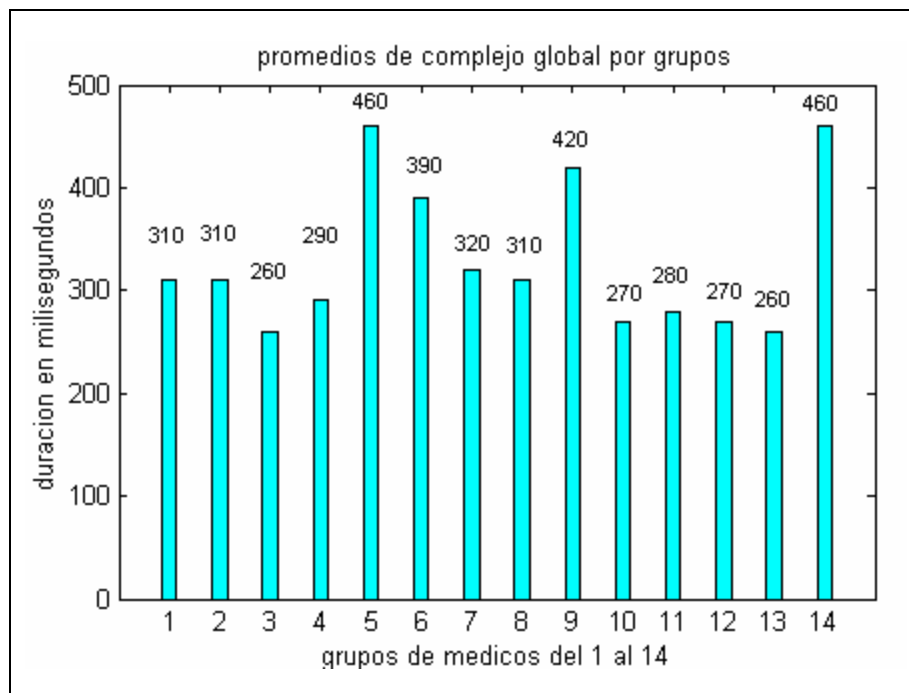
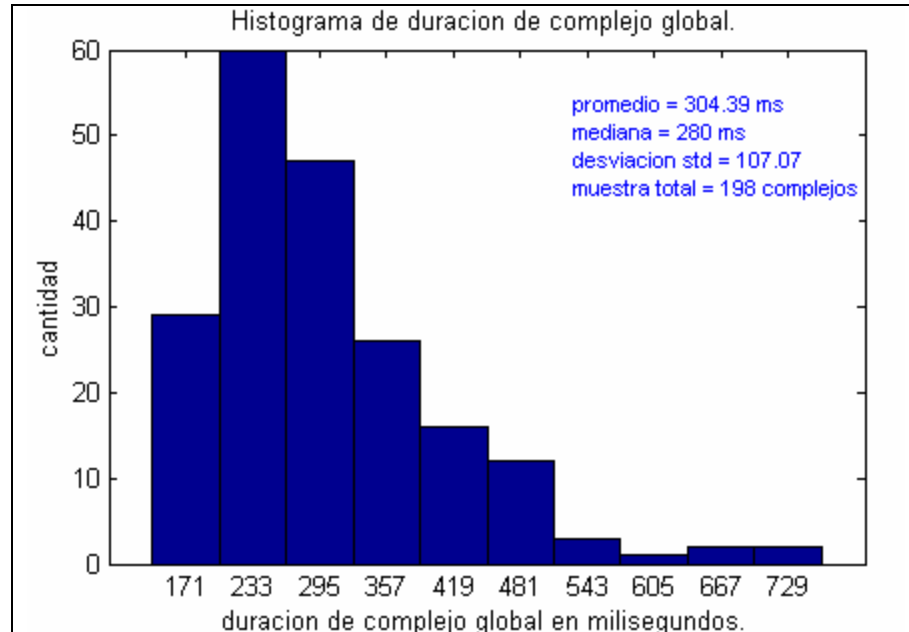


Figura 25. Histograma de la duración de complejo global obtenido tomando los 199 complejos sin agrupamientos.

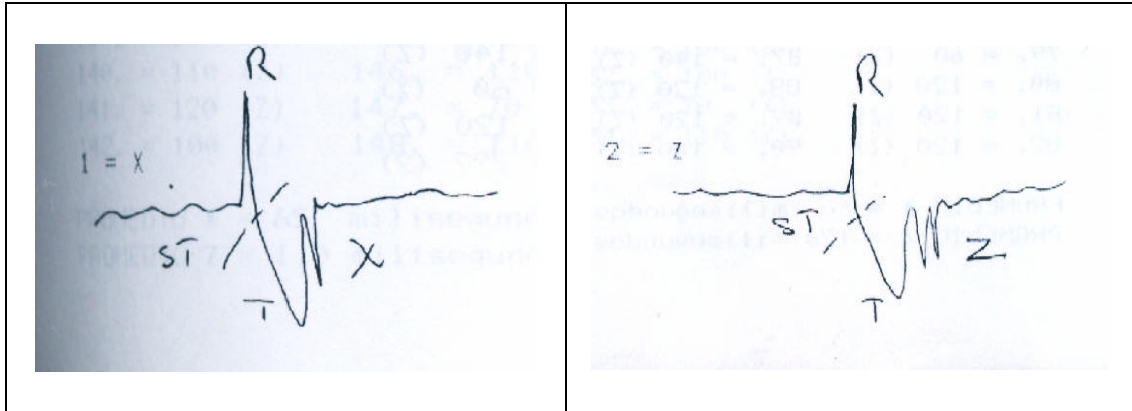


2. ONDA R. Las ondas R identificadas no presentan características particulares que llamen la atención. Son todas muy similares y midieron entre 40 y 60 milisegundos.

3. SEGMENTO ST Y ONDA T. Se analizaron lo que al parece son segmento ST y onda T. No se tuvieron en cuenta todas las sístoles, por presentar algunas de ellas, artefactos que no permiten identificar con claridad todas las ondas. En casi todos los C.G. se aprecia una depresión negativa del segmento ST y del punto J. Lo que parece ser onda T, no se alcanza a ver con claridad, porque dentro de ella se encuentran las ondas que se denominaron "X" y "Z". Se encontraron dos ondas dentro del C.G., las que se denominaron onda "X" y onda "Z", por no poder especificar a que onda corresponde en realidad dentro el E.C.G. Se midió cada una de estas ondas

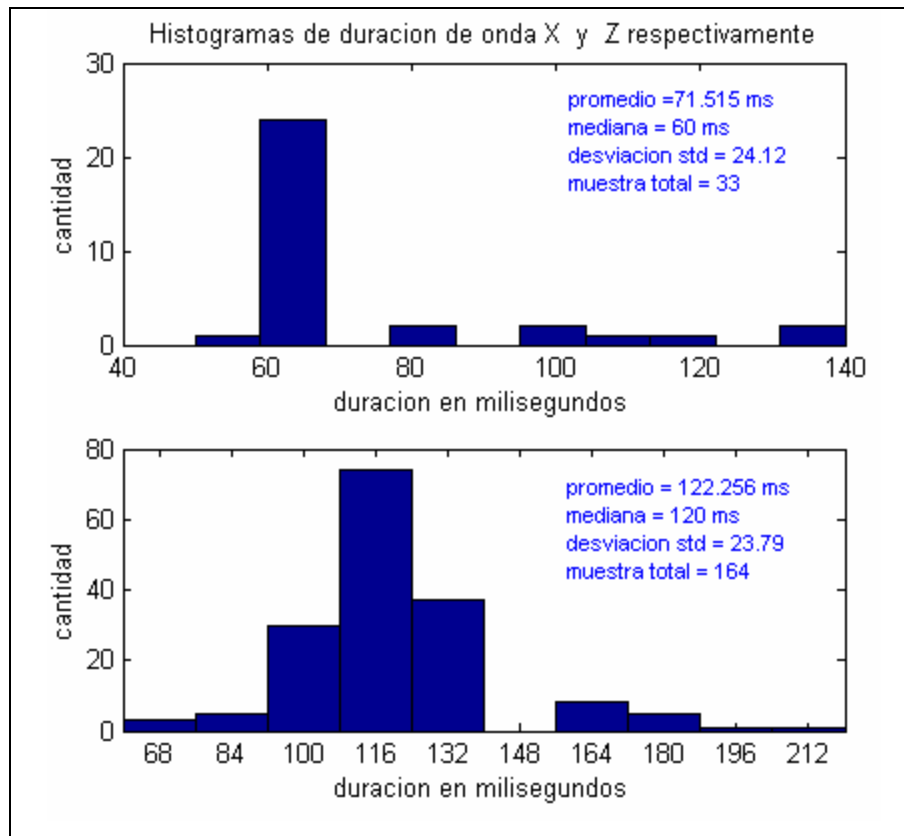
cuya morfología se muestra en las imagen 20. Se tuvieron en cuenta casi todos los C.G., aún aquellos que presentaron artefactos.

Imagen20. Morfología ondas X y Z.



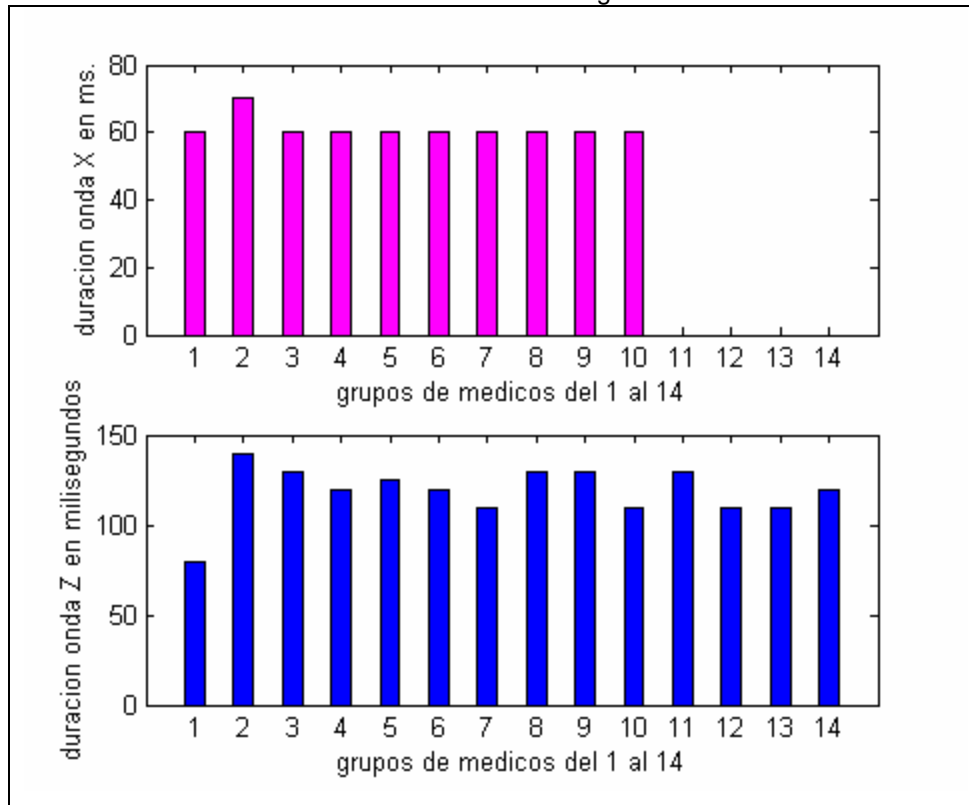
REYNOLDS J. POMBO., ROZO I. CARVAJAL. Electrocardiografía en Ballenas. Proyecto SCVS Vol. II.

Figura 26. Histogramas de duración en milisegundos de las ondas X y Z.



El grafico anterior muestra en forma compacta y analítica la duración de las ondas X y Z, detectadas por los grupos de médicos a continuación se muestra un grafico con los promedios obtenidos por los 14 grupos ya antes mencionados.

Figura27. Duración de ondas X y Z por promedios obtenidos por los 14 grupos de médicos. Basado en las tablas del libro electrocardiografía en ballenas.



5.1. TÉCNICAS MÁS UTILIZADAS EN CARACTERIZACIÓN DE ECGs

Existen diferentes técnicas para determinar valores correspondientes a duración de intervalos, segmentos en un electrocardiograma y puntos característicos de una señal, el éxito de estas técnicas radica en la eficiencia y certeza en la identificación de puntos y valores, al a hora de comparar resultados con estimaciones hechas anteriormente.

Las técnicas para determinar el QRS en una señal de ECG humano, utilizan métodos de detección basados en algoritmos sintácticos, no-sintácticos e híbridos. Los algoritmos sintácticos por lo general son muy lentos debido a la necesidad de inferencias gramaticales para cada clase de patrones [22], por tanto los más aplicados son no sintácticos [23-25], generalmente estos detectores aplican primero a la señal un filtro pasabanda para suprimir las ondas P y T y el ruido, después mediante una transformación, como por ejemplo la derivación, se realzan los complejos QRS y por ultimo se aplican reglas de decisión para determinar si los QRS están presentes o no. Sin embargo estos métodos a veces se ven afectados por la variabilidad del complejo QRS de un sujeto a otro por lo que se utilizan también métodos híbridos que relacionan lo sintáctico y lo no sintáctico.

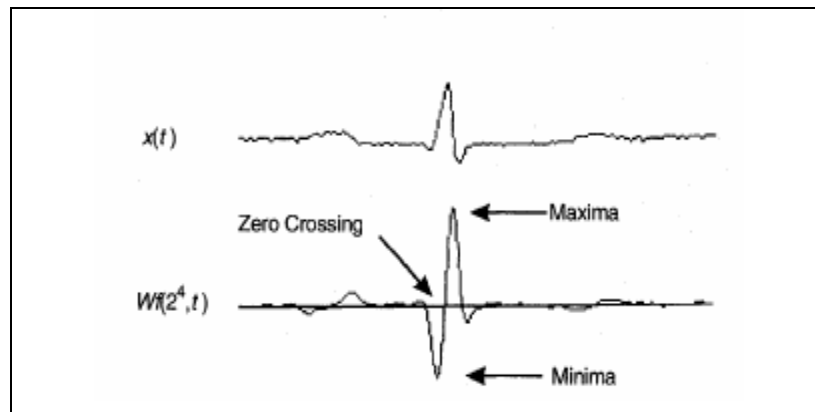
Existen métodos para detección de ondas P y T, basados en encontrar el final de cada una de ellas, esto mediante algoritmos basados en un umbral y algoritmos basados en la intersección de una pendiente y la línea isoelectrica [23], sin embargo en estos métodos no se profundizará pues la característica de variación constante de la línea base de los registros con los que se cuentan imposibilitan la aplicación de estos algoritmos.

Los métodos híbridos también involucran nuevas técnicas que relacionan el espacio temporal con el frecuencial, la necesidad de tratar de forma eficaz y precisa señales biológicas que por diferentes circunstancias son de tipo no estacionario y finitas en el tiempo hace necesario utilizar métodos que a nivel frecuencial sean validos para este tipo de señales. Estos métodos pueden ser aplicación de Transformada corta de *Fourier*, escalogramas, espectrogramas, periodograma y Transformada *Wavelet*, entre otros [15], [26].

Debido a las limitaciones de los algoritmos anteriores en cuanto a robustez ante el ruido, artefactos y derivas de la línea de base, en el desarrollo de este trabajo se utilizó la aplicación de la Transformada *Wavelet*, para la detección y clasificación de los segmentos de ECG de la ballena Jorobada, esta transformada frente a transformaciones como espectrogramas y *Fourier* corta, presenta gran robustez frente al ruido y a la no estacionariedad de los segmentos a procesar, así como una gran eficiencia en detección de transitorios.

En detección de QRS mediante Transformada *Wavelet* se encuentran diferentes métodos entre los cuales se destaca la utilización de *Wavelet B-spline* y sus derivadas [27], [28], de acuerdo con la forma de la *Wavelet* utilizada, el complejo QRS corresponde aun par de módulos máximos en valor absoluto donde el cruce por cero del máximo negativo al máximo positivo corresponde al pico R del complejo. Sin embargo este método requiere que se hayan eliminado artefactos y variaciones de línea de base que dificultan la detección de los máximos y del cruce por cero.

Imagen 21. Método de detección *Wavelet* utilizando el cruce por cero.



David Cuesta. Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas. Tesis Doctoral.

Los segmentos de ECG del cetáceo presentan artefactos y variaciones de la línea de base, lo cual dificulta la aplicación de este método de detección, la eliminación de estos artefactos, y de las posibles variaciones de línea de base no son aplicables pues no se tiene un patrón preestablecido de este electrocardiograma, y por tanto su aplicación ocasionaría pérdida de información que podría corresponder a actividad cardiaca en esta especie.

Otros métodos se basan en el tratamiento digital de señales, estos algoritmos utilizan procedimientos clásicos de teoría de la señal. Debido a la generalidad de estos algoritmos, en la aplicación a señales electrocardiográficas en concreto, son superados por muchos otros, por lo que no se recurre a ellos en la práctica estos son la autocorrelación, el AMFD (autocorrelación con la diferencia) y la FFT (transformada de *Fourier* discreta) [15], [9].

La utilización de la primera y segunda derivada de la función, relacionada con sus amplitudes y filtros digitales tipo *Notch* son también usados en la detección de patrones característicos de señales electrocardiográficas, pero este tipo de algoritmos son fuertemente afectados por el ruido y las variaciones de línea de base [9].

Por último se mencionan los algoritmos basados en comparación de patrones y en transformaciones no lineales [9], [29-30], los primeros se basan en la comparación de ciertas partes del electrocardiograma con patrones de cada una de las ondas o de algunos complejos como el QRS, pero se requiere un patrón predeterminado y entre los últimos cabe destacar algunos algoritmos famosos basados en media móvil, muestreo y filtrado como lo son:

Multiplication of Backward Difference, Algoritmo de Okada, Algoritmo de Hamilton-Tompkins [30].

5.2. APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA WAVELET EN LA DETECCIÓN DE PATRONES

En la detección de patrones ECG humanos se utiliza la Transformada *Wavelet* primero para eliminar el ruido y las variaciones de línea de base y así después detectar correctamente los puntos característicos [9].

El método aplicado consiste en reducir el ruido de la señal, la idea básica es eliminar los componentes obtenidos en la Transformada de *Wavelet* que están por debajo de un cierto umbral, o multiplicarlos por un cierto factor de ponderación, antes de llevar a cabo la transformada inversa. En estos elementos, el umbral o la ponderación, es donde se encuentran las diferencias más significativas en la mayoría de los métodos propuestos. Para la reducción de ruido, por ejemplo, se puede utilizar un procedimiento no lineal, denominado *Soft-thresholding* [9], en el cual solo aquellos coeficientes de los detalles que estén por debajo de cierto umbral serán eliminados, el resto son ponderados.

Mediante la descomposición de las señales en bloques elementales constituidos y bien localizados en tiempo y frecuencia, la WT puede caracterizar la regularidad local de la señal, esta característica es usada para diferenciar las ondas del E.C.G. del ruido, de las interrupciones y de las variaciones de la línea base.

Las aplicaciones de la Transformada de *Wavelet* desarrolladas para la señal electrocardiográfica se pueden dividir en 2 grupos: análisis de señales usando únicamente la transformada directa, y análisis de señales utilizando la transformada directa y la transformada inversa. Dentro del primer grupo de aplicaciones se encuentra la clasificación de señales, detección de puntos

característicos, detección de ondas, etc., la característica común de estos procesos es que únicamente requieren la transformada para resaltar ciertos aspectos de las señales. En el segundo grupo se encontrarían principalmente las aplicaciones relacionadas con la supresión de ruido, la característica común de los métodos incluidos en este grupo es que se utiliza la transformada para cambiar el dominio de la señal, en este dominio se llevan a cabo una serie de operaciones sobre los coeficientes, normalmente consistente en una umbralización, y posteriormente se calcula la transformada inversa para devolver la señal al dominio del tiempo una vez ha sido modificada, este proceso sería similar al que se lleva a cabo usando la Transformada de *Fourier* para filtrar una señal en el dominio de la frecuencia. Mediante el uso de la transformada directa y la transformada inversa es posible reducir ruido térmico procedente del sistema de adquisición y de las señales eléctricas de los músculos, y las variaciones de la línea base.

La eliminación de las variaciones de línea de base se llevan a cabo mediante un algoritmo que se basa en Transformada *Wavelet*, la idea parte de considerar la señal como la suma de una señal de información ECG $x[n]$ con una señal de variación de línea de base $s[n]$ así:

$$y[n] = x[n] + \mu e[n] + s[n] \quad (35)$$

Además se incluye una señal de alta frecuencia $e[n]$ que en este caso es eliminada mediante aplicación de medianas.

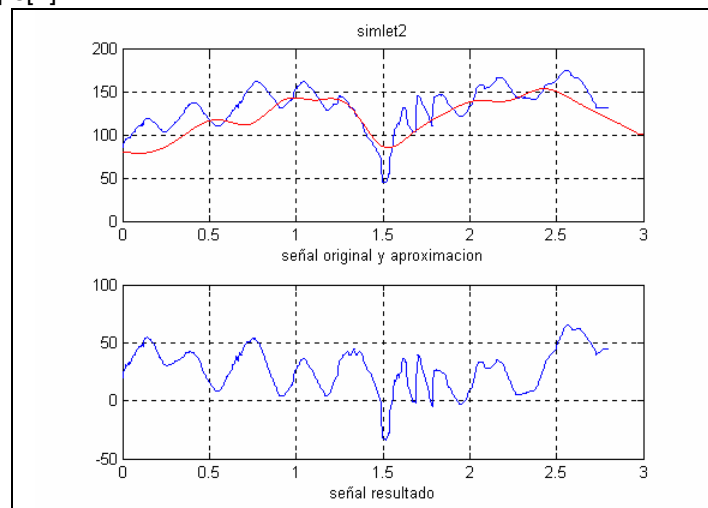
De $y[n]$ obtenemos los coeficientes de aproximación y de detalle descritos anteriormente, de modo experimental se escoge el nivel de descomposición adecuado de manera que se extrae una señal de muy baja frecuencia, el nivel de descomposición elegido representa la fase de umbralización dentro del proceso de supresión de las variaciones de la línea de base, la

estimación mediante descomposición corresponde a la observación sobre los cambios representativos de larga duración en el registro, la cual se resta del trazo original para normalizar el complejo isoelectricamente.

Un nivel demasiado bajo puede provocar una sobre-aproximación de la señal, con lo cual además de la línea base, la estimación incluiría algunas ondas del electrocardiograma. Por el contrario, si el nivel de la aproximación es demasiado elevado, la estimación de la línea base se aleja demasiado y los resultados obtenidos no son satisfactorios. Por todo esto, es evidente que la elección automática del nivel de aproximación adecuado es de vital importancia [9].

