



CARDIOLOGÍA COMPARADA - TRABAJOS LIBRES

Obtención de patrones electrocardiográficos de una ballena jorobada mediante tratamiento de imagen y señal

Electrocardiographic patterns of a humpback whale through image and signal handling

Ricardo Ayala, ING.⁽¹⁾; Andrea del Pilar Rosas, MD.⁽¹⁾; Arturo Plata, PhD.⁽²⁾; Ángel María Chávez, MD.⁽³⁾; Jorge Reynolds, ING.⁽⁴⁾

Bogotá, DC., Bucaramanga, Colombia.

En un trabajo conjunto con el grupo de investigación Seguimiento Corazón Vía Satélite (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.

El objetivo de este trabajo es realizar el procesamiento, caracterización y análisis de los diferentes registros electrocardiográficos de la ballena jorobada, en un entorno comparativo con el corazón humano para la obtención de un patrón electrocardiográfico mediante tratamiento de imagen y señal, usando como principal herramienta la transformada *wavelet*.

PALABRAS CLAVE: electrocardiograma, vectocardiografía, ballena jorobada, *Misticetos* (MISTICETI), transformada *wavelet*, DWT, algoritmo multiresolución.

In a conjunct study with the Whale Heart Satellite Tracking (WHST) directed by Dr. Jorge Reynolds Pombo in Colombia, the study of the behavior and description of the whale's heart in a non-invasive way from the electrical point of view is posed.

The objective of this work is to realize the processing, characterization and analysis of the different electrocardiographic records of the humpback whale,

in a comparative environment with the human heart for the attainment of an electrocardiographic pattern through image and signal treatment, using the transformed *wavelet* as the principal tool.

KEY WORDS: electrocardiogram, vectocardiography, humpback whale, *Misticetos* (Misticeti), transformed *wavelet*, DWT, multi-resolution algorithm.

(Rev. Col. Cardiol. 2005; 12: 167-176)

(1) Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, Bogotá

(2) Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga, Colombia.

(3) Fundación Cardiovascular de Colombia, Bucaramanga, Colombia

(4) Grupo Seguimiento Corazón Vía Satélite,

Correspondencia: Jorge Reynolds, MD. Calle 94 A No. 11 A-66 (302), Teléfonos. 6236709, Bogotá, DC., Colombia.

Recibido: 14/12/04. Aceptado: 25/07/05.

Introducción

Este estudio se realiza en cetáceos del suborden *Misticeti*, específicamente sobre registros electrocardiográficos a ballenas jorobadas. Los registros que conforman la base de datos en la investigación de ballenas jorobadas, corresponden a un electrodo o dardo ubicado en la parte derecha cerca de la aleta caudal (1, 2). El material de trabajo disponible es el resultado de técnicas de electrocardiografía remota; es un registro continuo impreso sobre papel electrocardiográfico termosensible. Este material fue segmentado mediante fotografía digital como solución a la inevitable pérdida de información a través del tiempo, teniendo en cuenta las condiciones geográficas adversas del medio en el que se desarrolló la III expedición a la Isla Gorgona, las cuales dificultaron el uso de un equipo de adquisición digital a ordenador (1).

Existen diversas técnicas para determinar valores correspondientes a la 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 esos puntos y valores en el momento de comparar resultados con estimaciones hechas anteriormente.

Las técnicas para determinar el QRS en una determinada señal electrocardiográfica humana, utilizan métodos de detección basados en algoritmos sintácticos, no-sintácticos e híbridos.

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 válidos para este tipo de señales. Estos métodos pueden ser la aplicación de transformada corta de *Fourier*, escalogramas, espectrogramas, periógramas, transformada *wavelet* y redes neuronales, entre otros.

La obtención del patrón electrocardiográfico comprende las etapas de preprocesado y extracción de características, las cuales se basan en algoritmos de binarización y filtrado, y en la estimación de algoritmos de detección y de los coeficientes de descomposición obtenidos mediante el análisis con la transformada *wavelet*.