El algoritmo se basa en reconstruir una señal mediante los coeficientes de aproximación, que comparada y sobrepuesta visualmente nos da un criterio para valorar el trazo obtenido, mediante el desarrollo de una interfaz grafica se agilizo este proceso para analizar el problema con diferentes familias *Wavelet*, a diferentes niveles de descomposición pudiendo discriminar que herramientas son las mas precisas en cada caso.

Figura 28. Ejemplo de visualización mediante interfaz grafica. a. señal original en azul y la aproximación relativa a la variación de línea de base en rojo. b. resultado de $y[n]-s[n]$.



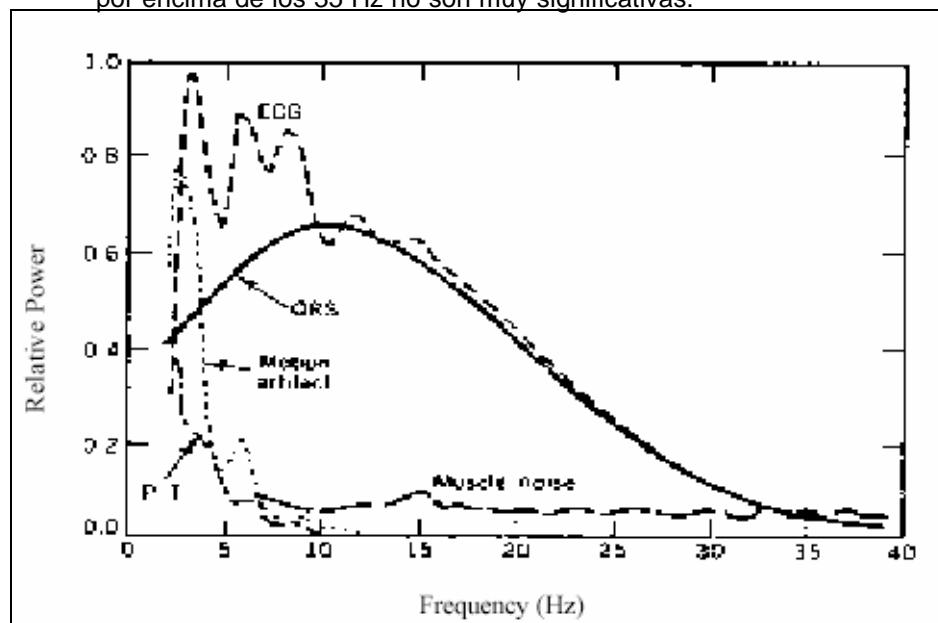
La banda de frecuencia de los QRS generalmente solapan la banda de frecuencia del ruido, este problema dificulta la aplicación del algoritmo basado en la WT. Después del análisis aplicado mediante las diferentes familias *Wavelet*, la mejor aproximación de las variaciones de la línea de base se obtuvo con *Symlet* nivel 2 y grado de aproximación 7, aunque en general los niveles varían de acuerdo a la variación de la línea de base en cada uno de los registros y el nivel de descomposición se mantiene constante garantizando que el filtrado se realice siempre a las más bajas frecuencias.

Debido al alto grado de solapamiento entre las bandas de frecuencia de la información correspondiente al ECG y al ruido, la aplicación de este algoritmo no arrojó resultados satisfactorios, la señal resultante presentó cambios morfológicos importantes en las zonas de mayor regularidad de los registros, donde ocurría la deflexión bifásica. Los resultados obtenidos implican la inexactitud en la aplicación del algoritmo ya que una vez identificado el contenido frecuencial de los registros a través de la aplicación de métodos como el espectrograma y el periodograma, se hace difícil la elección del umbral debido al solapamiento entre las bandas y la ausencia de un criterio o referencia, resultado de estudios previos de la investigación en electrocardiografía en ballenas, es decir, la ausencia de un patrón que permita juzgar la eficiencia del algoritmo, en este caso la estimación provee un nivel demasiado bajo que provoca una sobre-aproximación de la señal, con lo cual además de la línea base, la estimación incluye algunas ondas del electrocardiograma y al aumentar el nivel de la aproximación la estimación de la línea base se aleja demasiado y los resultados obtenidos no son satisfactorios. La alteración de las características del trazo estableció la necesidad de explorar diferentes algoritmos que permitan un mejor tratamiento y detección del patrón ECG en ballenas.

La señal antes digitalizada en vectores de información fue afectada mediante la interpolación para obtener una base de datos uniforme, ya que la transformación de información de imagen a vector, recupera diferente cantidad de puntos de una señal a otra.

Las siguientes gráficas muestran como la Transformada *Wavelet* vista de modo tiempo-frecuencia 3D deja evidenciar la detección de las frecuencias altas localizadas tanto en un segmento de complejo humano como en el segmento de ECG del cetáceo. Los picos de la transformada se dan en los puntos equivalentes al complejo QRS en el humano y al complejo Global o evento característico en el cetáceo [6], también se observar el espectro frecuencial de *Fourier* en un ECG humano.

Imagen 22. Espectro frecuencial ECG humano. Se puede observar como las componentes por encima de los 35 Hz no son muy significativas.



N. THAKOR Y OTROS, "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", IEEE Transactions on Biomedical Engineering",

Figura 29. Espectro segmentos ECG humanos mediante Transformada *Wavelet* tiempo-frecuencia 3D.

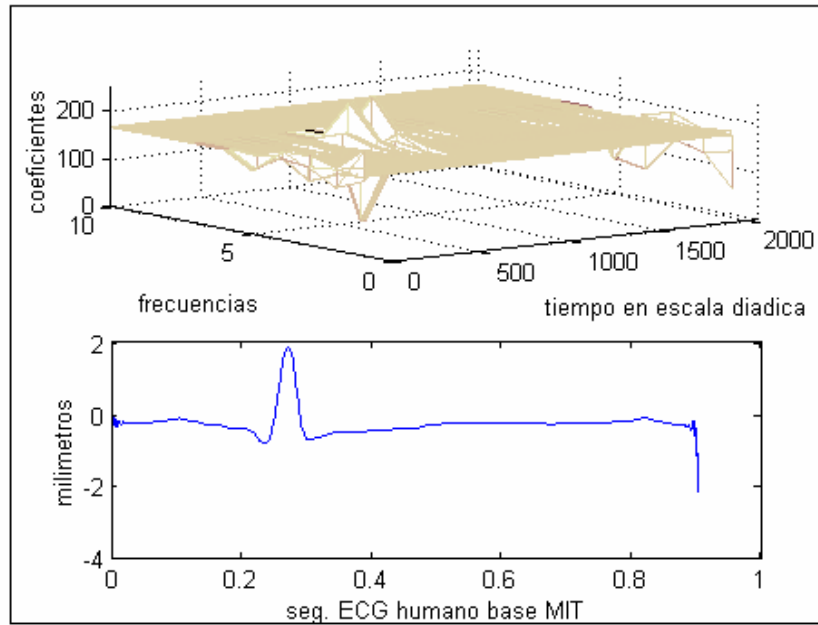
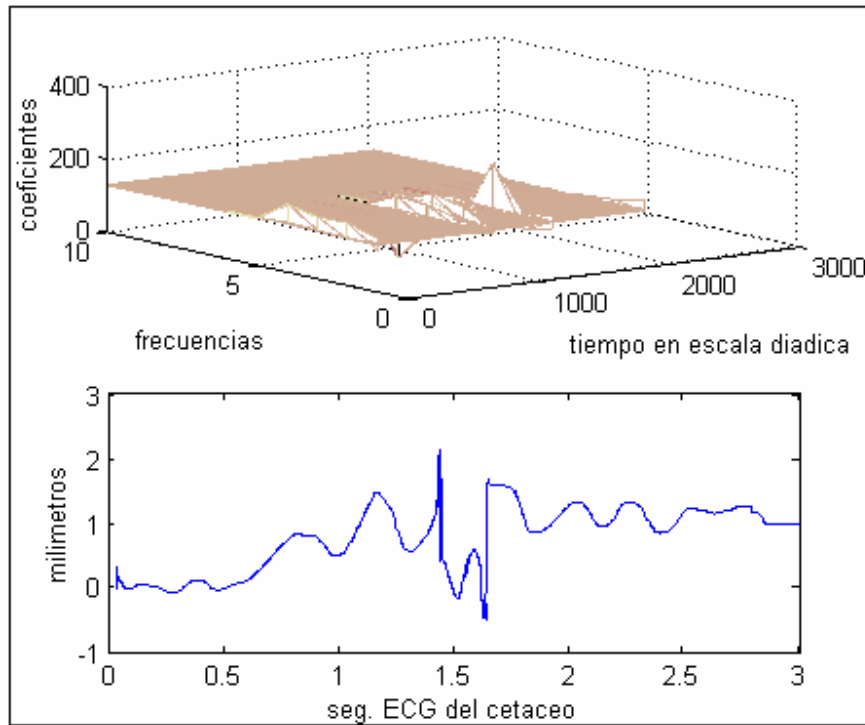


Figura30. Espectro segmentos ECG cetáceo mediante Transformada *Wavelet* tiempo-frecuencia 3D.



El proceso de detección de puntos característicos se basa en aplicar la Transformada *Wavelet* con un alto nivel de descomposición pero con un medio grado de complejidad de *Wavelet* en el caso del ECG del cetáceo y un grado bajo en el humano, esto quiere decir que la señal es comparada con una *Wavelet* de baja frecuencias locales, pero en el momento de observar el comportamiento de la transformación solo se tienen en cuenta los detalles o coeficientes de alta frecuencia relativa.

Si la señal y sus coeficientes *Wavelet* son respectivamente:

$$f[n] = \text{señal} \quad (36)$$

$$C[j,k] = \sum_{n \in \mathbb{Z}} f[n] \mathbf{y}_{j,k}[n] \quad (37)$$

Los $C[j,k]$ corresponden a los coeficientes tanto de detalle como de aproximación, siendo $\mathbf{y}[n]$ la *Wavelet* madre utilizada.

De estos se extraen los coeficientes de detalle de máxima frecuencia.

Si tenemos que los filtros para obtener los coeficientes de detalle y de aproximación representados como operadores son H y G , entonces:

$$(Hf)_k = \sum_n h[n-2k]f[n] \quad (38)$$

$$(Gf)_k = \sum_n g[n-2k]f[n] \quad (39)$$

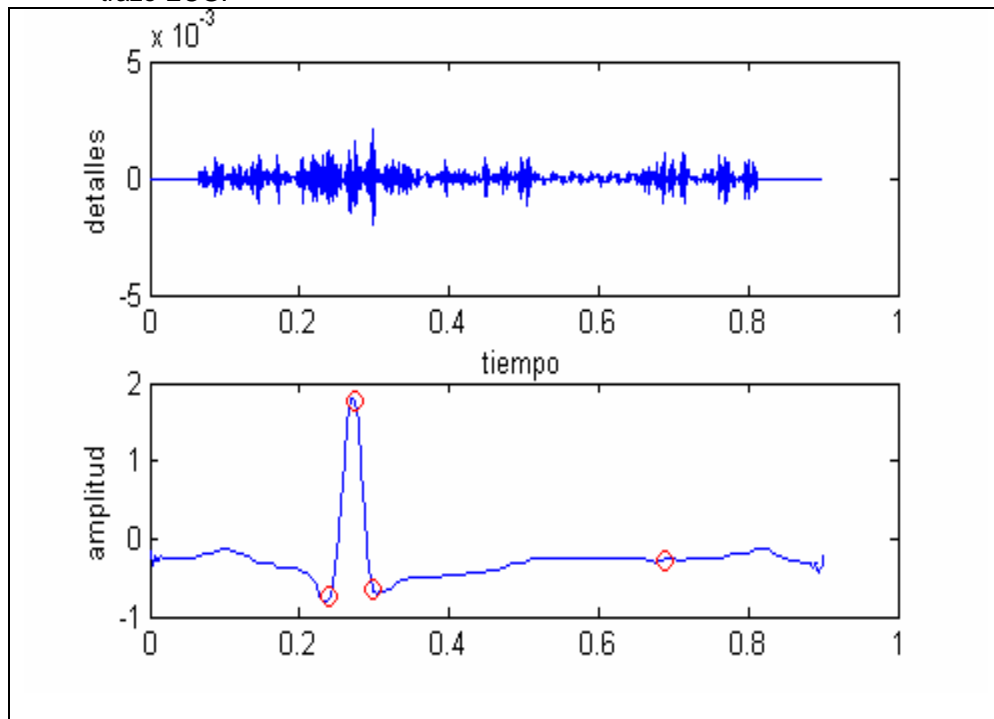
Estas ecuaciones representan el filtrado de la señal mediante los filtros digitales y el factor $2k$ representa el submuestreo, para mas detalle consulte el capitulo 3.

Así, la DWT puede ser resumida en una única línea como:

$$f \longrightarrow (Gf, GHf, GH^2f, \dots, GH^{j-1}f, H^j f) = (d^{(j-1)}, d^{(j-2)}, \dots, d^{(2)}, d^{(1)}, d^{(0)}, c^{(0)}) \quad (40)$$

De donde se extraen entonces los d^{j-1} coeficientes que corresponden a los detalles de máxima frecuencia. Los detalles extraídos corresponden por tanto a las frecuencias localizadas que representan cambios bruscos o rápidos en la señal, estos detalles son obtenidos en el momento que se aplica la Transformación *Wavelet*, y la cantidad de coeficientes de detalle d^{j-1} depende de el nivel de descomposición y complejidad de la *Wavelet* madre.

Figura 31. Coeficientes de detalles d^{j-1} de un complejo QRS humano y su correspondiente trazo ECG.



La figura anterior muestra un segmento ECG humano, los aros rojos corresponden a los patrones de alta frecuencia detectados, estos patrones

identifican los picos de las ondas Q, R y S, los pesos de los coeficientes detectados fueron los cuatro máximo entre los detalles de alta frecuencia. El cuarto detalle máximo, no corresponde a una onda detectada pues acá no se ha aplicado un parámetro discriminador en cuanto a los pesos *Wavelet*.

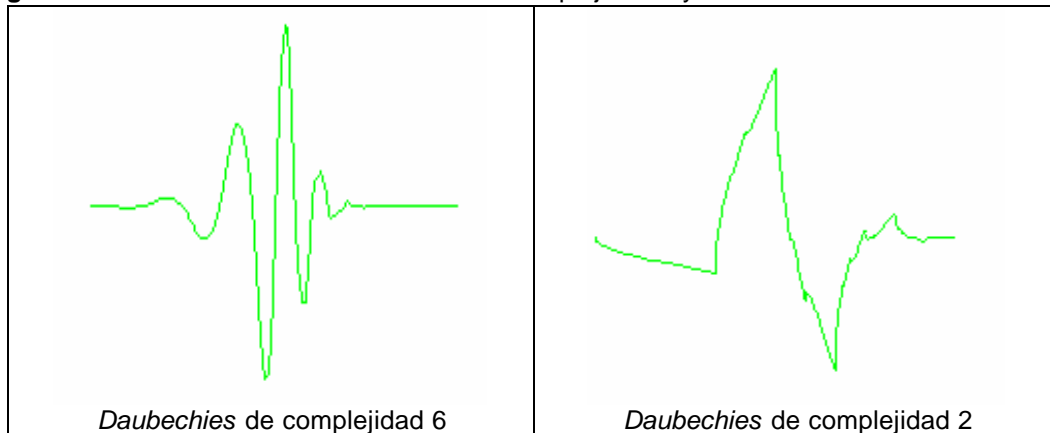
Esta sencilla aplicación de detección mediante coeficientes de detalle, es el método que mejor se acondiciona a señales que presentan una gran cantidad de artefactos mezclados con información electrobiológica del mismo rango frecuencial, haciendo referencia a los registros digitalizados de ECG del cetáceo.

La aplicación del método anterior detecta los picos que en estudios anteriores [6], fueron llamados complejo global, sin embargo la detección en estas señales con gran cantidad de artefactos, obliga a aplicar umbrales de discriminación en cuanto a los pesos de los coeficientes *Wavelet*.

La discriminación mediante pesos de los coeficientes se basa en el nivel medio de los coeficientes según la señal analizada, en el ECG del humano los coeficientes varían entre ± 0.002 de amplitud (adimensional), comparados con el ECG del cetáceo con la misma *Wavelet* madre, *Daubechies* de complejidad 6, los coeficientes varían entre ± 2 y entre ± 15 , esta variación pronunciada se debe a los artefactos entremezclados en cada segmento. Sin embargo en los segmentos de ECG humano obtenidos se aplico un nivel de complejidad 2 de *Wavelet* madre.

En la figura 32 se observa el patrón de *Wavelet* madre *Daubechies* en dos niveles diferentes de complejidad utilizadas en la caracterización de los segmentos de ECG.

Figura 32. Wavelets madre *Daubechies* de complejidad 6 y 2.



La caracterización de los segmentos de ECG humano arrojo la siguiente tabla de magnitud de los pesos de coeficientes de detalles *Wavelet* de alta frecuencia para la discriminación de sus ondas componentes:

Tabla 2. Umbrales de discriminación de los coeficientes de detalle encontrados con *Daubechies* de complejidad 2 en un ECG humano.

coeficiente	peso
Primer máximo	>0.01
Segundo máximo	>0.01
Tercer máximo	>0.01

La discriminación se centro en la detección del QRS humano pues es el intervalo que corresponde a las ondas mas rápidas entre el electrocardiograma, así mismo son las ondas mas rápidas las que se detectarán en el ECG del cetáceo; se obtuvieron experimentalmente los tres pesos máximos del espectro de detalles *Wavelet* de alta frecuencia para el ECG de la ballena Jorobada:

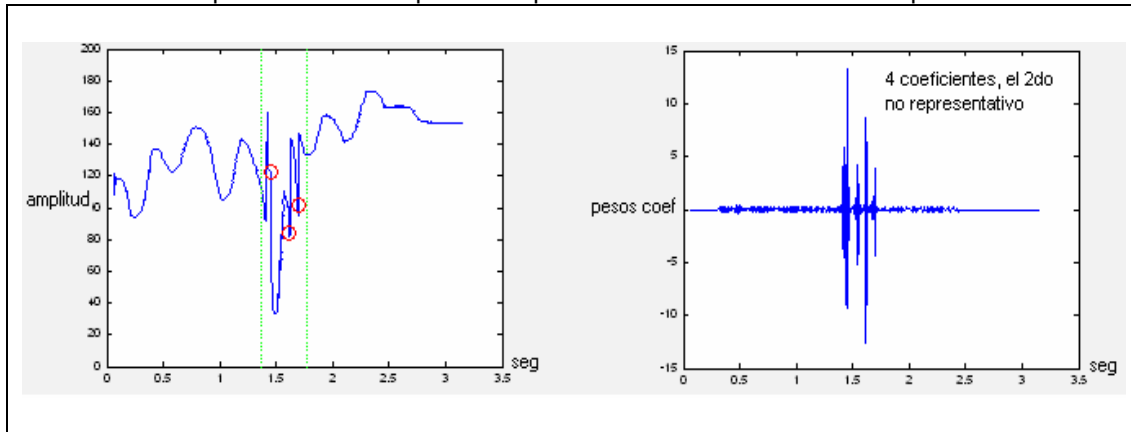
Tabla 3. Umbrales de discriminación de los coeficientes de detalle encontrados con *Daubechies* de complejidad 6 en ECG de ballena Jorobada.

coeficiente	peso
Primer máximo	>2
Segundo máximo	>1.5
Tercer máximo	>1.3

Este condicionamiento no permite que en segmentos que solo existen artefactos sea detectada una onda erróneamente, se escogieron estos valores después de probar con 20 señales diferentes y observar que funcionaba del modo esperado, estos pesos se convierten por tanto en la caracterización mediante los coeficientes *Wavelet* discretos de máxima frecuencia, con *Daubechies* de complejidad 6, del complejo global en el ECG del cetáceo.

La obtención de un cuarto máximo podría detectar particularidades dentro del complejo global, pero su proximidad en cuanto al peso de los coeficientes que corresponden a efectos de ruido por fuera de este intervalo y en cuanto a cambios que en la descripción temporal no son significativos dentro del complejo global, no permitió aplicarlo como detector de patrones, como se aprecia en la figura 33. La herramienta que se muestra como interfaz gráfica discrimina automáticamente estos pesos y si es menor que ellos no lo cataloga como punto significativo. De acuerdo a esto se encontraron tres tipos de ondas diferentes en el ECG del cetáceo en cuanto a sus componentes y duración de intervalos internos; proponiéndose entonces una clasificación en tres tipos de señal para realizar promedios y estadísticas de los intervalos en forma correcta.

Figura 33. Señal con 4 coeficientes *Wavelet*, el segundo no es representativo, en la representación temporal se aprecia la detección de solo tres puntos.



5.3. CLASIFICACIÓN

La clasificación de la señal cardíaca está orientada a la organización de los diferentes registros según los puntos particulares o singularidades de cada una de las ondas que los conforman, la clasificación de los registros permite realizar un análisis concreto partiendo de la identificación de características generales y específicas que permiten clasificar las señales según el comportamiento representado en la morfología de las ondas. La realización de este proceso permite extraer todos los datos necesarios para iniciar un análisis más detallado de los componentes cardíacos y su comportamiento normal o anormal.

El proceso de clasificación utilizado se apoya ampliamente en el análisis mediante la Transformada *Wavelet*, debido a que la mayoría de las señales tienen representado en el contenido de bajas frecuencias la identidad de la señal, y en el contenido de altas frecuencias los detalles y matices que se imparten en la señal, el análisis que hace la Transformada *Wavelet* de dichas señales evidencia claras ventajas sobre los métodos convencionales

aplicados en el espacio frecuencial y lo hace idóneo para el desarrollo del presente trabajo.

Los diferentes rasgos que revelan estas señales hicieron necesario determinar umbrales de clasificación para llevar a cabo las medidas pertinentes, estos umbrales de clasificación se basan en un principio en los mismos pesos de los coeficientes *Wavelet*. El algoritmo utilizado puede encontrar y detectar cuatro, tres o dos máximos en el espectro *Wavelet* de detalles según sea el caso, así existen tres tipos de señal relativamente diferentes en su evento representativo según la cantidad de máximos encontrados, sus rasgos se muestran en la tabla 4.

Tabla 4. Características encontradas por el algoritmo de detección *Wavelet*.

Tipo 1		característica
Primera deflexión	(R)	(+) y rápida
Segunda deflexión	(S)	(-) , lenta y a veces no se presenta
Tercera deflexión	(S')	(-) y rápida
Cuarta deflexión	(S'')	(-) y rápida
Tipo 2		característica
Primera deflexión	(R)	(+) y rápida
Segunda deflexión	(S)	(-) , lenta
Tercera deflexión	(S')	(-) y rápida
Cuarta deflexión	(S'')	(-) y rápida
Tipo 3		característica
Primera deflexión	(R)	(+) y rápida
Segunda deflexión	(S)	(-) , lenta
Tercera deflexión	(S')	(-) y rápida
Cuarta deflexión	(S'')	No existe

Estas deflexiones están contenidas en un intervalo común a los 199 complejos analizados. Los tres grandes tipos de señales se clasifican de modo automático, para su posterior estadística.

Las convenciones utilizadas (R, S, S', S''), fueron propuestas por los autores del proyecto y son una forma comprensiva de entender el comportamiento de la señal comparativamente con un ECG humano.

Las señales analizadas coinciden en encontrar patrones característicos comunes en el evento representativo llamado complejo global, estos patrones son representados por círculos rojos ubicados en los puntos críticos de la señal en su representación temporal, la cantidad de ellos, sean cuatro, tres o dos los encontrados, conjuntamente con el distanciamiento temporal entre los dos últimos si existen, como es el caso en los dos primeros tipo de ondas, son la base de esta clasificación, así:

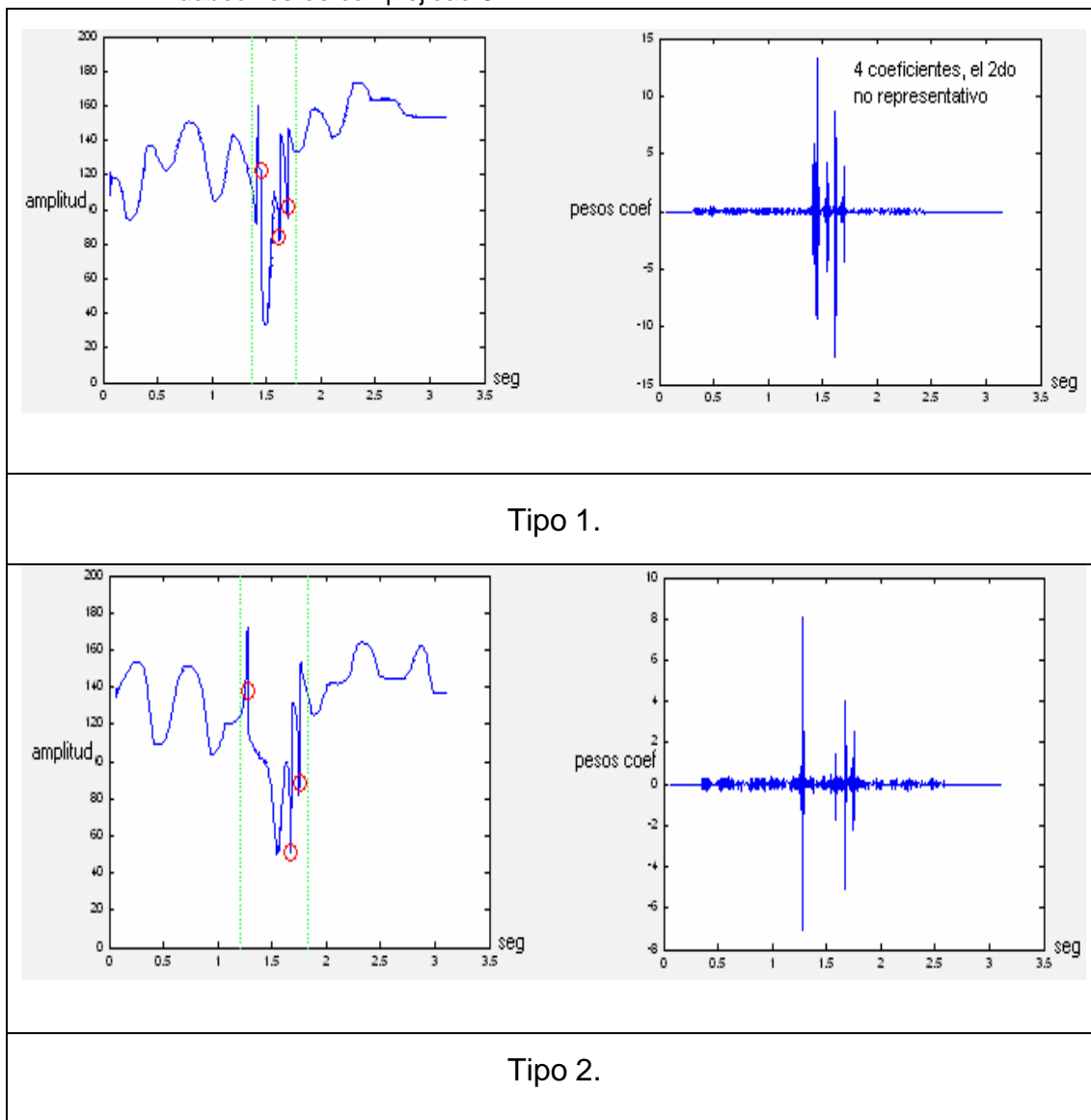
Tabla 5. Parámetros *Wavelet* para la clasificación de las señales.

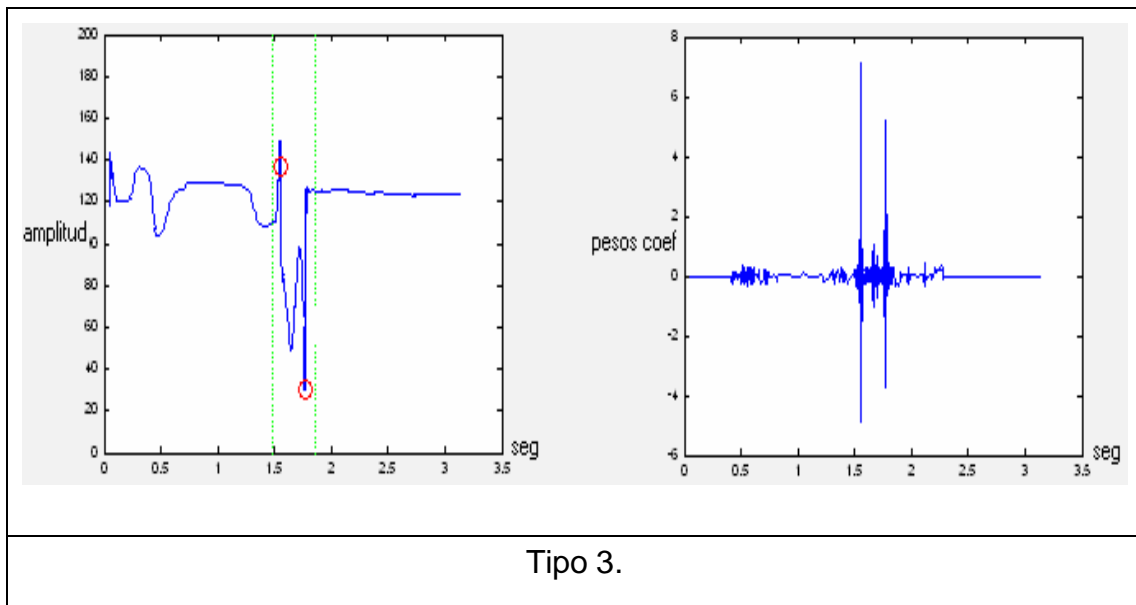
Tipo 1	característica
Cantidad de puntos críticos	4
Punto critico 2	No representativo
Tipo 2	característica
Cantidad de puntos críticos	3
Punto critico 2	representativo
Tipo 3	característica
Cantidad de puntos críticos	2
Punto critico 2	representativo

De este modo se logra una clasificación basada en los resultados de la caracterización mediante la Transformada *Wavelet* discreta con *Daubechies*

de complejidad 6. Esta clasificación se efectúa para poder tener una mayor precisión a la hora de llevar a cabo el análisis y planteamiento de las hipótesis acerca del vector de despolarización. A continuación se muestran tres ejemplos de los tipos de señal encontrados en los 199 segmentos de registros electrocardiográficos.

Figura 34. Tres tipos de señal encontrados mediante clasificación basada en caracterización *Wavelet* su respectivo espectro *Wavelet* de alta frecuencia analizado con *Daubechies* de complejidad 6.





En los tres tipos de señal, figura 34, se puede observar en su espectro la cantidad de puntos críticos encontrados y en el espacio temporal en el caso de las dos primeras señales si el segundo punto es representativo o no. En los tres casos hay respectivamente 4, 3 y 2 picos en su espectro *Wavelet*.

Esto no quiere decir que sean tres tipos de señal los que componen la fisiología cardiaca en el cetáceo si no que la matemática *Wavelet* diferencia estas tres señales ya que existe variación de línea de base en los registros que como anteriormente se dijo no se puede suprimir.

Los promedios de complejo global para los tres tipos de señal encontrados, así como los promedios de duración de intervalo s's", de los dos primeros tipos de señal, son mostrados en la siguiente tabla:

Tabla 6. Promedios de duración ce C.G. e intervalo S'S”.

TIPO DE SEÑAL	PROMEDIO C.G. En ms	PROMEDIO INTERVALO S'S” (en ms)
Tipo1	471,3115	73,2899
Tipo2	480,7622	72,2509
Tipo3	478,498	No existe
% de error interfaz: 8,0402 %		

Estos resultados son arrojados por el tercer módulo que conforma la interfaz gráfica elaborada, el porcentaje de error de la interfaz es un estimativo de la cantidad de muestras que fallaron al análisis, en comparación con las que obtuvieron resultados óptimos, es decir, fallaron 12 muestras de 199 complejos. Se aclara que se encontraron 4 señales que en términos médicos describen una “extrasístole” estas fueron las muestras 40, 70, 130 y 193 de la base de datos obtenida mediante la digitalización de registros.

6. ELECTROCARDIOGRAFÍA COMPARATIVA CON EL CORAZÓN HUMANO

En el capítulo anterior se describe el procedimiento para encontrar patrones en señales segmentadas por medio de criterios que relacionan el espacio temporal con el frecuencial, estos patrones son características de alta frecuencia comunes en las muestras, analizados en el espacio *Wavelet* como *detalles* significativos de alta frecuencia. Este tipo de análisis permite asegurar que las características comunes de alta frecuencia corresponden a información de la misma naturaleza en el registro electrocardiográfico, es decir, señales debidas a cambios rápidos en el registro electrocardiográfico se revelan en el espacio *Wavelet* como *detalles* significativos de alta frecuencia.

En el desarrollo de este trabajo se planteo la posibilidad de encontrar información común a diferentes niveles de descomposición en cuanto a la aplicación de la Transformada *Wavelet*, pero los resultados realmente satisfactorios se hallaron al nivel de máxima escala en los coeficientes de detalles. No se descarta la posibilidad de encontrar información de la fisiología cardiovascular en esta especie mamífera a través del análisis de información en bajas frecuencias, pero se hace necesario una nueva adquisición de las señales y un método más dinámico en cuanto al análisis de señales para obtener resultados óptimos.

Los cambios rápidos comunes detectados mediante la aplicación de la Transformada *Wavelet* pueden ser comparados y relacionados en un Electrocardiograma humano con el complejo QRS, es decir, los cambios rápidos debidos a la despolarización ventricular.

Para la comprensión de la electrocardiografía en ballenas es necesario partir del conocimiento de los principios y estudios realizados en el campo de la electrocardiografía en humanos, a fin de aprovechar el conocimiento generado en este campo y hacerlo aplicable a las ballenas, mamíferos, animales de su misma especie, pero de un grupo taxonómico llamado ***cetácea***. Cabe recordar que los mamíferos son animales que tienen mamas, son en su mayoría terrestres, aunque hay algunos animales marinos, tienen sangre caliente y respiración pulmonar. La idea de realizar un análisis comparativo nace de dos principios básicos:

- La extraordinaria condición de supervivencia y evolución que ha tenido la ballena.
- El humano y la ballena poseen un corazón de cuatro cámaras.

De tal manera que es posible extrapolar dichos principios para correlacionarlos con la información procedente de la caracterización y clasificación de los registros ECG del cetáceo.

La electrocardiografía implica el conocimiento de todos y cada uno de los procesos químico-eléctricos que se ven representados en el ECG, dichos procesos que comprenden la fase de reposo, fase de despolarización y fase de repolarización(fase cero, uno, dos, tres y cuatro)⁷ conforman el denominado *potencial de acción* y determinan la naturaleza del electrocardiograma, correspondiente a la diferencia algebraica entre los potenciales de acción subendocárdico y subepicárdico, esta conducta constituye un análisis prospectivo según la corriente iónica producida en el corazón, es decir, conocida la morfología de las ondas del potencial de

⁷ Electrofisiología Cardíaca. Capítulo 1.

acción es posible explorar la morfología del electrocardiograma. Se realiza una exploración de posibilidades futuras basadas en indicios presentes.

En este capítulo se pretende realizar un análisis en retrospectiva de los resultados obtenidos, es decir, una vez determinadas las diferentes ondas pertenecientes al ECG del cetáceo, se plantea una hipótesis que explica a partir de estas el comportamiento y recorrido de la corriente iónica producida en el corazón del cetáceo.

6.1. HIPÓTESIS DEL VECTOR DE DESPOLARIZACIÓN

Es necesario definir las limitaciones que imponen la calidad de las señales y el número de derivaciones con que se cuenta para el análisis vectorial, en este caso se tiene que debido a las condiciones de toma del registro se interponen variaciones y ruido biológico al trazado ECG normal, tales como temblor muscular, llanto de la ballena, señales electromiográficas, pulso respiratorio y variaciones en la presión que por encontrarse en el mismo rango de frecuencias que el trazado ECG dificultan el proceso de filtrado; además de la limitación impuesta por la toma de un única derivación que restringe en gran medida el análisis vectorial, puesto que se tiene solo una perspectiva del fenómeno (en el humano son doce).

Para explorar la idea de una hipótesis sobre el vector de despolarización se hace necesario revisar algunos conceptos sobre el análisis mediante vectocardiografía aplicado al ser humano.

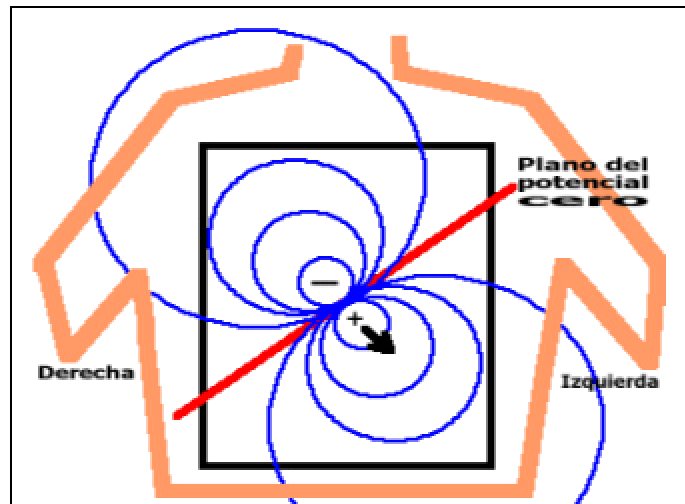
Una vez estudiadas las bases del análisis vectocardiográfico⁸, es posible comenzar a analizar la relación entre los vectores instantáneos resultantes y las ondas componentes del ECG. En su investigación, Einthoven considero que la aguja del galvanómetro sólo se desplaza hacia arriba o hacia abajo. Cuando la corriente eléctrica que está registrando un electrodo va en la dirección del mismo, lo que se registra en el Electrocardiograma es una onda positiva, es decir, un desplazamiento de la aguja del galvanómetro hacia arriba; por el contrario, si lo que está registrando el electrodo es una corriente eléctrica que se aleja de él, lo que se obtendrá en el registro es una onda negativa, por el trazado que origina la aguja del galvanómetro al desplazarse hacia abajo. Este sencillo razonamiento constituye la base fundamental del análisis en retrospectiva que se usa en la deducción de la hipótesis del vector de despolarización.

Durante cada ciclo cardiaco se generan muchas fuerzas eléctricas mientras la electricidad se dispersa a través del corazón. Debido a que estas fuerzas cambian la orientación de los vectores positivos y negativos también varía. Desde su posición fija cada derivación electrocardiográfica registra estos movimientos y suministra una grafica del curso de la electricidad con relación a la derivación en cuestión.

A través de estas observaciones en su estudio Einthoven consideró que todo el corazón actúa como un dipolo simple desde el cual se origina un campo eléctrico. Se considera que el campo del dipolo simple sale del centro del tórax como un campo tridimensional con una serie de capas de fuerzas equipotenciales positivas y negativas alrededor de cada polo.

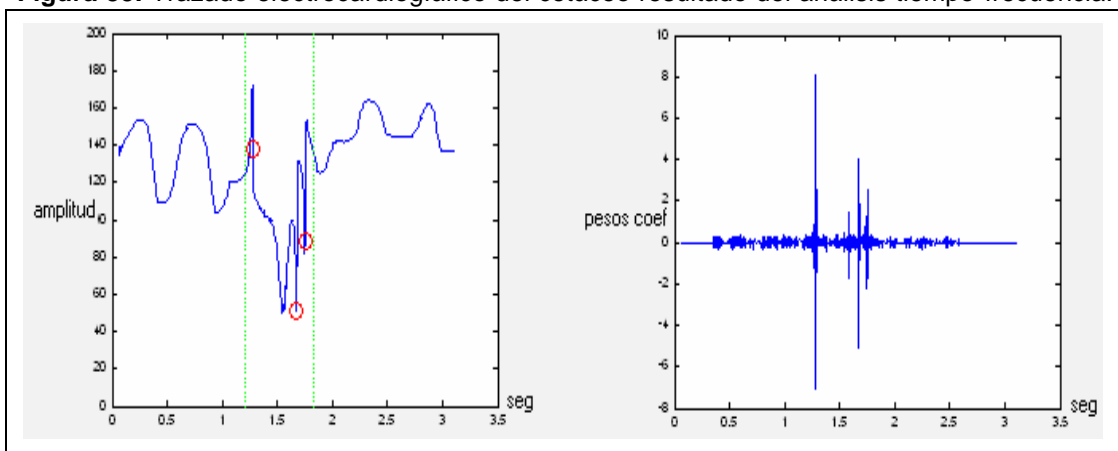
⁸ Vectocardiografía, Capítulo 1.

Imagen 23. Modelo de dipolo simple de Einthoven.



El análisis del registro electrocardiográfico de la ballena Jorobada adulta determinó la presencia del complejo global, figura 35, de tal forma que presenta según el análisis estadístico, una deflexión positiva y dos deflexiones negativas rápidas y una más lenta; estas deflexiones tal como se ha explicado antes representan la magnitud y dirección de la fuerza electromotriz generada en el corazón en cualquier instante, son según el principio de Einthoven, el resultado de la suma de todos los vectores individuales generados en cada instante de tiempo.

Figura 35. Trazado electrocardiográfico del cetáceo resultado del análisis tiempo-frecuencia.

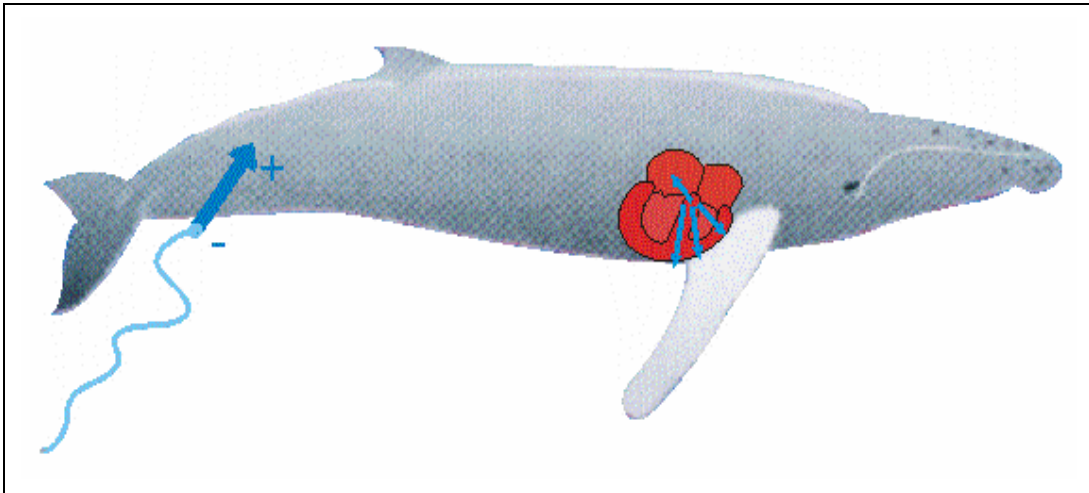


Cabe ahora considerar la naturaleza de las deflexiones, ¿Por qué el complejo global del cetáceo a diferencia del QRS en el humano, presenta varias deflexiones negativas?, para satisfacer este interrogante se analiza el comportamiento del campo eléctrico emitido por el corazón del cetáceo en el instante de la toma del registro respecto al dardo caudal derecho. (Equivalente a la derivación Unipolar, aVF en el humano).

Se formula la primera deflexión, onda positiva en el complejo global como consecuencia de una corriente eléctrica resultante en la misma dirección del dipolo constituido por el dardo (en vectocardiografía es representado por un vector con la misma polaridad del dardo, cabeza positiva, cola negativa y en dirección de avance hacia él). Este postulado se apoya en la magnitud y sentido de la deflexión según los principios de la vectocardiografía en humanos, la primera deflexión es una onda positiva y tal como lo dicta el principio de Einthoven cuando la corriente eléctrica que está registrando un electrodo va en la dirección del mismo, lo que se registra en el Electrocardiograma es una onda positiva.

Así mismo las deflexiones negativas corresponden a una corriente que se registra en dirección contraria según la polaridad del dipolo, esta proposición se fundamenta en el desplazamiento hacia abajo del galvanómetro, si el electrodo está registrando una corriente eléctrica que se aleja de él, lo que se obtendrá en el registro es una onda negativa. En la figura 36 se observa la animación sobre la hipótesis del vector de despolarización en la ballena Jorobada adulta, obedeciendo a la despolarización progresiva del miocardio.

Figura 36. Posición anatómica del corazón y su relación respecto a la ubicación del dardo y la polaridad del dipolo.