Introduction

This study is realized in cetacean from the *Misticeti* suborder specifically upon electrocardiographic recordings to humpback whales. The recordings that form the data base in the investigation of the humpback whales, correspond to an electrode or dart localized in the right side near the caudal fin (1, 2). The available work material is the result of remote electrocardiography techniques. It is a continuous register impressed on thermo-sensible electrocardiographic paper. This material was segmented through digital photography as solution to the inevitable loss of information throughout time, given the adverse geographic conditions of the environment in which the III expedition to the Gorgona Island was developed, making difficult the use of computerized digital acquisition equipment (1).

There are different techniques for determining the correspondent values for the interval duration, electrocardiogram segments and characteristic points of a signal; the success of these techniques is based on the

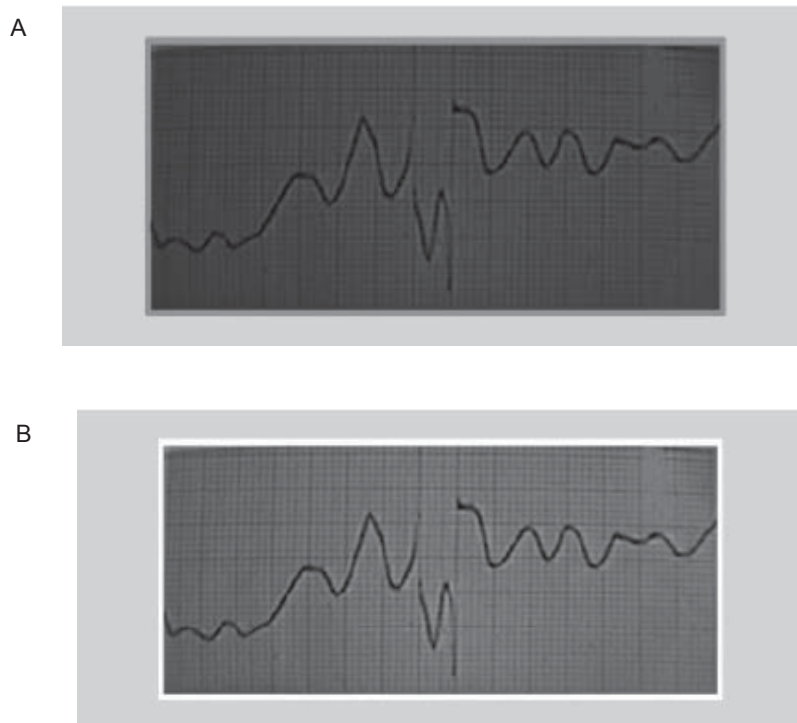


Figura 1. Segmento original y segmento con mejora de iluminación. Se observan los problemas de inclinación fotográfica y línea de base. El registro se tomó con un estándar de 25 mm/s en el eje horizontal y 0,1 mV por 1 mm de amplitud. A) Imagen original. B) Imagen mejorada.

Figure 1. Original segment and segment with improvement in illumination. The problems of photographic inclination and base line are observed. The recording was taken with a standard of 25 mm/s in the horizontal axis and 0.1 mV/mm of amplitude. A) Original image. B) Improved image.

Preprocesamiento

Los datos adquiridos mediante el hardware se procesaron con un sistema de electrocardiografía diseñado en el laboratorio del grupo de investigación SCVS (3). Este sistema se rige por las normas actuales de electrocardiografía, obteniendo la señal a una velocidad constante de registro de 25 mm/s y una escala de amplitud de 1 mV por cada 10 mm (3). El parámetro bajo el cual se llevó a cabo la segmentación de los registros, fue un evento repetitivo que caracterizó de modo trascendental el análisis de estas señales, es decir, la aparición de una deflexión bifásica en ocasiones más negativa que positiva. Los segmentos omitidos en las fotografías corresponden a momentos en los cuales la ballena incurría en inmersión y la señal desaparecía totalmente.

La primera transformación aplicada correspondió a una mejora de iluminación; básicamente se obtuvo el valor mínimo de gris de la matriz de información que representa la fotografía, para ser restado de la matriz original, donde el resultado es normalizado al mínimo.