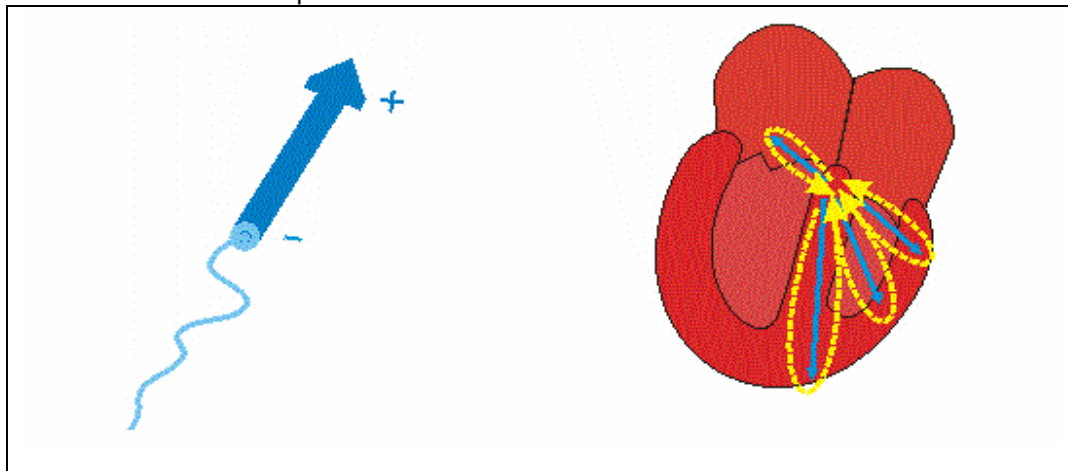
Una vez formulada la dirección de la corriente eléctrica en amplitud y dirección, como resultado de la suma instantánea de todos los vectores, es posible representar el trayecto de la corriente a través de asas que simbolizan el sentido de la despolarización a través del miocardio, en la figura 37 se observa un diagrama correspondiente al corazón y los posibles vectores con sus correspondientes asas.

La explicación a dicho postulado se relaciona con la suma de los vectores que corresponden a la magnitud y dirección del complejo global determinado mediante el análisis tiempo-frecuencia, es decir, se tiene que el complejo global es la representación del vector suma resultado, entonces la suma de los diferentes vectores generados en el proceso de despolarización deben satisfacer un vector final que represente coherentemente las deflexiones del complejo global.

Se disponen 4 vectores que representan el proceso de despolarización en los ventrículos, cabe aclarar que para un conocimiento exacto de la dirección de los vectores es necesario el reconocimiento y comprensión del sistema de

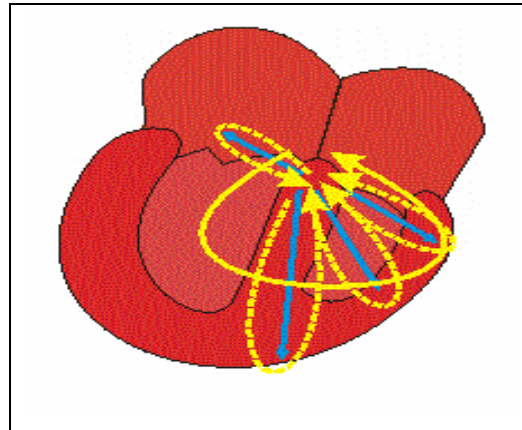
conducción de la ballena, condición no favorable puesto que dicho sistema aun esta en investigación.

Figura 37. Animación correspondiente a la hipótesis de los vectores de despolarización y sus asas correspondientes.



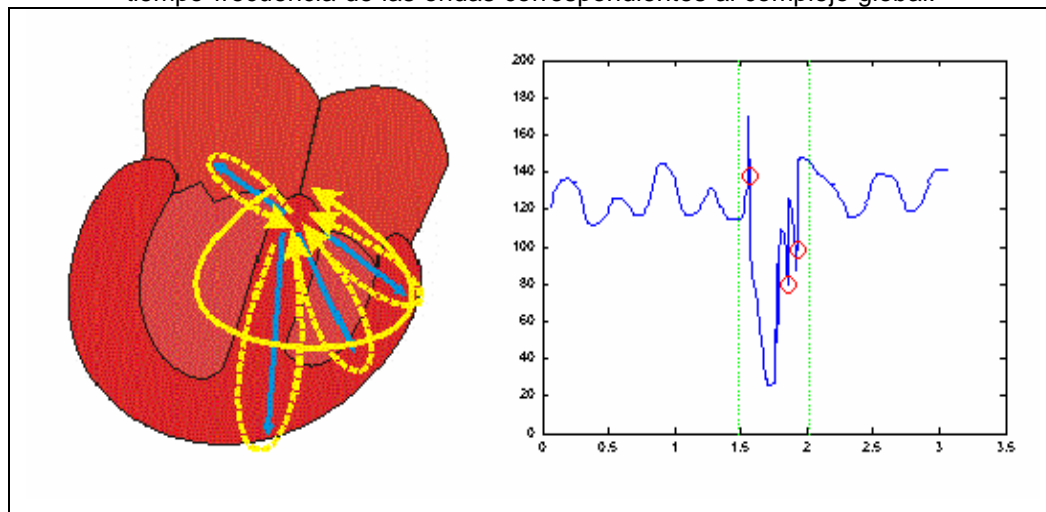
Se plantea el sentido de los vectores en correspondencia con la similitud de los dos corazones y su disposición anatómica; las tres deflexiones negativas se generan en respuesta a la gran masa muscular que debe recorrer a su paso en el proceso de despolarización la corriente iónica a través del miocardio, es decir, se presentan varias ondas a diferencia del QRS en el humano por que el tiempo de duración correspondiente de este fenómeno en la ballena es mayor al igual que la masa muscular que ha de despolarizarse, por lo tanto la suma de todos los vectores instantáneos generados en el proceso de despolarización tal como se observa en la figura 38, corresponden al asa final que describe en magnitud y dirección al complejo global.

Figura 38. Representación del asa final correspondiente al complejo global.



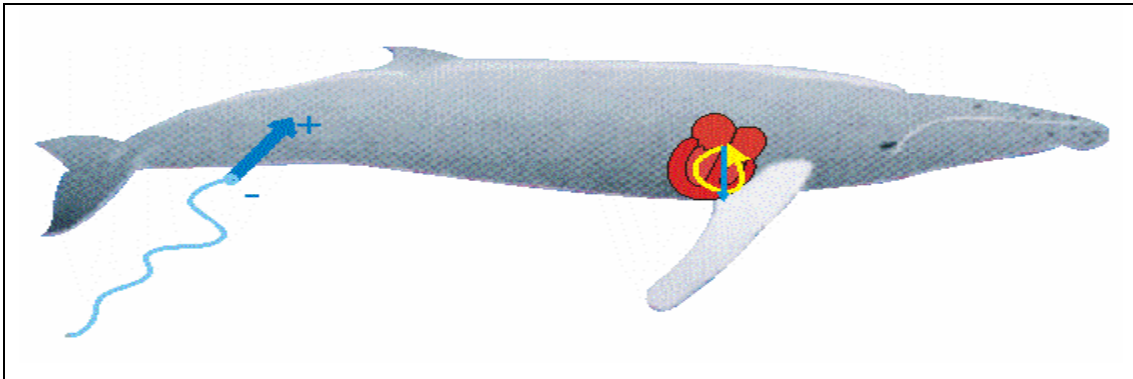
La disposición de las asas finales no concluye ningún principio acerca del comportamiento del fenómeno de despolarización en las aurículas, ni del fenómeno de repolarización en las cuatro cámaras, ya que debido a la distorsión de la señal ECG y el traslape sobre la banda de información, no fue posible realizar una detección a través del análisis tiempo-frecuencia de dichas ondas, correspondientes a las ondas P y T en el humano. Por lo tanto se relaciona únicamente el comportamiento desde el punto de vista vectorial para el complejo global, QRS en el humano.

Figura 39. Correspondencia entre la hipótesis del vector de despolarización y la detección tiempo-frecuencia de las ondas correspondientes al complejo global.



Como conclusión final se postula la dirección del vector medio de despolarización ventricular de derecha a izquierda, de adelante hacia atrás y de arriba hacia abajo, figura 40, esta dirección esta acorde con la disposición horizontal del corazón en el cetáceo y con la polaridad del dardo o dipolo y las normas aplicadas en la electrocardiografía humanas.

Figura 40. Representación del vector final de despolarización ventricular.



6.2. HIPÓTESIS DE ONDAS COMPONENTES DEL COMPLEJO GLOBAL

Las ondas componentes del complejo global obedecen al patrón detectado mediante el análisis tiempo-frecuencia, la equivalencia con el ECG humano de las deflexiones pertenecientes al complejo global es tomada en cuenta por medio de la nomenclatura internacional usada para su denominación.

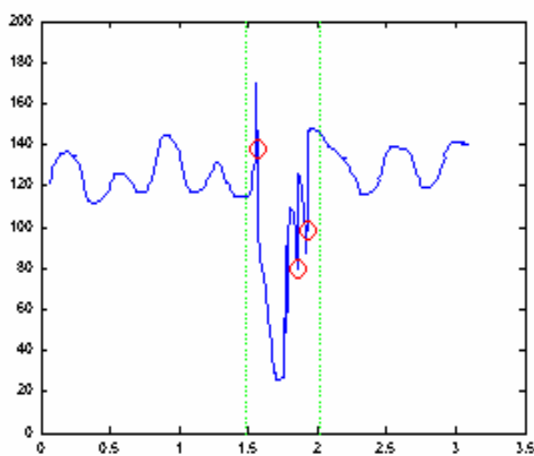
Según el Standard de electrocardiografía, las ondas fueron bautizadas teniendo en cuenta que la primera deflexión positiva en el complejo global es la onda R, *R* para deflexiones de una amplitud considerable y *r* para deflexiones de una pequeña amplitud; la primera deflexión negativa después de la onda R es considerada como la onda S, donde igualmente se aplica que para ondas de una amplitud considerable se usa la letra mayúscula y para ondas de una pequeña amplitud se usa la letra minúscula; en el caso de

repetición en las deflexiones se utiliza el signo de comilla (‘) acompañado de la letra para la designación de la onda, así si hay varias deflexiones negativas después de la onda R estas se bautizan S, S', S''.....S^N, donde N representa el número de comillas usadas para la denominación de la onda según la cantidad de veces que esta es reproducida la onda.

Teniendo en cuenta el resultado de la clasificación final con los 199 complejos obtenida en el capítulo anterior se postulan 3 tipos de complejos rápidos, con variabilidad en el número de veces que es reproducida la onda S dentro del complejo, la hipótesis de las ondas componentes del complejo global se basan en la clasificación tiempo-frecuencia de la transformada *Wavelet*, figuras 41, 42 y 43.

Cabe aclarar que estos tres tipos de complejos en ningún momento representan 3 clases diferentes de comportamiento fisiológico en el cetáceo, son variaciones estadísticas en la clasificación de la información de detección tiempo-frecuencia.

Figura 41. Señal tipo 1.



Primera deflexión (+)→Onda R

Primera deflexión (-)→Onda S

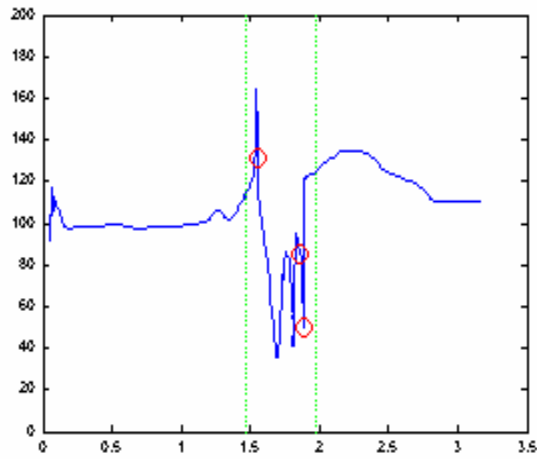
Segunda deflexión (-)→Onda S'

Tercera deflexión (-)→Onda S''

Cuatro puntos críticos.

Señal tipo 1

Figura 42. Señal tipo 2.



Señal tipo 2

Primera deflexión (+)→Onda R

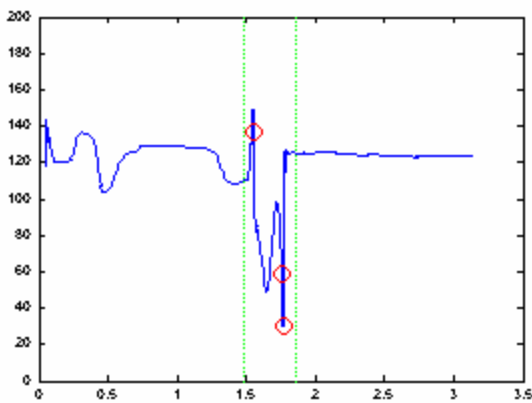
Primera deflexión (-)→Onda S

Segunda deflexión (-)→Onda S'

Tercera deflexión (-)→Onda S''

Tres puntos críticos.

Figura 43. Señal tipo 3.



Señal tipo 3

Primera deflexión (+)→Onda R

Primera deflexión (-)→Onda S

Segunda deflexión (-)→Onda S'

Dos puntos críticos.

Las ondas componentes se rigen estrictamente por el número de puntos críticos determinados mediante el análisis tiempo-frecuencia, teniendo en cuenta este método de detección no es posible formular una hipótesis sobre la existencia de las ondas equivalentes a la onda P y T en el humano, no hay regularidad respecto a estas dos ondas, pero hay que tener en cuenta que aunque no se detectan las ondas P y T no implica que no existan.

Es importante tener en cuenta que la distancia electrodo-corazón es muy grande y el medio conductor disminuye la magnitud del vector, además influye notablemente la distorsión de la señal debida a artefactos y señales biológicas, razones de peso que contribuyen a la escasa información en los registros actuales sobre estas dos ondas. Se sugiere como recomendación para trabajos posteriores utilizar otros estudios con electrodos de mayor penetración y más cercanos a la fuente de energía (corazón).

6.3. HIPÓTESIS SOBRE LA VELOCIDAD DE CONDUCCIÓN EN LA BALLENA

La hipótesis de velocidad de conducción en la ballena Jorobada adulta se restringe únicamente a la velocidad de conducción del músculo ventricular, debido a que solo fue posible determinar un patrón para el complejo global (QRS en el humano) a través del análisis tiempo-frecuencia.

La velocidad de conducción del tejido cardíaco es una rata que relaciona la distancia que recorre la corriente eléctrica a través del miocardio en el proceso de despolarización con el tiempo que demora en dicho recorrido. En relación con las velocidades de conducción en el tejido cardíaco del humano se tiene las siguientes referencias:

Tabla 7. Velocidad de conducción en el tejido cardiaco.

Tejido	Velocidad de Conducción (m/seg)
Nodo SA	0.05
Vía auricular	1
Nodo AV	0.05
Haz de his	1
Sistema de Purkinje	4
Músculo ventricular	1

El análisis consistirá básicamente en utilizar los promedios encontrados en cuanto a duración de complejo global, medidas cardiacas en ballenas grises, picudas, Jorobada adultas y en el ser humano para determinar velocidades de conducción en los cetáceos de este suborden.

Para satisfacer las medidas precisas en la hipótesis de la velocidad de conducción es necesario realizar un análisis del comportamiento de la relación existente entre el tiempo aproximado de duración del complejo global de las ballenas y la medida del eje longitudinal de las cavidades ventriculares (septum y paredes ventriculares); para tal fin se realiza una exploración de las medidas de longitud tanto en el humano como en la ballena.

En base a la cardiometría y el tiempo aproximado de duración del QRS en el humano se plantea una hipótesis sobre la velocidad de conducción ventricular; la cual es comparada con los datos de la tabla 7. Este método es un punto de referencia para concluir la hipótesis de velocidad de conducción en el cetáceo.

Teniendo en cuenta la medida Standard del eje longitudinal del corazón en el humano ⁹ y el tiempo aproximado de duración del QRS se plantea:

Medida longitudinal Corazón humano = 10 cm.

Medida longitudinal Ventricular = $3/4 * (10) \text{ cm} = 7.5 \text{ cm}$.

Tiempo de duración promedio complejo QRS = 0.08 seg.

La despolarización ventricular es simultánea (septum ventricular, haz de his y paredes ventriculares).

Velocidad de Conducción Ventricular aprox. = $\frac{0.075}{0.08} = 0.93 \text{ m /seg}$.

Velocidad de Conducción Ventricular Real = 1 m /seg.

$$\% \text{ Error} = \left| \frac{1 - 0.93}{1} \right| * 100\% = 7\%$$

Los resultados obtenidos constituyen una buena aproximación a los datos reales en cuanto a velocidad de conducción.

Medida longitudinal Corazón ballena Jorobada = 1.5 m.

Medida longitudinal Ventricular = $4/5 * (1.5) \text{ m} = 1.2 \text{ m}$.

Tiempo de duración complejo global tipo 1 = 0.4713 seg.

Tiempo de duración complejo global tipo 2 = 0.4807 seg.

Tiempo de duración complejo global tipo 3 = 0.4784 seg.

Velocidad de Conducción Ventricular aprox. tipo 1 = $\frac{1.2}{0.4713} = 2.546 \text{ m /seg}$.

⁹ Determinada mediante Cardiometría.

$$\text{Velocidad de Conducción Ventricular aprox. tipo 2} = \frac{1.2}{0.4807} = 2.496 \text{ m /seg.}$$

$$\text{Velocidad de Conducción Ventricular aprox. tipo 3} = \frac{1.2}{0.4784} = 2.508 \text{ m /seg.}$$

Los resultados obtenidos representan tres velocidades de conducción, correspondientes a los tres tipos de ondas clasificados mediante el análisis tiempo-frecuencia; para desglosar su significado es necesario aclarar que las señales se ven afectadas por ruido eléctrico e información fisiológica en la misma banda de frecuencias razón por la cual se encontraron tres tipos de señal. Estos tipos de ondas no constituyen un cambio en la fisiología cardiovascular del cetáceo, si no una variación estadística de los resultados debido a los algoritmos matemáticos aplicados.

Promedio de la velocidad de conducción = 2.5126 m /seg.

Partiendo de que el corazón de la ballena Jorobada es 4500 veces¹⁰ más grande que el corazón del humano y que el standard usado en la toma de los registros electrocardiográficos es el mismo ($v = 25 \text{ mm/seg}$), es de esperar que el tiempo representativo del fenómeno de despolarización en el cetáceo fuese mayor, la velocidad de conducción sería comparativamente igual, sin embargo el tiempo obtenido según la clasificación es aproximadamente 6 veces mayor que en el humano lo cual permite concluir que la velocidad de conducción en la ballena Jorobada es mayor, aproximadamente 2.5 veces más rápida que en el humano.

El resultado de la velocidad de conducción en la ballena Jorobada sugiere la existencia de un tejido especializado que favorece el recorrido de la corriente

¹⁰ Dr. Paul White.

eléctrica a través del miocardio, posiblemente miocitos recubiertos de una gruesa capa de mielina [2].

Se cuestiona sin embargo la localización del electrodo que puede incidir en la morfología del QRS y en la ausencia de la onda P.

CONCLUSIONES

Es importante la comprensión de los fenómenos que encierran el comportamiento cardiovascular en el ser humano ya que constituyen una base de referencia en cuanto a los procedimientos y al génesis de esta disciplina para la aplicación de estos principios en la electrocardiografía en ballenas y las diferentes especies animales.

En la transformación de la información de imagen matricial a vector mediante binarización y extracción de coordenadas se obtienen vectores dobles para cada muestra, uno de tiempo relativo y otro de amplitudes, este tiempo relativo es tiempo no uniformemente espaciado. Las transformaciones a nivel frecuencial *Wavelet* se efectúan sobre el vector amplitud y sus resultados se extrapolan tanto a este vector como al de tiempo no uniforme obteniendo así los puntos críticos mediante la discriminación de pesos de coeficientes *Wavelet*. Esta aclaración tiene como fin mostrar que la metodología utilizada es rápida en transformación de imagen a vector y eficaz en la obtención de patrones ECG.

El desarrollo de interfaces gráficas en pro del procesamiento de imagen y señal, facilita la aplicación de los algoritmos y ayuda de forma semiautomática a modificarlos si no son lo suficientemente satisfactorios en la aplicación concerniente, además de ser una herramienta didáctica en la comprensión del proceso en forma esquemática y sucesiva.

La determinación del patrón electrocardiográfico se restringió a la detección del complejo global (QRS en el humano) debido al traslape en la banda de

información como resultado de temblor muscular, señales electromiográficas, pulso respiratorio y variaciones en la presión que por encontrarse en el mismo rango de frecuencias que el trazado ECG dificultan el proceso de filtrado y la elección de un umbral.

Se desarrolló una herramienta software que está en capacidad de: transformar los registros fotográficos a señal, detectar las diversas ondas y medir la duración del complejo global. Este análisis se restringió al complejo global debido a la baja calidad (demasiado ruido) de las señales que componen el electrocardiograma.

Se diseñó una herramienta de software que permite la visualización de la Transformada *Wavelet* 3D como una ayuda en el proceso de aplicación de la Transformada siendo un aporte significativo en el proceso de aprendizaje mediante el uso del toolbox de MATLAB Wavelab802.

La exploración a través de los diferentes algoritmos que se aplicaron a la información digitalizada para la obtención de patrones ayuda a entender las necesidades y condicionamientos que los diferentes tipos de señal exigen a la hora de escoger el tipo de transformación adecuada y suficiente para obtener los resultados que se buscan. En nuestro caso señales finitas y no estacionarias requieren de transformaciones *Wavelet* que tienen en cuenta estas características: la variable escala nos permite afrontar señales finitas y la variable translación nos permite localizar frecuencias temporalmente.

Señales debidas a cambios rápidos en el registro electrocardiográfico se revelan en el espacio *Wavelet* como *detalles* significativos de alta frecuencia.

Se probó la eficiencia de la Transformada *Wavelet*, para el procesamiento de señales electrocardiográficas, dejando al descubierto el gran potencial y la gran flexibilidad de este modelo matemático.

La información correspondiente a un solo dardo en la ballena Jorobada no permite un completo análisis retrospectivo de la señal electrocardiográfica para la hipótesis del vector de despolarización, ya que la vectocardiografía necesita ver el fenómeno desde diferentes perspectivas, es decir, se deben tener varias derivaciones para concluir una dirección precisa de este vector. Sin embargo la hipótesis propuesta es coherente con los datos que se tienen.

Se postula la dirección del vector medio de despolarización ventricular de derecha a izquierda, de adelante hacia atrás y de arriba hacia abajo.

Es muy corto el QRS en relación con el gasto cardiaco de la ballena.

Partiendo de que el corazón de la ballena Jorobada es 4500 veces más grande que el corazón del humano y que el standard usado en la toma de los registros electrocardiográficos es el mismo ($v = 25$ mm/seg), es de esperar que el tiempo representativo del fenómeno de despolarización en el cetáceo fuese mayor, entonces la velocidad de conducción sería comparativamente igual, sin embargo el tiempo obtenido según la clasificación es aproximadamente 6 veces mayor que en el humano lo cual permite concluir que la velocidad de conducción en la ballena Jorobada es mayor, aproximadamente 2.5 veces más rápida que en el humano.

El resultado de la velocidad de conducción en la ballena Jorobada sugiere la existencia de un tejido especializado que favorece el recorrido de la corriente eléctrica a través del miocardio, posiblemente miocitos recubiertos de una gruesa capa de mielina.

En los registros electrocardiográficos no fue posible la identificación de las ondas P y T, en correspondencia del ECG humano; sin embargo la no identificación de las ondas P y T en los registros obtenidos no implica que éstas no existan. Una posible razón por la cual no se observan dichas ondas es la frecuencia cardiaca lenta que se proyecta en ondas P y T muy aplanadas.

La gran cantidad de tejido adiposo de la ballena puede haber interferido en la conducción eléctrica.

Se cuestiona la localización del electrodo que puede incidir en la morfología del QRS y en la ausencia de las ondas P y T.

Se ha constatado que en materia de investigación al interior de la Universidad, es importante e indispensable el trabajo interdisciplinario entre distintas áreas del conocimiento como lo son la Ingeniería y la Medicina, con el propósito de brindar a nuestra sociedad soluciones a problemas latentes, así la institución juega un papel trascendental en la construcción de un nuevo país.

El complejo global se presume representa la despolarización ventricular debido a que en los registros, las ondas más rápidas detectadas mediante WT estaban contenidos en él; análogamente al complejo QRS en el humano.

RECOMENDACIONES

Para investigaciones posteriores se debe realizar una nueva adquisición de las señales con electrodos de mayor penetración y más cercanos a la fuente de energía (corazón).

Tratar de mejorar la adquisición de los registros ECG, es decir, determinar un formato diferente al fotográfico para el tratamiento de los mismos.

Darle continuidad a este proyecto mediante la realización de una segunda fase, en la cual se complemente esta herramienta software con el diseño e implementación de nuevos algoritmos que faciliten el análisis y detección de un patrón electrocardiográfico completo.

Estudiar otros modelos matemáticos para la caracterización de la señal electrocardiográfica que permitan optimizar cada vez más los algoritmos computacionales existentes y por ende mejorar los resultados obtenidos mediante el procesamiento de esta señal.

Fortalecer los procesos de investigación que se llevan a cabo dentro de nuestra universidad mediante la realización de proyectos de carácter interdisciplinario que integren las potencialidades de los distintos campos del saber y que conduzcan a la exteriorización del conocimiento hacia la sociedad, a través de soluciones óptimas a las necesidades de nuestro país, y a la integración con otras instituciones nacionales e

internacionales que respalden las áreas del conocimiento exploradas en este proyecto.

BIBLIOGRAFÍA

ANDRÓMEDA INTERACTIVE ldt. Medical Science Division. Cardiovascular System. Medical@andromeda.co.uk. Módulo 1-4. 1995.

ARANGO JJ. Manual de Electrocardiografía. Cuarta Edición. Medellín: Corporación para investigaciones Biológicas, 1996, 141-65.

BURRUS S., Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms, Prentice Hall, 1997.

CHÁVEZ N. ÁNGEL M., RUEDA OSCAR L., VESGA BORIS E. Evidencias en Electrocardiografía I y II. Revista de Electrocardiografía. Facultad de Salud. UIS. 1999.

CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Departamento de Informática de Sistemas y Computadores DISCA. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.

GANONG WF. Fisiología Médica. Décimo quinta edición. México D.F. Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V, 1996,601-4.

GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L, HAUSDORFF JM, IVANOV PCh, MARK RG, MIETUS JE, MOODY GB, PENG CK, STANLEY HE. "PhysioBank, PhysioToolkit, and Physionet: Components of a New Research

Resource for Complex Physiologic Signals”. Circulation 101(23):e215-e220. 2000.

GONZÁLES RAFAEL C., WOODS RICHARD E. Procesamiento Digital de Imagen. Addison-Wesley Publishing Company Inc. Reading Massachussets. U.S.A. 1992.

GRAPS A., “An Introduction to Wavelets”, IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Núm. 2, 1995.

GRITZALI F., FRANGAKIS G., PAPAKONSTANTINOV G. Detection of the P and T waves in a ECG. Computing Biomedical. IEEE. 1989 Res : 22. 83-91 p.

GUYTON AC, HALL JE. Tratado de Fisiología Médica. Novena Edición. México D.F. Interamericana –Mc Graw Hill, 1997, 131-8.

HAMILTON P.S., TOMKINS W.J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT-BIH arrhythmia database. IEEE Transactions Biomedical Engineering. 1986. Res : 33. 1157-1165 p.

KAMEN, Edward W. Introducción a señales y sistemas. CECSA. México, 1996. pág. 412.

MALLAT S., “A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: the Wavelet Transform”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 11, Núm. 7, pp.674-683, 1989.

MALLAT, Stephane. Zero-Crossings of a Wavelet Transform. IEEE Transactions on information theory. (1991) 37, 1019-1033.

MEYER C R., KEISER H.N., Electrocardiogram Baseline Noise Estimations and Removal using Cubic Splines and State-Space Computation Techniques. Computers and Biomedical Research, pp. 459-470, 1977.

MOLINA R., Introducción al Procesamiento y Análisis de Imágenes Digitales. Universidad de Granada España. Departamento de Ciencias de la Computación. E.I.A. 1998.

OPPENHEIM A.V., y SCHAFER R.W., “Discrete-Time Signal Processing”, Prentice-Hall International, 1989.

OPPENHEIM Alan V., WILLSKY Alan S., “Signals and Systems”, Prentice Hall. Inc, 2nd Edition, 1998, pp. 65,523–554.

PAN J., TOMKINS W.J. A real – time QRS detection algorithm. IEEE Transactions Biomedical Engineering. 1985. Res: 32. 230 -236 p.

PIETKA E. Feature extraction in computerized approach to the ECG analisis. Pattern Recognition.1991. 139-146 p.

PROVAZNIK I., KOZUMPLÍK J., BARDONOVA J., NOVAKOVÁ M., y NOVAKOVÁ Z., “Wavelet Transform in ECG signals Processing”. Proceeding of the 15th Biennial Eurasip Conference BIOSIGNAL 2000. pp. 21-25, 2000.

REYNOLDS J. POMBO., ROZO I. CARVAJAL. Electrocardiografía en Ballenas. Proyecto SCVS. Seguimiento Corazón de Ballena Vía Satélite. Vol. I, II, III. Bogota. 1998.

SAHAMBI J.S., TANDOM S.N., BHATT R.K.P. Using Wavelet Transform for ECGs Characterization. Center for Biomedical Engineering. Indian institute of Technology Delhi. IEEE EMB. Vol 16. 1997.

SUPAPPDA S., SUN Y. Nonlinear transform of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis. IEEE Transactions on biomedical engineering. 1994. vol. 14. num. 4. 397 – 400 p.

THAKOR N.V., WEBSTER J.G., y TOMPKINS W.J., “Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, Vol. 31, Núm. 11, pp. 702-706, Noviembre 1984.

VETTERLI M., “Wavelets and Sub band Coding”, Prentice Hall, 1995.

VULLINGS E. J., GARCIA P. LAGUNA. Waveform detection in holter ECG using dynamic time warping. Comunicaciones del XV congreso anual de la sociedad española de ingeniería biomédica. Valencia España. 1997. 313 - 316 p.

WAVELAB TOOLBOX, wavelet toolbox and Database Toolbox for use with MATLAB User`s Guide. The MathWorks, Inc. 2002. Matlab. PDF Documentations. [www. Mathworks.com](http://www.Mathworks.com)

PÁGINAS WEB

- www.ieee.org : Institute of Electric and Electronic Engineers
- www.embs.org : Engineering in Medicine and Biology Society
- www.mathworks.com : MATLAB
- www.wavelet.org : Papers y software de aplicación en *Wavelets*
- www.hab2001.sld.cu : II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica
- <http://stat.stanford.edu> : Departamento de estadística – Stanford University
- www.amara.com/current/wavelet.html : Amara's Wavelet page
- <http://engineering.rowan.edu> : Información *Wavelet*

REFERENCIAS

- [1] GUYTON AC, HALL JE. Tratado de Fisiología Médica. Novena Edición. México D.F. Interamericana –Mc Graw Hill, 1997, 131-8.
- [2] GANONG WF. Fisiología Médica. Décimo quinta edición. México D.F. Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V, 1996,601-4.
- [3] ANDRÓMEDA INTERACTIVE Idt. Medical Science Division. Cardiovascular System. Medical@andromeda.co.uk. Módulo 1-4. 1995.
- [4] ARANGO JJ. Manual de Electrocardiografía. Cuarta Edición. Medellín: Corporación para investigaciones Biológicas, 1996, 141-65.
- [5] CHAVEZ N. ANGEL M., RUEDA OSCAR L., VESGA BORIS E. Evidencias en Electrocardiografía I y II. Revista de Electrocardiografía. Facultad de Salud. UIS. 1999.
- [6] REYNOLDS J. POMBO., ROZO I. CARVAJAL. Electrocardiografía en Ballenas. Proyecto SCVS. Seguimiento Corazón de Ballena Vía Satélite. Vol. I, II, III. Bogota. 1998.
- [7] GONZALES RAFAEL C., WOODS RICHARD E. Procesamiento Digital de Imagen. Addison-Wesley Publishing Company Inc. Reading Massachussets. U.S.A. 1992.

- [8] MOLINA R., Introducción al Procesamiento y Análisis de Imágenes Digitales. Universidad de Granada España. Departamento de Ciencias de la Computación. E.I.A. 1998.
- [9] CUESTA FRAU D. Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas. Departamento de Informática de Sistemas y Computadores DISCA. Universidad Politécnica de Valencia. Tesis Doctoral. Septiembre 2001.
- [10] WAVELAB TOOLBOX, wavelet toolbox and Database Toolbox for use with MATLAB User`s Guide. The MathWorks, Inc. 2002. Matlab. PDF Documentations. [www. Mathworks.com](http://www.Mathworks.com)
- [11] BURRUS S., Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms, Prentice Hall, 1997.
- [12] GRAPS A., “An Introduction to Wavelets”, IEEE Computational Science and Engineering, Vol. 2, Núm. 2, 1995.
- [13] OPPENHEIM A.V., y SCHAFER R.W., “Discrete-Time Signal Processing”, Prentice-Hall International, 1989.
- [14] KAMEN, Edward W. Introducción a señales y sistemas. CECSA. México, 1996. pág. 412.
- [15] OPPENHEIM Alan V., WILLSKY Alan S., “Signals and Systems”, Prentice Hall. Inc, 2nd Edition, 1998, pp. 65,523–554.
- [16] PROVAZNIK I., KOZUMPLÍK J., BARDONOVA J., NOVAKOVÁ M., y NOVAKOVÁ Z., “Wavelet Transform in ECG signals Processing”. Proceeding of the 15th Biennial Eurasip Conference BIOSIGNAL 2000. pp. 21-25, 2000.

[17] <http://engineering.rowan.edu>.

[18] MALLAT S., "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: the Wavelet Transform", IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 11, Núm. 7, pp.674-683, 1989.

[19] THAKOR N.V., WEBSTER J.G., y TOMPKINS W.J., "Estimation of QRS ComplexPower Spectra for Design of a QRS Filter", IEEE Transactions on BiomedicalEngineering", Vol. 31, Núm. 11, pp. 702-706, Noviembre 1984.

[20] VETTERLI M., "Wavelets and Subband Coding", Prentice Hall, 1995.

[21] GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L, HAUSDORFF JM, IVANOV PCh, MARK RG, MIETUS JE, MOODY GB, PENG CK, STANLEY HE. "PhysioBank, PhysioToolkit, and Physionet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals". Circulation 101(23):e215-e220. 2000.

[22] PIETKA E. Feature extraction in computerized approach to the ECG analisis. Pattern Recognition.1991. 139-146 p.

[23] GRITZALI F., FRANGAKIS G., PAPAKONSTANTINOV G. Detection of the P and T waves in a ECG. Computing Biomedical. IEEE. 1989 Res : 22. 83-91 p.

[24] HAMILTON P.S., TOMKINS W.J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT-BIH arrhythmia database. IEEE Transactions Biomedical Engineering. 1986. Res : 33. 1157-1165 p.

[25] PAN J., TOMKINS W.J. A real – time QRS detection algorithms. . IEEE Transactions Biomedical Engineering. 1985. Res: 32. 230 -236 p.

- [26] SAHAMBI J.S., TANDOM S.N., BHATT R.K.P. Using Wavelet Transform for ECGs Characterization. Center for Biomedical Engineering. Indian institute of Technology Delhi. IEEE EMB. Vol 16. 1997.
- [27] MEYER C.R., KEISER H.N., Electrocardiogram Baseline Noise Estimations and Removal using Cubic Splines and State-Space Computation Techniques. Computers and Biomedical Research, pp. 459-470, 1977.
- [28] MALLAT, Stephane. Zero-Crossings of a Wavelet Transform. IEEE Transactions on information theory. (1991) 37, 1019-1033.
- [29] VULLINGS E. J., GARCIA P. LAGUNA. Waveform detection in holter ECG using dynamic time warping. Comunicaciones del XV congreso anual de la sociedad española de ingeniería biomédica. Valencia España. 1997. 313 -316 p.
- [30] SUPAPPDA S., SUN Y. Nonlinear transform of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis. IEEE Transactions on biomedical engineering. 1994. vol. 14. num. 4. 397 – 400 p.

ANEXO A. GENERALIDADES DE LAS BALLENAS

Las ballenas son mamíferos de un grupo taxonómico llamado ***Cetacea*** (cetáceos) de cuerpos alargados dotados de un par de aletas pectorales y una cola dividida en dos lóbulos, mantienen estable su temperatura corporal, respiran aire periódicamente y dan a luz crías vivas que se alimentan por leche secretada por sus glándulas mamarias.

De acuerdo con ciertas características morfológicas, el orden *Cetacea* está dividido en dos grupos:

- Suborden ***Mysticeti***: son las ballenas propiamente dichas es decir animales filtradores sin dientes y dotados de barbas, como las ballenas jorobadas.
- Suborden ***Odontoceti***: reúne animales dentados como los delfines de mar y agua dulce, la orca, el cachalote y el marval entre otros.

En términos biológicos la separación de los dos grupos se debe principalmente a las estructuras utilizadas para la alimentación y los diferentes hábitos alimenticios.

EVOLUCIÓN

La historia evolutiva de las ballenas se remonta al antiguo mar de ***Tethys***, donde algunos grupos de mamíferos alcanzaron el éxito biológico en la tierra. Se trataba de los ***Mesoniquianos***, mamíferos completamente terrestres,

cuadrúpedos, carnívoros, omnívoros y herbívoros. Estos eran animales similares a un perro lobo con masa corporal que podía variar de 10 a 250 kg. Los *Mesoniquianos* que se han descubierto provienen de África, Norte América, Australia y Nueva Zelanda, algunos tiene mas de 64 Ma.

Figura A.1 *Mesoniquiano*



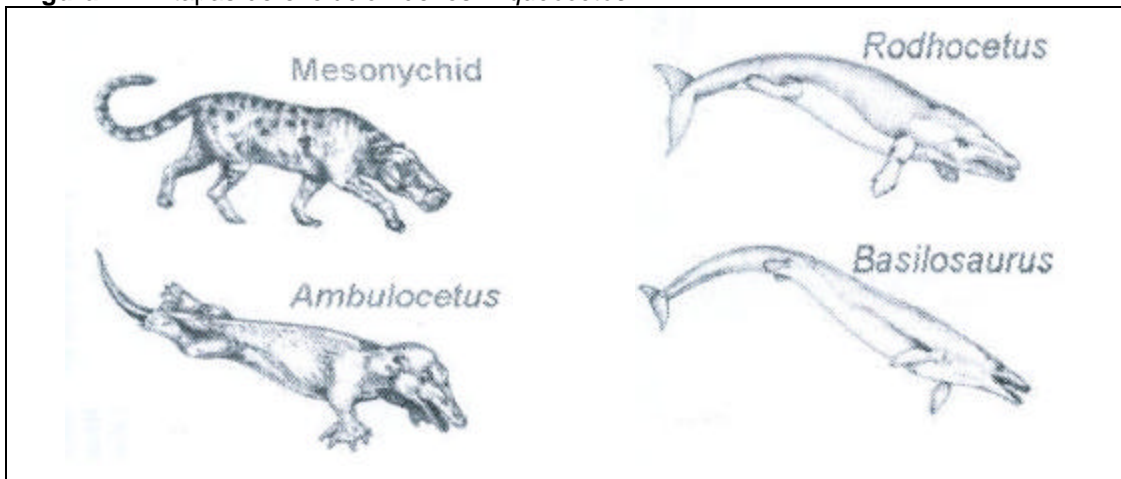
Algunas teorías evolutivas afirman que poblaciones de *Mesoniquianos* empezaron a explorar nichos que dejaron abandonados los reptiles acuáticos que se habían extinguido, a partir de estos grupos se originaron los *Arqueocetos*, es decir los ancestros de las ballenas actuales.

Los *Arqueocetos* vivieron durante el Eoceno, presentaron adaptaciones relacionadas con el paso de un medio terrestre a uno acuático: cuerpo

alargado, extremidades posteriores reducidas, fosas nasales desplazadas al dorso y cambios en los sistemas de osmoregulación.

La audición fue un sentido que se fue especializando, mientras el olfato perdió funcionalidad.

Figura A.2 Etapas de evolución de los *Arqueocetos*



En los dos grupos, ***Ambulocetus Natons*** y ***Basilosaurus***, los huesos de las extremidades posteriores se fusionaron, dando origen a la aleta caudal y a una nueva forma de movimientos verticales de la cola que permitían su desplazamiento.

Durante el Oligoceno se separaron los dos grandes subórdenes cetáceos, en algunas se conservaron los dientes dando origen a los Odontocetos, en otras los dientes fueron remplazados por barbas y el cuerpo sufrió fenómenos de gigantismo, los ***Misticetos***.

Una de las conclusiones más importantes de los estudios moleculares es que el grupo de animales vivientes mas relacionado con los cetáceos es el de los Artiodáctilos, es decir, animales que dieron origen a Ungulados como hipopótamos y camellos.

El *Arqueoceto* pudo haber tenido extremidades posteriores pero posiblemente atrofiadas. En la Figura 2 se observa la concepción artística del *Rodocetus*.

Figura A.3 *Rodocetus*



FISIOLOGÍA

Las ballenas tienen bulbos olfatorios reducidos y a diferencia de los mamíferos terrestres no existe la relación gusto-olfato, el sentido del olfato se ha modificado y son otros los sentidos que se utilizan para dar mayor información sobre el medio que los rodea.

Su visión no es estereoscópica si no binocular, se cree que utilizan la visión para coordinar actividades de grupo como cacería y alimentación, en algunas especies para reconocer lugares durante las migraciones.

El tacto representa un mecanismo de exploración y reconocimiento por medio de terminaciones nerviosas que tiene en los pliegues de la piel.

A diferencia de muchos otros mamíferos no tienen oído externo en la cabeza, se observan dos pequeños orificios laterales seguidos por dos canales que comunican al oído medio e interno.

Las ballenas no poseen cuerdas vocales y cuando producen sonidos, lo hacen bajo el agua con la boca y los canales nasales cerrados, las vocalizaciones son de baja frecuencia de 3 KHz a 35 KHz. A los sonidos se les atribuye muchas funciones como advertencias de peligro, reconocimiento sexual, comunicación a larga distancia, comunicación entre manadas e información sobre alimento.

La respiración se realiza a través de los orificios nasales ubicados en el dorso de su cuerpo y lo hacen para renovar el aire de sus pulmones. Después de haber realizado varias ventilaciones, el animal se sumerge y los orificios nasales se cierran por medio de válvulas, los tiempos de inmersión cambian de acuerdo a las especies y pueden variar de 20 a 80 minutos.

En superficie las exhalaciones tienen forma de un “Geiser” (soplo) por que el contenido de aire en los pulmones es expulsado con fuerza hacia las fosas nasales; el aire a presión atomiza el agua y los aceites que se encuentran en estos canales produciendo la columna visible y muy caliente de vapor de agua. El “Geiser” de las diferentes especies varía considerablemente en altura y forma de acuerdo con la dispersión del agua, patrón importante para la identificación de los individuos.

Un hábito de vida importante en las ballenas es la inmersión en cuyo proceso estas sufren una serie de cambios. Las ballenas al sumergirse no pueden

acumular mucho aire en sus pulmones por que a gran profundidad la presión hace que el oxígeno se vuelva tóxico y el Nitrógeno obtenido al respirar el aire se disuelve en la sangre y se transforma en burbujas al momento de ascender.

Debido a que las ballenas necesitan sangre oxigenada para sus actividades metabólicas y no pueden sumergirse con los pulmones, acumulan oxígeno por medios químicos asociado a moléculas de Hemoglobina en la sangre y la Mioglobina en los músculos.

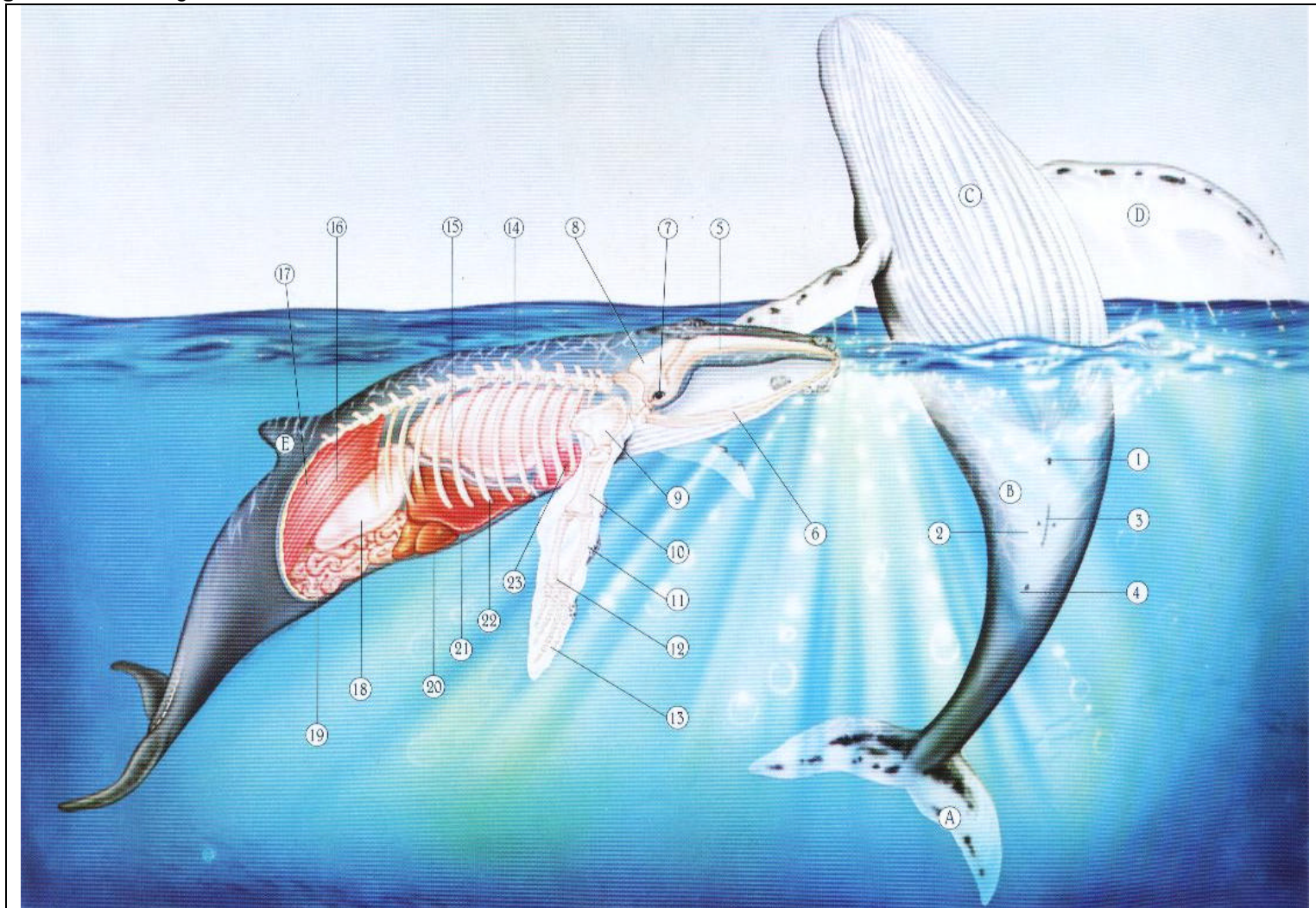
En comparación con otros mamíferos, las ballenas poseen más sangre y en consecuencia, más Hemoglobina, lo que aumenta la cantidad de oxígeno disponible. Los pulmones y los alvéolos se colapsan durante la inmersión y el poco aire contenido es enviado hacia las regiones donde no ocurre intercambio gaseoso (tráquea), evitando así que el Nitrogeno pase a la sangre y produzca burbujas.