$A = \text{matriz.}$

$[i, j] = \text{posiciones en la matriz.}$

$$\text{Min}(A) = A[a, b] \quad (4)$$

$$\text{Anormalizada} = A - \text{Min}(A) \quad (5)$$

Se aplicó un algoritmo que escala cada valor de la imagen con base en el máximo dato y la normalización de 0 a 1, obteniendo una imagen iluminada en todas sus regiones; es decir, con igual distribución (6) (Figura 1).

Al analizar el tipo de información resultado de la transformación, se identifican los siguientes problemas básicos: es necesario obtener cada uno de los trazos ECG como vectores de información de igual tamaño; las fotografías tienen problemas de iluminación en los sectores cercanos a los bordes; en la región de mayor interés (donde ocurría la deflexión bifásica) el trazo es más difuso por la velocidad de la aguja a la hora de sensar el ECG, además, hay necesidad de recuperar una cuadrícula con la calibración adecuada para verificar la correcta digitalización de la información.

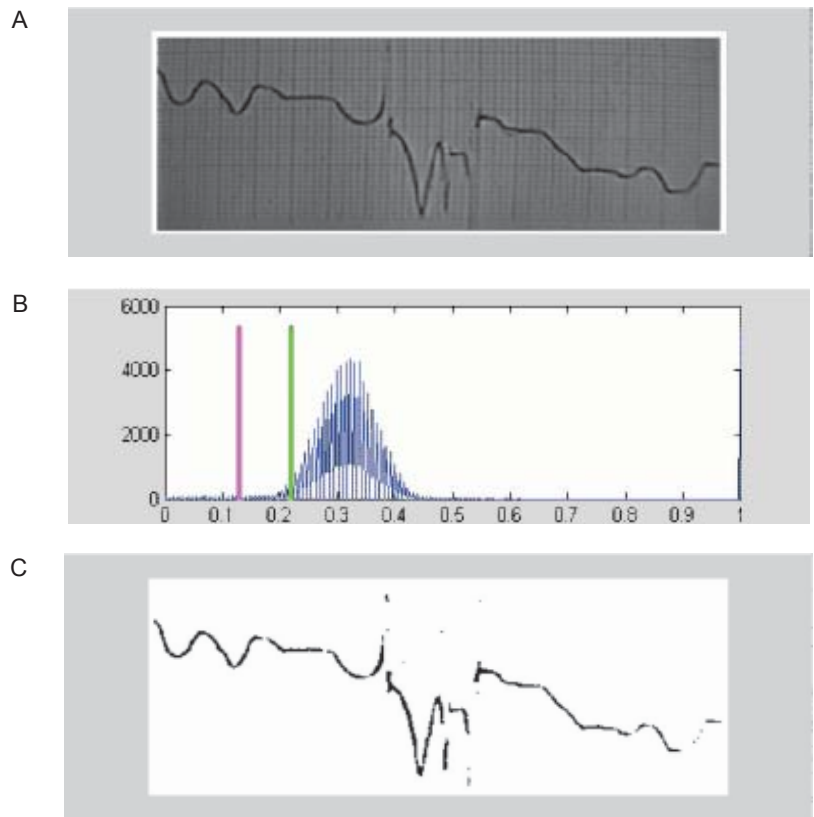


Figura 2. Proceso de binarización de imágenes mediante aplicación de un umbral global y local escogido interactivamente por el usuario. A) Binarización local y global; la región central presenta información confusa por el fondo, el recuadro es elegido por el usuario. B) Histograma del registro ECG; la línea fucsia representa el umbral global y la verde el local. C) Imagen de binaria obtenida a través del umbral local y global.

Figure 2. Binarization process of images through application of a global and local threshold chosen interactively by the user. A) Local and global binarization; the central region presents confused information because of the bottom; the box is chosen by the user. B) Histogram of the ECG recording; the fuchsia line represents the global threshold and the green the local one. C) Binary image obtained through local and global thresholds.

efficiency and certainty in the identification of these points and values in the moment of comparing the results with previously made estimations.

The techniques for the determination of QRS in a determined human electrocardiographic signal use detection methods based on syntactic, non-syntactic and hybrid algorithms.