Las ballenas tienen baja frecuencia cardiaca, "8-10" contracciones por minuto y para ahorrar oxígeno durante la inmersión reducen su frecuencia cardiaca a la mitad (Bradycardia), al igual que el volumen de sangre oxigenada que circula hacia los diferentes órganos y tejidos.

Otra respuesta es la vasoconstricción periférica que permite mantener la circulación de la sangre oxigenada solo en algunos órganos internos importantes como el cerebro, el hígado y los riñones. Los otros órganos mantienen su actividad con un metabolismo anaeróbico (sin O₂).

Para facilitar el entendimiento de la fisiología de la ballena se hace un breve relación morfológica.

Figura A.4 Morfología de una ballena



- | | |
|-------------------------|-----------------------|
| A. Aleta caudal | 10. Húmero |
| B. Bajo vientre | 11. Cubito |
| C. Pliegues | 12. Radio |
| D. Aleta pectoral | 13. Dedos |
| E. Aleta dorsal | 14. Columna vertebral |
| 1. Ombligo | 15. Pulmón |
| 2. Glándulas mamarias | 16. Tejido muscular |
| 3. Orificio uro-genital | 17. Capa de grasa |
| 4. Ano | 18. Estómago |
| 5. Maxilar superior | 19. Intestino |
| 6. Maxilar inferior | 20. Páncreas |
| 7. Cavidad ocular | 21. Hígado |
| 8. Cráneo | 22. Costillas |
| 9. Omoplato | 23. Corazón |

La locomoción en las ballenas ha determinado una serie de cambios en su fisonomía corporal. El agua es 800 veces más densa que el aire y 30 veces más viscosa por lo tanto la resistencia al agua limita la velocidad de natación, el 40% del peso corporal es músculo, esto permite desplazarse en un medio tan denso y viscoso como el mar.

Las ballenas tienen algunas adaptaciones como la forma alargada de su cuerpo (para mayor hidrodinamia), la piel lisa y sin pelos y la internalización de los órganos reproductores (pene) y las glándulas mamarias para evitar la turbulencia del agua, ya que las acciones energéticas representan un gasto energético.

Las ballenas se desplazan por propulsión que generan movimientos verticales de la cola, el desplazamiento en la mayoría de las ballenas forma un flujo laminar, el cual da mayor eficiencia para romper la resistencia del agua.

La velocidad alcanzada por estos animales, varía entre las especies pero puede llegar a 30Km/h en animales como la ballena Jorobada y la ballena Azul.

La flotación es otro mecanismo de locomoción, cuando dormitan las ballenas permanecen en superficie y se dejan llevar por el movimiento de las olas.

Las aletas en general facilitan la estabilidad y propulsión, están divididas en tres categorías:

Aletas Pectorales: Forma plana y alargada que da estabilidad y dirección al cuerpo al momento de nadar.

Aletas Dorsales: Solo algunas especies la presentan, se cree que puede servir para dar estabilidad y regular la temperatura corporal o para el reconocimiento de los sexos.

Aleta Caudal: Varía de forma y tamaño en respuesta a la forma corporal del animal, esto genera diferentes patrones de locomoción.

Las migraciones son viajes anuales y cíclicos, que en el caso de las ballenas van dirigidas desde las zonas frías o templadas hacia zonas tropicales y viceversa. Están relacionadas con las necesidades reproductivas y alimenticias, estas migraciones pueden abarcar hasta 20000 Km de distancia en el caso de la ballena Jorobada.

Las migraciones van dirigidas desde alguno de los dos polos al Ecuador y del Ecuador a los polos, esto es una generalización ya que las rutas migratorias varían mucho de acuerdo a las especies.

La producción de sonidos de baja frecuencia es uno de los sistemas que resulta más eficientes para que las ballenas puedan comunicarse a grandes

distancias, al igual que las aves las ballenas tienen la capacidad de orientarse a través del magnetismo de la tierra, gracias a la presencia de magnetitas en la corteza del cerebro que responden a los campos magnéticos de la tierra y dan información útil para dirigir las rutas migratorias. Otro elemento importante para guiarse bajo el agua son los sonidos producidos por los peces, invertebrados y otros organismos.

Las ballenas que realizan largas migraciones solo ciertos meses del año y lo hacen durante el verano de las zonas polares (árticas o antárticas), donde se concentran sus fuentes de alimentación (Krill, Crustáceos y peces pequeños). Existen dos formas principales de alimentación:

Por Barrido: El animal se desplaza en superficie con boca abierta.

Por Engolfamiento: La ballena se sumerge, llena la boca de agua y sale a la superficie expulsando agua a través de las barbas capturando entre estas láminas, crustáceos y peces pequeños.

En época de alimentación acumulan reservas de grasa en la piel, es así como soportan varios meses de ayuno que dura el viaje hacia los sitios de reproducción. En los meses de alimentación el espesor de la piel puede alcanzar los 50 cm en algunas especies, en ayuno prolongado durante la migración se reduce el espesor de la piel a 15 cm aproximadamente.

Una vez se inicia la primavera en los polos y se reduce la fuente de alimento, las ballenas hacia los sitios de reproducción en aguas tropicales y subtropicales, allí pasan todo el invierno.

En la mayoría de la especies el apareamiento es *Poligínico* o Promiscuo, durante esta época las hembras están siempre receptivas a los machos. La

gestación suele durar 10 meses o más y el cuidado materno se da en todas las especies.

Cuando inicia el ciclo de migración las madres y sus crías parten juntas hacia la zona de alimentación y solo se detienen durante largas trayectorias para amamantar, la fuente de energía proviene de la capa de grasa acumulada en la piel.

Para la identificación y observación de animales se utilizan diferentes elementos:

- Secuencias de Respiración.
- Forma del "Geiser".
- Forma y pigmentación de las aletas.
- Tamaño de los grupos.
- Patrones de comportamiento.

Algunas características físicas propias de cada especie funcionan también para elaborar catálogos fotográficos de identificación.

Desde hace más de 40 años muchos países han venido utilizando Hidrófonos. Como sistemas de ubicar submarinos, pero solo dos décadas atrás se usan para localizar mamíferos marinos a través de los sonidos que estos producen.

Las ballenas deben soportar cambios fuertes de temperatura en algunas épocas se encuentran en aguas muy frías (menos de 10 grados) y en otras en aguas cálidas. El aislamiento es una excelente solución para los ambientes fríos, en el caso de las ballenas, esto se logra a través de una gruesa capa de piel con un alto contenido en grasa.

Las regiones del cuerpo que no están bien aisladas con grasa pueden perder calor, para evitar que esto suceda existen sistemas de intercambio de calor por contracorriente que se conocen como “Red Admirable”.

La red admirable consiste en una red de venas y arterias, que se encuentran en los capilares sanguíneos y que permiten que los flujos de sangre (el venoso y el arterial) se mantengan cercanos, corran en direcciones opuestas y puedan transferir calor de uno a otro.

La sangre contenida en las aletas y en la cola tiende a enfriarse si el medio es frío, pero gracias a la red admirable y a la posición de los vasos sanguíneos, las arterias ceden calor a las venas y la sangre se precalienta antes de llegar a las regiones del cuerpo donde están aisladas y en las que se pueden conservar el calor.

Para evitar el “recalentamiento” cuando la ballena nada activamente en aguas tropicales, debido al calor que acumula en el cuerpo por efecto de la capa grasa, para evitar que esto ocurra, el sistema contracorriente de los vasos sanguíneos hace que las venas (de las regiones del cuerpo poco aisladas) cedan el calor de la sangre circulante al aire o al agua y baje la temperatura corporal.

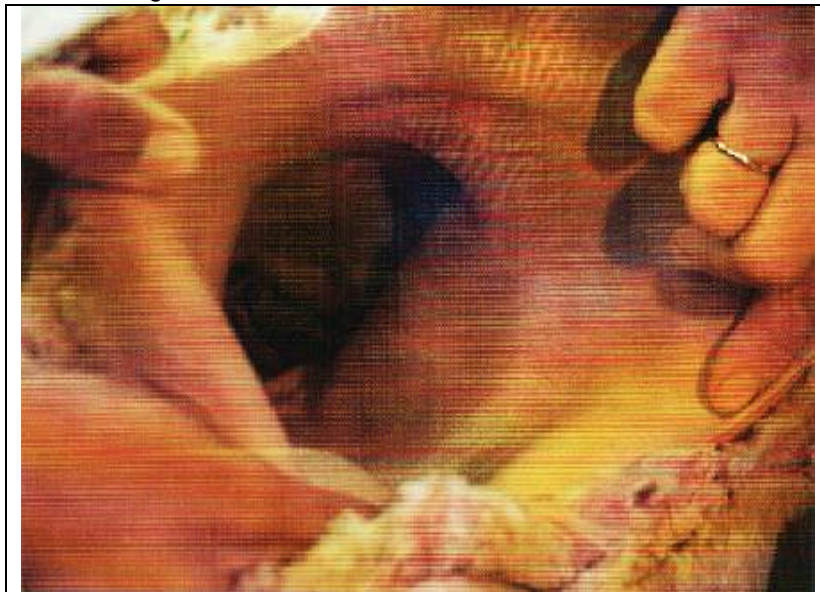
Cabe anotar que las ballenas tienen el sistema de conducción más evolucionado dentro de los mamíferos. El corazón de la ballena Azul puede alcanzar el tamaño de un automóvil pequeño, 4000 veces más grande que el corazón humano. Aún perdiendo su volumen real por ausencia de sangre, se puede apreciar el tamaño del corazón de la ballena, al compararlo con los brazos y manos de las personas que lo manipulan.

Figura A.5 Corazón de la ballena



El músculo cardiaco pesa aproximadamente 2 toneladas, moviliza hasta 1000 litros de sangre por contracción y sus válvulas son del tamaño de una rueda de automóvil. Se ha observado que la aorta de estas ballenas alcanza a medir 45cm de diámetro, en las ballenas Azules el Haz de His y las fibras de Purkinje se transformaron en los sistemas más rápidos y eficientes de conducción eléctrica, si se comparan con los de otros mamíferos.

Figura A.6 Vista interior del corazón de la ballena



ANEXO B. ELECTROCARDIOGRAFÍA EN BALLENAS

ESTADO DEL ARTE

La investigación de la electrocardiografía en ballenas tiene su génesis no solo en estudios de animales de su misma especie sino en general comprende un completo currículum de investigación en mamíferos.

Se pretende abordar los aspectos más significativos que han influido en la investigación de este cetáceo y su evolucionado sistema cardiovascular.

El primer dato publicado sobre el corazón de una ballena se remonta al año 1918, cuando el Dr. HAROLD HEATH, un profesor de la universidad de Stanford, en Akutan, diseccionó el corazón y en la publicación se observa una foto donde se observa la válvula mitral.

-Los primeros trabajos reportados sobre electrocardiografía en ballenas, son los publicados por el Dr. PAUL D. WHITE y su equipo en 1917 y 1952.

-El primer E.C.G tomado a una ballena jorobada fue registrado por el Dr. JORGE REYNOLDS POMBO en 1984.

-El primer E.C.G y fonocardiograma relacionados con la profundidad, fue el registrado por el Dr. JORGE REYNOLDS POMBO en 1985.

-El E.C.G más largo registrado hasta la fecha, fue el registrado por el Dr. JORGE REYNOLDS POMBO en la Isla Gorgona en 1990.

ELECTROCARDIOGRAFÍA EN ANIMALES MARINOS

Resume las investigaciones que comenzaron con las investigaciones de la actividad eléctrica de un anguila eléctrica (*Electrophorus electricus*), hasta la toma del 1er. ECG a una ballena jorobada (*Megaptera novaengliae*), en la Isla Gorgona, situada en el Pacífico Colombiano.

En resumen las investigaciones abordan temas como:

-Proyecciones fijas de la anguila eléctrica. Mayo 1975.

-Registro ECG de una Iguana marina (*Amblyrhynchus cristatus*), en las Isla Galápagos Ecuador. Junio 1978.

-En el acuario el rodadero, del Capitan Franciaco Ospina N., toma de ECG a lo Ssiguientes animales marinos: Pez cofre (*Ostration lentiginosum*), delfín común (*Tursiops truncatus*), león marino (*Otárido zalophus*), pez morena (*Morena helenae*), pulpo (*Octopus vulgaris*), tiburón nurse (*Gynglymostoma cirratum*) y tortuga carey (*Eretmochelis imbricata*). Noviembre 1978.

-Registro por primera vez en el mundo del ECG de una ballena jorobada (*Megaptera novaengliae*), en la Isla Gorgona, Pacífico Colombiano. Dirigida científicamente por el Dr. Jorge Reynolds y la colaboración del Capitán Francisco Ospina N. Noviembre 1984.

I. VIAJE HACIA EL CORAZÓN DE LA BALLENA

Del 14 al 20 de septiembre de 1985 se llevó a cabo la segunda expedición a la Isla Gorgona, en el pacífico colombiano con el fin de tomar un ECG, FCG

y la relación con la profundidad a la que se encontraba la ballena jorobada (*Megaptera novaengliae*). La dirección científica estuvo a cargo del Dr. Jorge Reynolds y la dirección logística del Capitán Francisco Ospina N. Intervinieron más o menos 25 personas entre biólogos, camarógrafos, médicos, periodistas, etc.

Para lograr este objetivo se construyeron unos dardos de frecuencia modulada (FM) y otro de transmisión por ultrasonido (TUS), para el registro en tres canales de un ECG, FCG y la profundidad a la que se encontraban las ballenas.

II. ELECTROCARDIOGRAFÍA CONTINUA, HOLTER, A UN DELFÍN ROSADO DEL AMAZONAS. *INIA GEOFFRENSIS*.

En el mes de febrero de 1986, se llevó a cabo una expedición al río Amazonas, en busca del delfín Rosado *Inia geoffrensis*. El propósito de esta expedición fue la toma del registro ECG continuo Holter, luego se trasladó a Bogotá donde se realizaron estudios de comportamiento, disección de unos de los ejemplares que falleció por mal estado (Hembra). Cortes de cerebro, corazón y taxidermia.

VISION INTERNA Y DIRECTA DEL CORAZÓN DE UNA BALLENA

El 20 de mayo de 1987 en la Isla de San Andrés, Colombia. La temperatura del frigorífico era de -10°C . A la llegada del Dr. Jorge Reynolds P. Arturo

Vélez y Andrés París, se diseccionó la ballena y se extrajo el corazón, posteriormente se trasladó a Bogotá debidamente congelado empacado.

El 27 de mayo un equipo científico conformado por los Dres. Jorge Reynolds P., Jorge León G., E. Archilla, Margarita Topolanski, Paola Fernandez, Andrés París y los biólogos Mauricio Prieto, Luis Fernando Constaín, luego de descongelar el corazón se sumergió en un medio líquido para simular su funcionamiento y motilidad. Más tarde se introdujo un fibroscopio en las cavidades cardíacas y posteriormente se pasó a través de la luz de las arterias coronarias, haciendo un recorrido y filmando cada una de las cavidades.

EXPEDICIÓN HIMALAYA 1986

En el mes de octubre un grupo de 8 montañistas colombianos intentaron llegar a la cumbre del monte Manaslú (8.163 m.s.n.m.) en el Himalaya Reinado de Nepal. Además de llevar cabo un extraordinario reto deportivo, se realizó un estudio con los hallazgos ECGs durante el ascenso de la alta montaña sin la utilización de Oxígeno, registrados por el sistema de monitoria continua ECG (MCE), dirigido por el Dr. Jorge Reynolds P. Llegaron a una altura de 7.250 m.s.n.m., teniendo que abandonar el deseo de llegar a la cumbre debido a una tormenta de nieve. A pesar de no llegar a la cumbre, la expedición fue considerada exitosa por que los registros ECG cambios de gran interés.

ACTIVIDAD ELÉCTRICA CARDIACA EN CORAZON DE HUEVO DE TRUCHA

Para obtener la actividad eléctrica cardiaca del corazón de huevo de trucha se utilizó un sistema de micro manipulación según métodos convencionales construido en el laboratorio del Dr. Jorge Reynolds P. Por encima de la caja para homogenizar la iluminación se implementó una lámpara de luz fría óptica. El sistema óptico para la filmación se hizo con una serie de lentes y cámaras que permitieron una magnificación de 20 aumentos. Para recoger la actividad eléctrica del corazón de embrión de huevo de trucha, se utilizó un preamplificador de dos canales de alta ganancia diseñado y construido en el laboratorio del Dr. Jorge Reynolds P, con micropipetas, con una punta de (~m) fue posible hacer contacto con el huevo. Luego de perforar la capa externa de la membrana se logró observar la actividad eléctrica del corazón.

Para finalizar se filmó con el mismo sistema, el corazón de un Alevino, que por ser transparente, se apreció claramente el corazón y el sistema circulatorio.

III EXPEDICIÓN DE INVESTIGACIONES ECG EN CORAZÓN DE BALLENAS

Del 28 de septiembre al 6 de octubre de 1990 se realizó esta expedición a la Isla Gorgona, en el pacífico colombiano. En esta expedición se obtuvo el registro de un dardo que a unos 5 metros de pedúnculo caudal de una ballena jorobada (*Megaptera novaengliae*). También se disparó otro dardo que en el blanco de la zona ventral y no permite la transmisión por la posición. Se logró el registro de 25 contracciones continuas, debido a la gran

actividad, comportamiento poco usual, de las ballenas en esta zona Colombiana eléctrica. Por último se aprecia la prueba con unas parábolas acústicas para oír y grabar los cantos de la ballena.

ENTIDADES GUBERNAMENTALES Y CIENTÍFICA.

La investigación en el marco de este proyecto juega un papel de relevante importancia debido a la interdisciplinariedad que conlleva el desarrollo del mismo involucrando áreas como la medicina y biología que a su vez requieren de bases en cardiología, biomedicina, telemetría, biología, fisiología y anatomía, electrónica y mecánica. Además de la participación de la Armada Nacional en la parte logística para la adquisición de la señal Fonocardiográfica.

ANEXO C. ANATOMÍA CARDIACA COMPARATIVA

A. El corazón de los cetáceos presenta ciertas particularidades que dan testimonio de su evolucionado sistema cardiovascular, a fin de orientar el análisis entre el ser humano y la ballena se realiza un cuadro comparativo de las principales medidas tanto corporales como cardiacas y una aproximación lineal de las medidas de amplitud y tiempo de las principales ondas componentes de complejo electrocardiográfico, ECG.

	Peso Corporal [ton]	Peso del Corazón [kg]	Dimensiones Corporales [m]
HUMANO	0.0683-0.0826	0.28-0.34	1.68-1.8
Ballena Jorobada	30-40	121.5-226.8	14.5-15.2
Ballena Gris	28	113.4-158.8	13-15

	Dimensiones Cardiacas											
	Diámetro Corazón [cms]	Diámetro Arteria Pulmonar [cms]	Diámetro Arteria Aorta [mm]	Ancho Pared Aortica [mm]	Diámetro Arteria Coronaria Derecha	Diámetro Arteria Coronaria Izquierda	Ancho Pared Ventrículo Izquierdo [mm]	Unión AV [mm]	Ancho Pared Ventrículo Derecho [mm]	Unión AV [mm]	Orificios AV Izquierdo [mm]	Orificios AV Derecho [mm]
HUMANO	9	3	3.3	2-3	3.2	4	9-15	3	5	-	90	103-125
Ballena Jorobada	178.4-189.7	195.2-253.4	223-268.6	8.51	35.7-34.45	42.38-44.58	66.92-91.2	91.2-93.7	25.65-60.8	83-87	342.4-405.3	341.3-364.8
Ballena Gris	170-176	175-250	200-265	18	32-34	38-44	60-90	84-90	23-60	78-82	307-400	306-360

El corazón del cetáceo es ancho y aplanado de arriba a abajo, la longitud es menor que el ancho de la base del apex; al hacer inmersión el animal sufre de bradicardia o relajación del ritmo cardiaco (prolongación de diástole), los volúmenes de sangre movilizados en cada contracción posiblemente no se ven afectados por la inmersión.

A través del cuadro comparativo de las dimensiones físicas entre el ser humano y la ballena y el análisis de los datos estadísticos obtenidos se reitera el comportamiento evolucionado que tiene el sistema cardiovascular de la ballena.

En la Figura 1 se muestra un cuadro comparativo del tamaño de diferentes especies de ballenas y su relación con el hombre.

Figura C.1 Cuadro Comparativo



ANEXO D. EQUIPO DE ADQUISICIÓN

BALLESTA BARNETT: Ballesta con un empuje de 175 libras inicial suficiente para alcanzar a una distancia de 50 m que permite penetrar el dardo en la piel de la ballena a una profundidad de 10 cms. A diferencia de otros sistemas ensayados la ballesta da una aceleración adecuada para no producir daños en los componentes electrónicos de los dardos. El efecto en la ballena es aproximadamente el de la picadura de un mosquito en el humano.

Imagen D.1. Ballesta Barnett, 175 libras de empuje inicial, mira telescópica.



DARDO RF: Este sistema es de radio frecuencia, posee un dipolo en la punta el cual al entrar en contacto con la epidermis del cetáceo recoge la actividad eléctrica cardíaca. La señal es llevada a un sistema integrado de amplificación y la salida de más o menos 1 V, modula un transmisor de FM

que envía la señal a unos 500 MW. La fuente de poder consta de varias baterías de mercurio que alimentan los diferentes circuitos. Todos estos componentes quedan encapsulados e impermeabilizados en silicona dentro de un tubo de aluminio de 30 cms de largo por un calibre de 18 mmm.

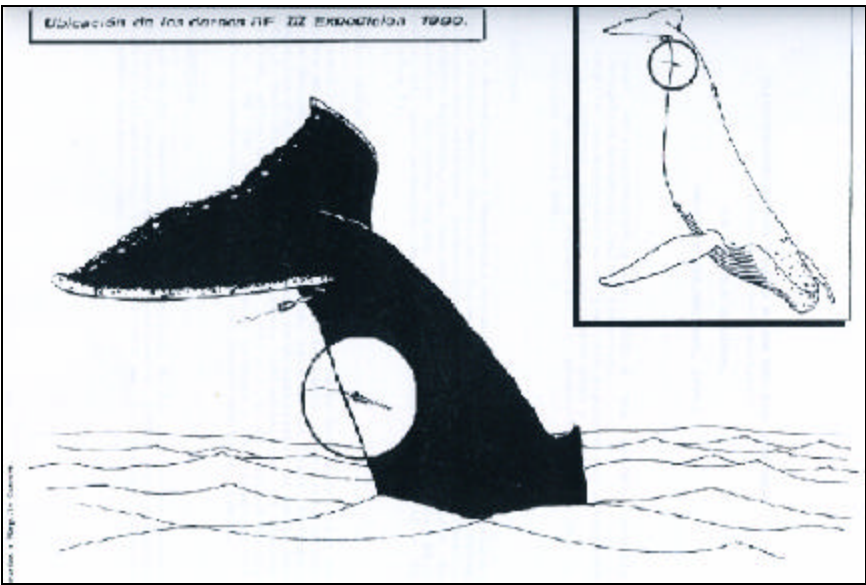
Para activar el funcionamiento del sistema se ha activado un rem-relay magnético permanentemente activado que se interrumpe colocándole un imán externo. Al quitarlo, automáticamente cierra los contactos y da paso al funcionamiento eléctrico. En el extremo del dardo se le han colocado unas plumas que ayudan a mantener la dirección y estabilidad al disparar el dardo.

La única desventaja que tiene este dardo RF fue que durante la inmersión del animal la señal disminuía o se perdía total mente hasta que volviera a salir a la superficie, por esta razón el electrocardiograma no se pudo registrar en forma continua.

Imagen D.2. Dardo tipo dipolo. a) Transmisor RF y baterías, b) y c) Estructura dipolo con plumas estabilizadoras.



Imagen D.3. Ubicación del dardo caudal.



ANEXO E. MANUAL DE USUARIO INTERFAZ GRÁFICA PARA LA OBTENCIÓN DE PATRONES ECG

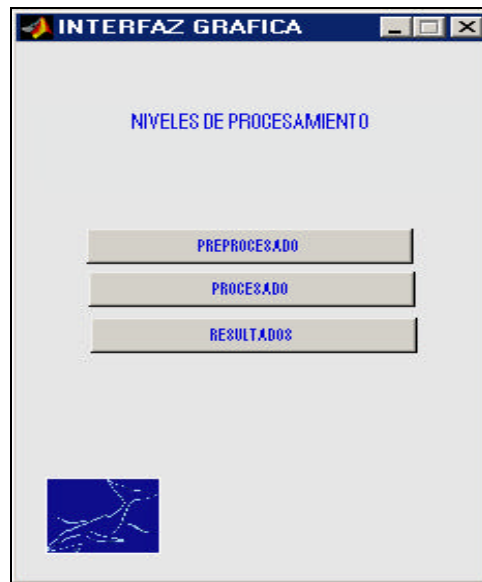
Como objetivo del proyecto se planteo el desarrollo de tres módulos semiautomáticos para facilitar la manipulación de los datos y el entendimiento del proceso, a continuación se realizará una breve descripción de los pasos para el manejo de cada una de las interfaces y el significado de cada una de sus transformaciones.

ENTRADA AL SISTEMA

El acceso al módulo principal del sistema se hace a través de *Inicio*, este módulo permite elegir cual de las interfaces especializadas se desea manipular sin importar el orden de elección.

El tratamiento de la señal ECG de una ballena Jorobada Adulta se dividió en tres grandes etapas o niveles de procesamiento para su posterior visualización: pre-procesado, procesado y resultados, Figura E.1, para acceder a cada una de estas interfaces se debe oprimir directamente el cuadro correspondiente al nombre de la interfaz deseada.

Figura E.1 Módulo de Inicio.

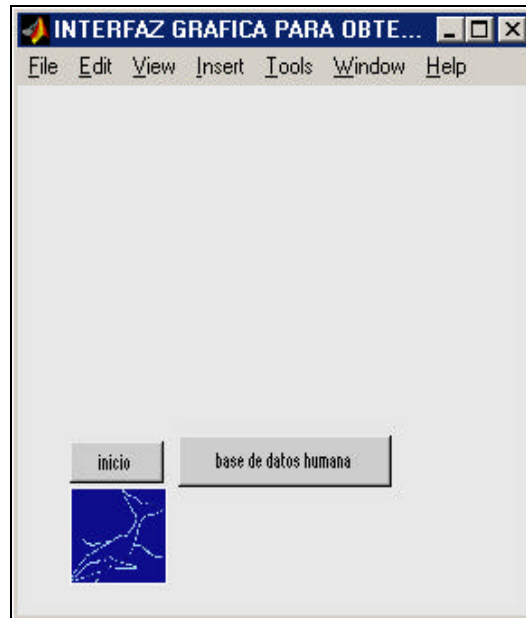


PREPROCESADO

Esta interfaz trabaja la etapa de pre-procesado de los registros fotográficos mediante Tratamiento de Imagen y Señal para obtener una base de datos de los registros como señales depuradas para la aplicación del Transformada *Wavelet*.

Una vez en la interfaz, se tendrá acceso a los cuadros de dialogo *Registros ECG ballena Jorobada* y *Base de Datos Humana*, de acuerdo a la señal que se quiera trabajar se pulsa el botón en la interfaz, es decir, para trabajar el tratamiento de imagen y señal de los registros fotográficos ECG del cetáceo se oprime el botón de *Registros ECG ballena Jorobada* y para trabajar con señales ECG humanas se oprime el botón *Base de Datos Humana*, Figura E.2.

Figura E.2 Módulo de Pre-procesado



REGISTROS ECG DEL CETÁCEO

Una vez seleccionada la opción *Registros ECG ballena Jorobada* se tiene acceso a los cuadros de dialogo *exportar*, *guardar*, *salir* y un cuadro de texto en blanco que permite la selección de la señal, Figura E.3. El cuadro de texto en blanco permite seleccionar el registro a procesar, el orden de los registros es dado por la preferencia del usuario, sin embargo es importante aclarar que el orden de procesamiento seleccionado en la interfaz determina el orden de almacenamiento de los registros en la base de datos.

Al ingresar el número de la señal se oprime la tecla *enter* ↵, inmediatamente se despliegan en la parte izquierda del módulo el registro fotográfico original y a la derecha el histograma de la señal original, de

manera didáctica se presenta en la parte superior una barra deslizante que permite observar las variaciones del umbral en el histograma.

Figura E.3 Cuadros de dialogo para el Pre-procesado de Registros ECG del Cetáceo



Debido a que la fotografía presenta distorsión de la imagen en la parte correspondiente al complejo global (QRS en el humano) se diseñó la interfaz de modo que es posible la elección de umbral local para evitar la pérdida de información en el trazo ECG.

UMBRAL LOCAL

Corresponde al umbral a aplicado al complejo global en la binarización del trazo ECG.

En la fotografía original aparece un puntero de gráfica que permite escoger el recuadro correspondiente al umbral local, este cuadro es

elegido por el usuario sin limite de espacio, permitiendo ajustar lo mejor posible la señal para evitar una posible perdida de información debida a la resolución del registro.

Cuando el recuadro correspondiente al umbral local es elegido se procede a ingresar el valor del umbral local.

El rango editado en el cuadro de texto según el análisis de los complejos oscila entre 0.21 y 0.24, este debe ser mayor al umbral general (aplicado al segmento anterior y posterior del complejo global) ya que la resolución del complejo global en el trazo ECG es inferior.

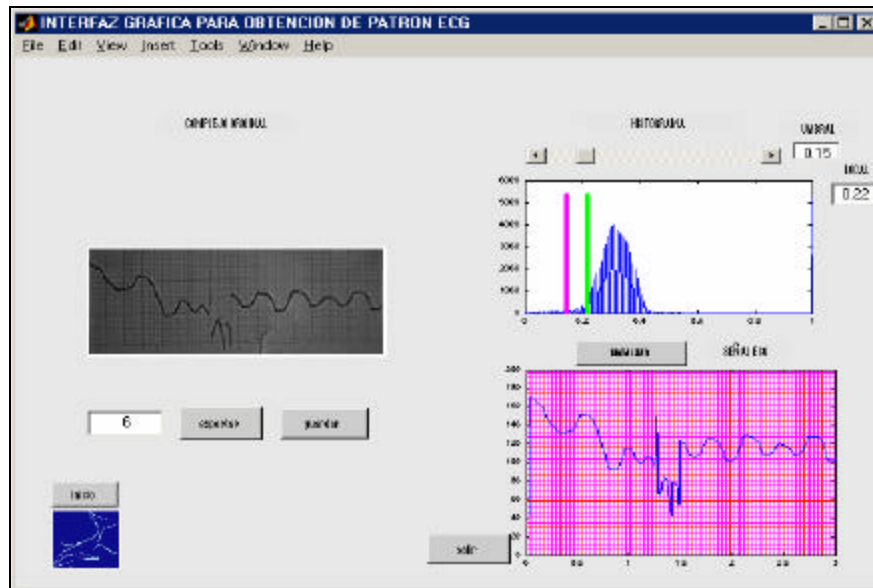
UMBRAL

Esta etiqueta corresponde al umbral usado para obtener una imagen binarizada de los trazos ECG correspondientes al segmento anterior y posterior del complejo global, los rangos usados en la obtención de la base de datos oscilan entre 0.12 y 0.15, valores inferiores en comparación a los usados en el umbral local debido a que la resolución de esta parte del registro es mucho mayor.

Este cuadro de texto es el último valor editado en el módulo ya que corresponde al campo final de información del programa necesario para su ejecución.

En la Figura E.4 se observa el resultado del proceso completo llevado a cabo por la primera interfaz.

Figura E.4 Ejecución completa del Módulo de pre-procesado



RECOMENDACIONES

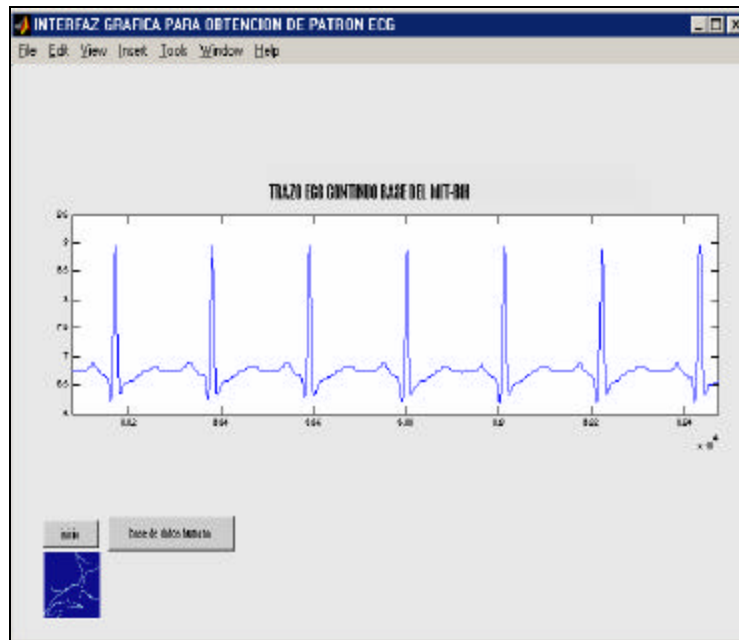
Para un óptimo funcionamiento de la herramienta se recomienda ajustar el recuadro correspondiente al umbral local lo más estrictamente posible al tamaño del complejo global, ya que de extenderse puede permitir que parte de la cuadrícula sea tomada en cuenta en digitalización del registro como información perteneciente al trazo ECG, generando incertidumbre e información errónea en la recuperación del trazo.

BASE DE DATOS HUMANA

El proceso de análisis de los registros electrocardiográficos de la ballena Jorobada tiene como referencia el análisis electrocardiográfico humano, de manera que los registros de la base de datos del MIT-BIH son usados para validar la herramienta diseñada. A continuación se observa en el

módulo de pre-procesado un registro ECG humano correspondiente a la base de datos del MIT-BIH (Massachusetts Institute Of Technology), todo el proceso fue realizado teniendo en cuenta los estándares del American heart Asociation.

Figura E.5 Base de datos del MIT-BIH



Para procesar el registro a través de la herramienta se oprime el cuadro de texto estático *base de datos humana*, en la interfaz gráfica. Por medio de este botón se activa la segmentación del trazo continuo en diferentes segmentos equiespaciados en tiempo, de forma que se emula el comportamiento de la señal electrocardiográfica del cetáceo (registros segmentados).

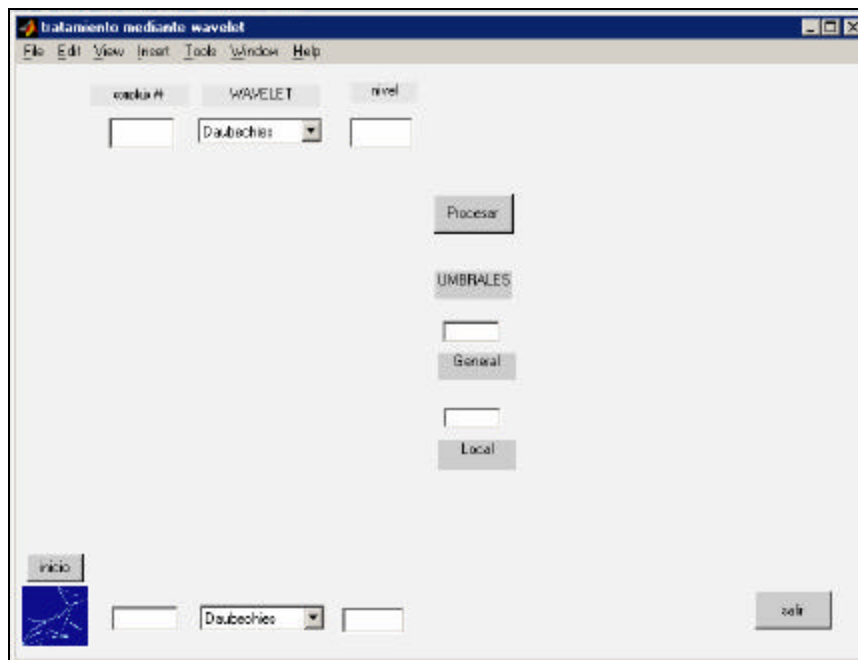
Este registro no necesita tratamiento de imagen y señal puesto que las condiciones de imagen y resolución son excelentes, por lo tanto, la señal puede ser utilizada en los siguientes módulos.

VISUALIZACIÓN Y COMPARACIÓN

Este módulo en toda su extensión, facilita a través de un despliegue gráfico el entendimiento y aplicación de la Transformada *Wavelet*.

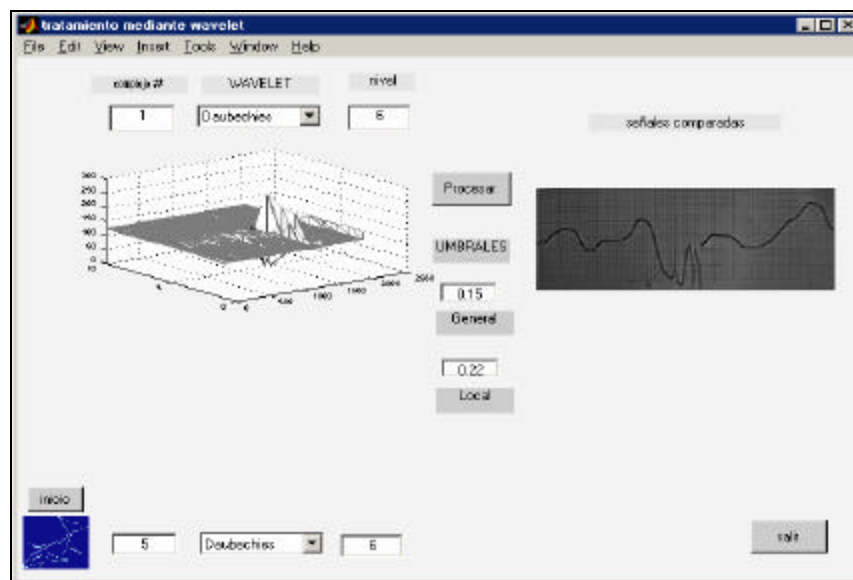
Al pulsar *Inicio*, se observan los diferentes cuadros de texto que permiten realizar la elección de la señal electrocardiográfica y la familia *Wavelet* para el análisis, así como su nivel de descomposición, Figura E.6. Para verificar la similitud en la detección de puntos característicos a través de la Transformada *Wavelet* la herramienta contempla la posibilidad de observar la transición del registro fotográfico a señal a fin de realizar una comparación del comportamiento de la transformada en cada uno de ellos; para observar la transición es necesario ingresar los datos correspondientes al umbral local y al umbral general para la posterior visualización de las señales.

Figura E.6 Interfaz gráfica para el procesamiento mediante la Transformada *Wavelet*



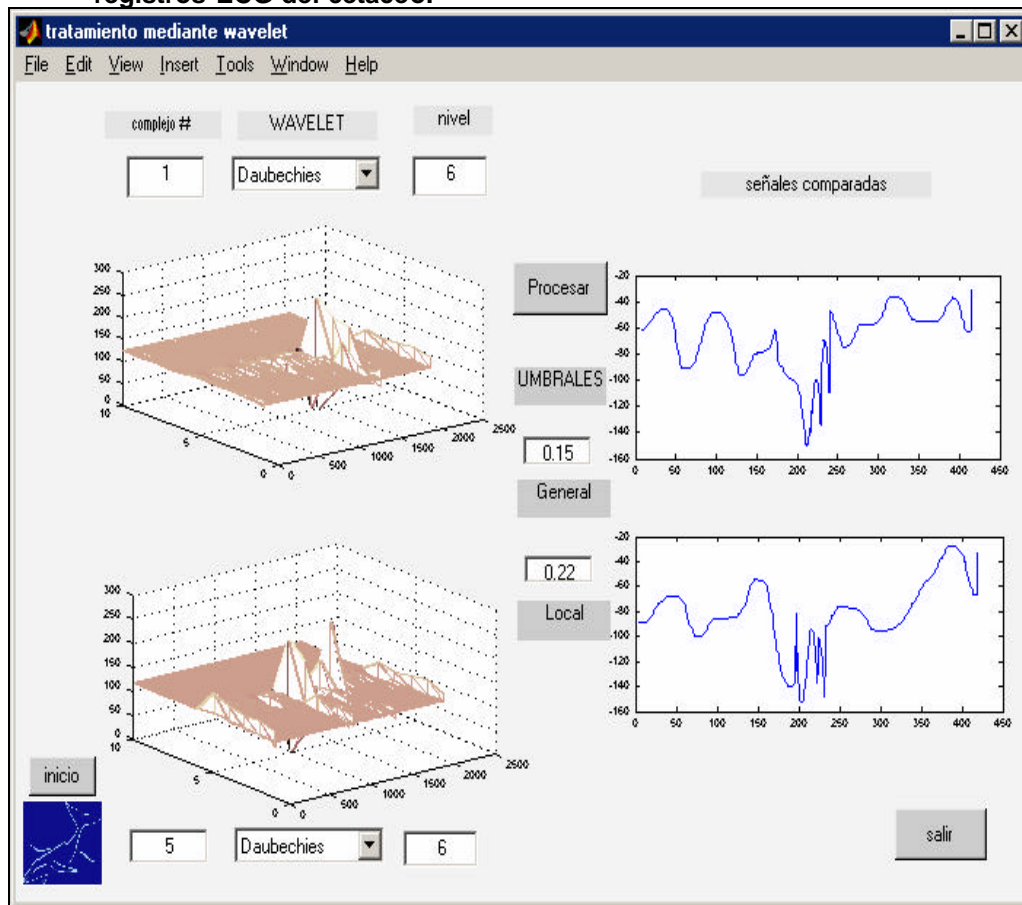
Este módulo permite al usuario la interacción directa con la Transformada *Wavelet* ya que se observa la superficie de coeficientes generada, esta representación en 3D es generada a partir del vector de coeficientes resultante de la aplicación de un banco de filtros seleccionado a través del nivel de descomposición de la familia *Wavelet* en la interfaz (filtro pasa alto para coeficientes de detalle y filtro pasa bajo para coeficientes de aproximación).

Figura E.7 Transformada *Wavelet* representada mediante una superficie 3D



Una vez elegidos los registros y los valores correspondientes de umbral se oprime el botón *procesar*, inmediatamente se despliega el primer registro elegido y se procede a seleccionar el área de aplicación del umbral local, como resultado, a la izquierda del registro fotográfico es desplegada la superficie correspondiente a la Transformada *Wavelet* del registro, Figura E.7. Tan pronto se finaliza el procesado del primer registro, la interfaz habilita la imagen correspondiente al segundo registro y el procedimiento es el mismo.

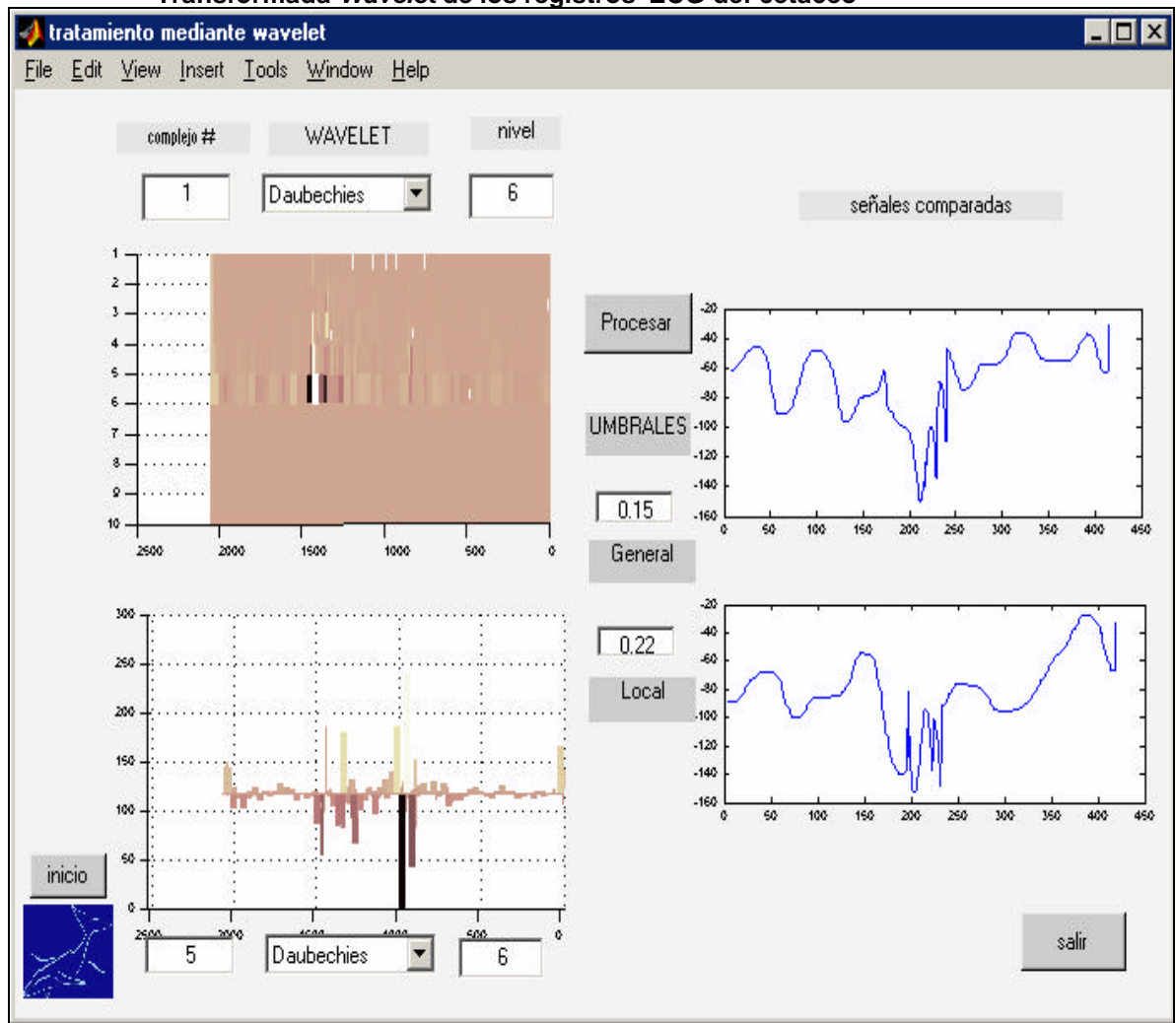
Figura E.8 Superficies 3D correspondientes a la Transformada *Wavelet* de los registros ECG del cetáceo.



Como resultado este modulo presenta la superficie de coeficientes para cada uno de los registros elegidos, permitiendo comprobar la eficiencia y total similitud en la detección de puntos característicos, además de la correspondencia de la detección en tiempo y en frecuencia, Figura E.8.

Si se desea una mayor interacción con la superficie de coeficientes para desglosar el comportamiento de la Transformada *Wavelet* es posible rotar dicha superficie con el fin de ajustar la información de los coeficientes a una mejor perspectiva, Figura E.9.

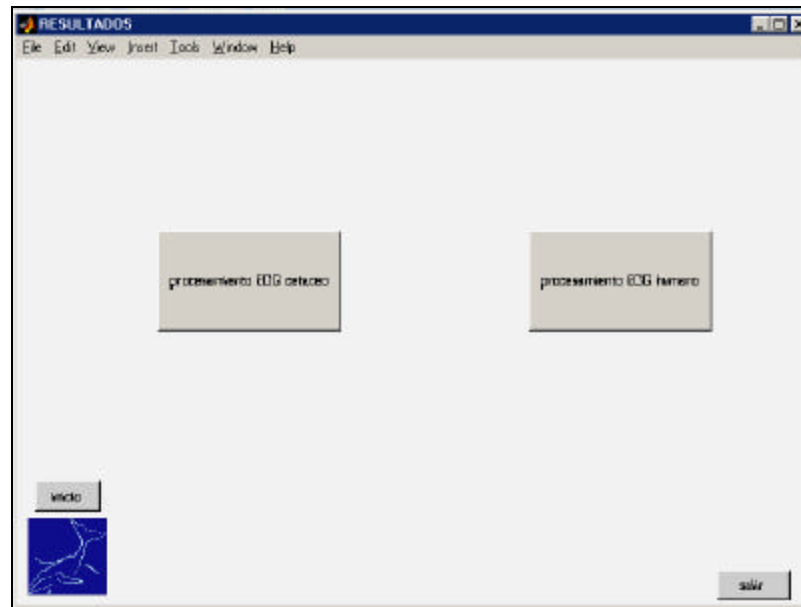
Figura E.9 Diferentes perspectivas de las superficies 3D correspondientes a la Transformada *Wavelet* de los registros ECG del cetáceo



RESULTADOS

Este modulo permite realizar el análisis, caracterización y clasificación de los trazos correspondientes al complejo global o a la onda QRS en el humano, Figura E.10, de acuerdo con los puntos característicos detectados mediante la Transformada *Wavelet*.

Figura E.10 Configuración inicial de la interfaz RESULTADOS



La interfaz sustenta el proceso de análisis y clasificación en la caracterización de la señal, la cual identifica los puntos más representativos en frecuencia y la duración en tiempo del complejo global determinando las morfologías pertenecientes al patrón electrocardiográfico.

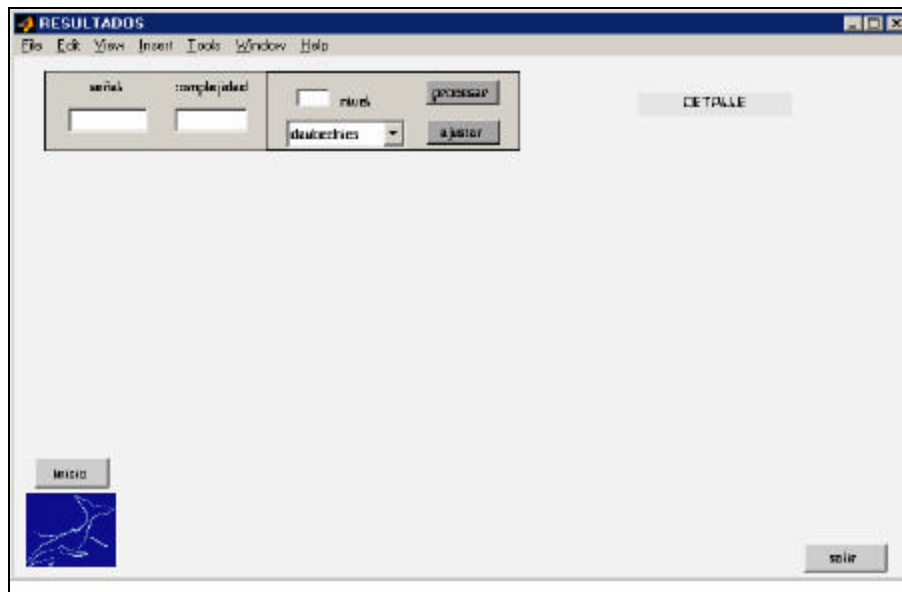
Para la validación de la interfaz se aplica el proceso a la señal ECG humana, pulsando el botón *procesamiento ECG humano* se realiza la detección de puntos característicos y la duración en tiempo de la onda QRS humana análoga al complejo global en el cetáceo.

PROCESAMIENTO ECG CETÁCEO

Al igual que los módulos anteriores, al pulsar *inicio* se despliegan los principales cuadros de texto activos y estáticos que permiten elegir la señal de la base de datos a procesar.

Los cuadros de texto activos permiten elegir el número de la señal a procesar, el nivel de complejidad de la *Wavelet* madre, de acuerdo con el contenido frecuencial que se desea identificar determinado por el grado de similitud con la señal, la familia *Wavelet* y el nivel de descomposición que determina el contenido frecuencial analizado, Figura E.11.

Figura E.11 Configuración inicial de la interfaz procesamiento ECG cetáceo



A diferencia de la señal electrocardiográfica humana en el cetáceo se presentan una o dos deflexiones características adicionales en el segmento correspondiente a la onda QRS, complejo global en el cetáceo.

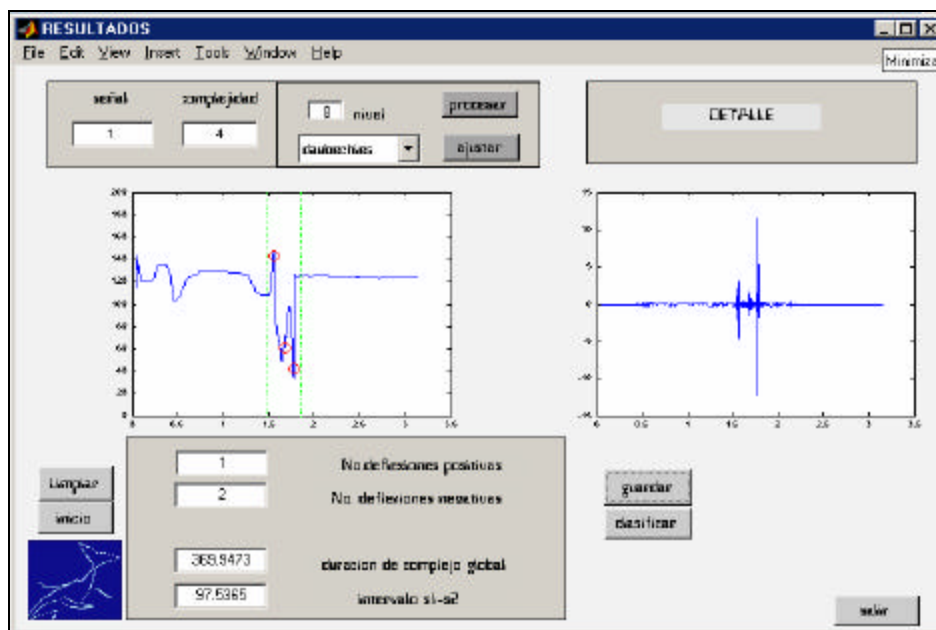
Según la convención internacional del American Heart Association adoptada en electrocardiografía humana se determina la onda S como la primera deflexión negativa después la onda R, teniendo en cuenta este criterio se han bautizado las deflexiones según el orden de ocurrencia como ondas s, s' y s''. De acuerdo a la presencia o no de dichas ondas se

realiza el proceso de clasificación y se determina la duración en tiempo del complejo global.

La interfaz despliega un axes con los coeficientes de detalle identificados por la Transformada *Wavelet*, Figura E.12, de tal forma que se evidencia la detección de los puntos característicos en el complejo global por medio de la detección de los coeficientes más significativos y el contenido frecuencial de los mismos. Los coeficientes más significativos detectan la presencia de las deflexiones en el complejo global, dichos puntos detectados por la transformada son resaltados en la interfaz con círculos de color rojo.

Las líneas de color verde determinan la duración del complejo global, de tal forma que para señales del mismo tipo de se determina un promedio de duración del complejo global.

Figura E.12 Caracterización del complejo global en el cetáceo



La clasificación determina tres tipos de complejos globales basados en el número de deflexiones negativas presentes en el complejo global, tipo 1 para señales con una sola deflexión negativa, (s), tipo 2 para señales con dos deflexiones negativas, (s') y finalmente tipo 3 para señales con tres deflexiones negativas, (s'').

Para la clasificación de las señales la interfaz determina el número de deflexiones positivas y negativas, la duración en tiempo del complejo global, el intervalo s'-s'' y el promedio de duración del complejo global tipo 3.

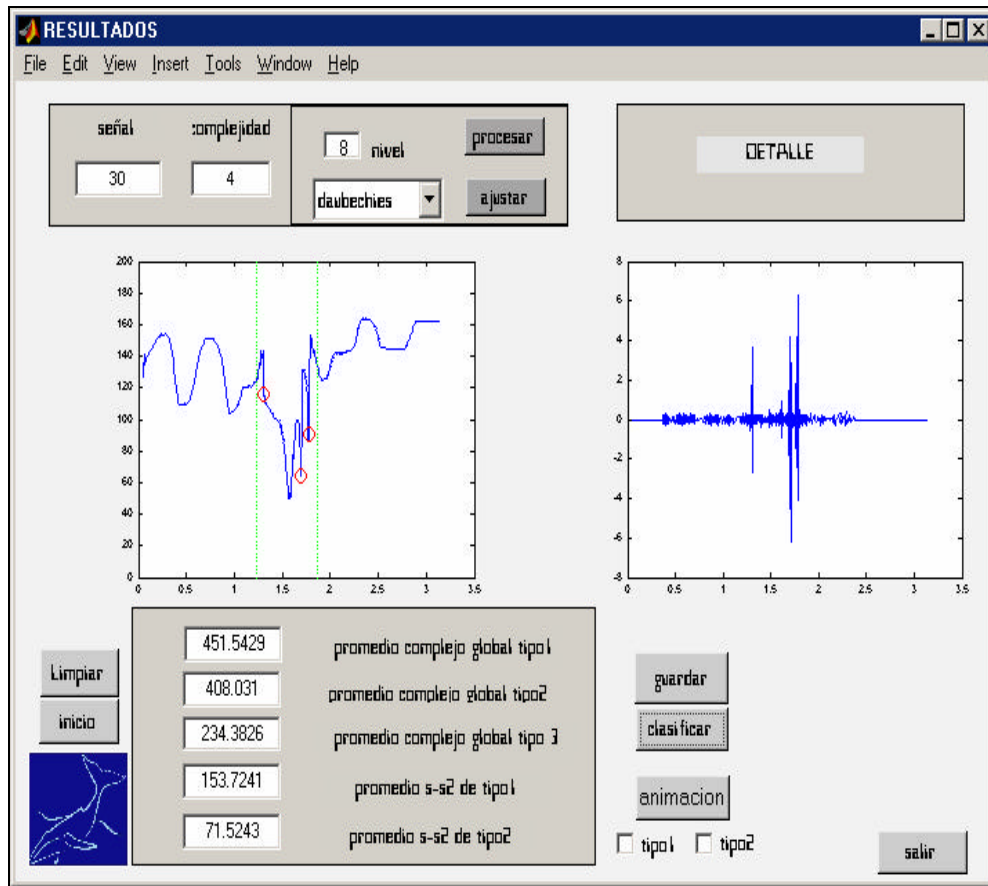
Este módulo semiautomático realiza la clasificación de todas las señales presentes en la base datos generada en la primera interfaz, para realizar este proceso cada señal debe guardar la información correspondiente a su caracterización pulsando el botón *guardar*, una vez almacenada la información correspondiente a cada complejo, al finalizar se obtiene la clasificación total de la base de datos oprimiendo el botón *clasificar*, este despliega los datos estadísticos del comportamiento de la base de datos analizado mediante la Transformada *Wavelet*.

Si el procesado de la señal presenta irregularidades en el trazo debido a la presencia de información errónea generada en la binarización de la base de datos (esto sucede si el umbral elegido es demasiado alto), la interfaz corrige la caracterización de la señal, por medio del botón *ajustar*, para evitar que deba ser procesada de nuevo en su totalidad la información correspondiente a los 199 complejos. Esta posibilidad se contempla debido a que en la ejecución del primer modulo, si el umbral elegido no se ajusta a cada registro se generan señales con filtrado de información perteneciente a la cuadrícula, entonces, los pixeles correspondientes a esta información generan trazos que no pertenecen al ECG produciendo líneas que generan una aplicación

inadecuada de la Transformada en el proceso de la clasificación y caracterización.

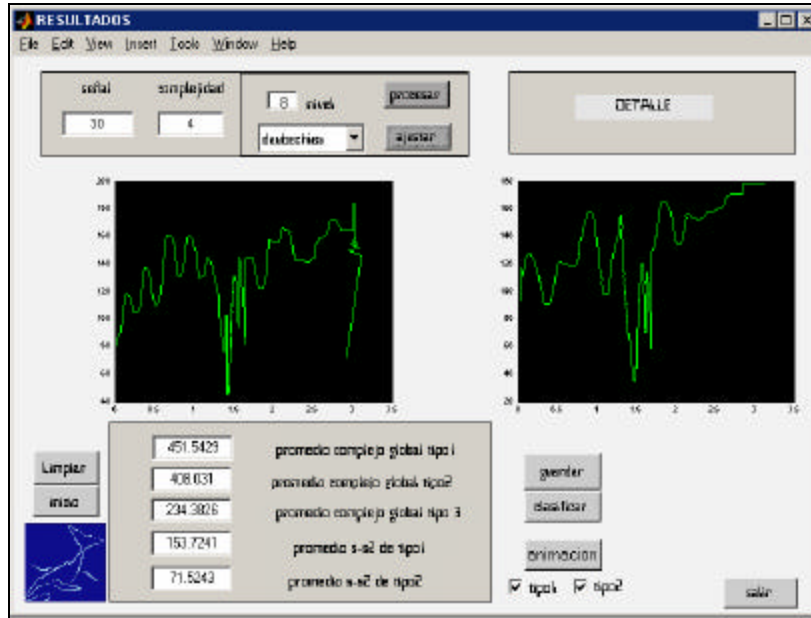
En la figura E.13 se observa la estadística generada como resultado de la clasificación de una muestra representativa de los 199 complejos.

Figura E.13 Estadística de clasificación de la señal ECG del cetáceo



Como proceso didáctico la interfaz presenta la animación de los complejos analizados en la interfaz, Figura E.14, está permite visualizar el comportamiento regular del complejo global en la señal electrocardiográfica del cetáceo.

Figura E.14 Animación de la señal ECG del cetáceo correspondiente a los diferentes tipos de señal identificados en el proceso de clasificación



Cuando la señal elegida en la interfaz presenta deformaciones morfológicas que afectan la fiabilidad del proceso, debido a la presencia de artefactos, la interfaz genera un mensaje para advertir al usuario sobre la calidad de la señal, de este modo es decisión del usuario procesarla.

ANEXO F. INFOWAVE

Información Sobre Wavelets Madre.

Wavelets

1. *Wavelets* Básicas.

Wavelets: *Wavelet* gaussiana (*gaus*), morlet, mexican hat (*mexihat*).

Propiedades: solo propiedades mínimas

- ϕ no existe.
- El análisis no es ortogonal.
- ψ no es de soporte compacto.
- La propiedad de reconstrucción es está asegurada.

Análisis posibles:

- Descomposición continua.

Principales ventajas de las propiedades: simetría, ψ tiene una expresión explícita.

Principales dificultades: algoritmos rápidos y reconstrucción no esta disponible.

2. *Wavelets* regulares infinitas.

Wavelet meyer (*meyr*).

Propiedades:

- ϕ existe y el análisis es ortogonal.
- ψ y ϕ son derivables indefinidamente.
- ψ y ϕ no son de soporte compacto.

Análisis posibles:

- Transformada continua.

- Transformada discreta pero no con filtros FIR.

Principales ventajas de las propiedades: simetría, regularidad infinita.

Principales dificultades: algoritmos rápidos no disponibles.

Wavelet *Wavelet* discreta Meyer (*dmey*).

Propiedades:

- Aproximación FIR de la *Wavelet* Meyer

Análisis posibles:

- Transformada continua.
- Transformada discreta.

3. Wavelets ortogonales y de soporte compacto.

Wavelets: Daubechies (*dbN*), symlets (*symN*), coiflets (*coifN*).

Propiedades Generales:

- ϕ existe y el análisis es ortogonal.
- ψ y ϕ son de soporte compacto.
- ψ tiene un número dado de momentos de fuga o desaparición.

Análisis posibles:

- Transformada continua.
- Transformada discreta usando FWT.

Principales ventajas de las propiedades: soporte, momentos de fuga o desaparición, filtros FIR.

Principales dificultades: Escasa Regularidad.

Propiedades Específicas:

Para *dbN* : Asimétrica

Para *symN* : Simetría cercana

Para *coifN*: Simetría cercana y tanto ϕ como ψ , tienen también momentos de fuga

4. Pares de wavelet de soporte compacto y Biortogonales.

Wavelets: *Wavelets* B-splines biortogonales (*biorNr.Nd* y *rbioNr.Nd*).

Propiedades:

- Existe la función ϕ y el análisis es biortogonal.
- ψ y ϕ ambas para descomposición y reconstrucción son de soporte compacto.
- ϕ y ψ para descomposición tienen momentos de fuga.
- ψ y ϕ para reconstrucción tienen regularidad conocida.

Análisis Posibles:

- Transformada continua.
- Transformada discreta usando FWT.

Principales ventajas de las propiedades: Simetría con filtros FIR, son posibles propiedades deseadas para descomposición y reconstrucción, son despegadas y de una buena localización.

Principales dificultades: La ortogonalidad se pierde.

5. Wavelets Complejas.

Wavelets: *Wavelets* Gaussianas complejas (*cgauN*), *wavelets* Morlet complejas, (*cmorFb-Fc*), *wavelets* Shannon complejas (*shanFb-Fc*), *wavelets* de frecuencia complejas B-spline (*fbspM-Fb-Fc*).

Propiedades: Solo propiedades mínimas

- ϕ no existe.
- El análisis no es ortogonal.
- ψ no es de soporte compacto.
- La propiedad de reconstrucción no está asegurada.

Análisis Posibles:

- Descomposición continua compleja.

Principales ventajas de las propiedades: Simetría, ψ tiene expresiones explícitas.

Principales dificultades: Algoritmos rápidos y reconstrucción para *Wavelets Daubechies* no habilitada.

Características General: Soporte compacto, *wavelets* con fase alta y extrema
El número de momentos de fuga es dado por el ancho del soporte. Los filtros de escalamiento asociado son filtros de fase-mínima.

Familia	<i>Daubechies</i>
Nombre Corto	db
Orden N	N Entero estrictamente positivo
Ejemplos	db1 or haar, db4, db15
Ortogonal	sí
Biortogonal	sí
Soporte Compacto	sí
DWT	posible
CWT	posible
Ancho de Soporte	$2N-1$
Longitud del Filtro	$2N$
Regularidad	cerca $0.2 N$ para longitud N
Simetría	Amplia
Numero de momentos de fuga para ψ	N

Fuente : I. Daubechies,

Diez lecturas sobre *Wavelet*,

CBMS, SIAM, 61, 1994, 194-202.

M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J.M. Poggi 12-Mar-96.

Última Revisión: 01-May-1998.

Copyright 1995-2000 The MathWorks, Inc.