The hybrid methods also involve new techniques that relate the temporal space to the frequencial one. The need for the precise and efficient treatment of biologic signals that due to different circumstances are of non-stationary type and finite in time makes necessary the use of methods that may be valid in a frequencial level for this kind of signals. These methods may be the application of the short transformed *Fourier*, scalegrams, spectrograms, periodgrams, transformed *wavelet* and neuronal networks, among others.

En la revisión del estado del arte, el método más apropiado para obtener como vector la información del trazo ECG en las imágenes, fue la discriminación mediante algoritmos de binarización; el trazo ECG se extrae del contenido matricial de la fotografía (6).

En el algoritmo de binarización se establece un umbral; es decir, un valor de la escala de grises a partir del cual el contenido de información de esta imagen se divide en dos: negro absoluto con un valor «0» en la matriz o blanco absoluto con un valor «1»; en el análisis del histograma de la imagen, si el umbral es $k = a$ y ρ la densidad (6):

$$, y \rho(r_{K>a}) = 1 \quad (7)$$

El umbral a escogido es diferente en cada imagen pues la iluminación cambia de una fotografía a otra. En un principio se resolvió aplicar a la imagen un único nivel de umbral, pero debido a la pérdida de información en la región central de los segmentos donde se presenta el evento más representativo, se aplicó un nivel umbral mayor para dejar pasar más información y lograr un óptimo resultado en la digitalización (umbral local) (Figura 2).

Los vectores obtenidos corresponden a las coordenadas de cada píxel de información recuperado. Cada vector de información antes de ser almacenado es de diferente tamaño ya que el trazo ECG de la imagen binarizada cuenta con diferente cantidad de puntos; se hace necesario aplicar remuestreo a cada una de la señales para unificar los tamaños de vectores y finalmente almacenar como una base de datos.

En una de las señales digitalizadas que se muestra en la figura 3, se observa que en la región central existe confusión entre la cuadrícula y la información del trazo ECG, sin embargo la señal digital obtenida revela sólo la información correspondiente al trazo, donde la cuadrícula base en la señal está a escala (Figura 3).

Procesamiento mediante transformada *wavelet*

El uso de esta herramienta se basa en las ventajas que ofrece respecto a métodos tradicionales, tales como la transformada de Fourier, en el tratamiento de señales no estacionarias y limitadas en tiempo (8, 9).

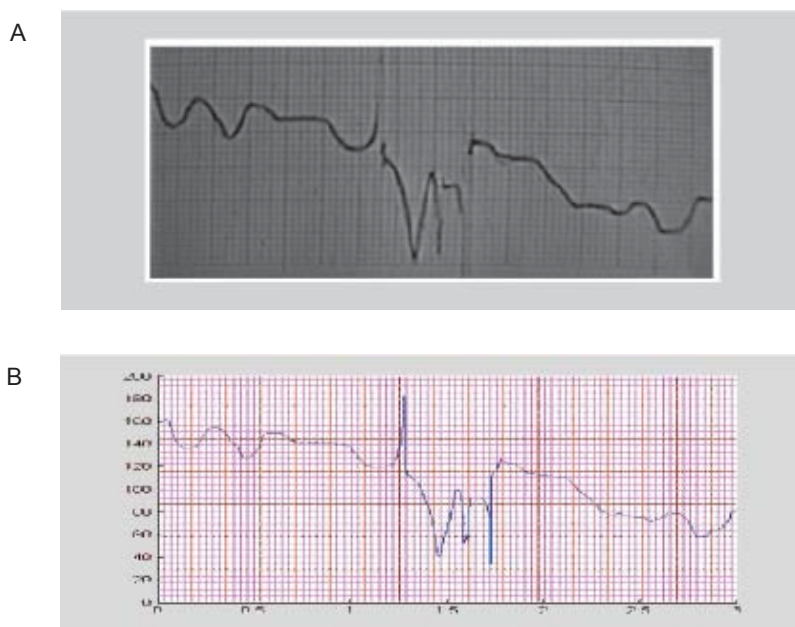


Figura 3. Fotografía comparada con señal digital. A) Imagen original. B) Señal digitalizada.

Figure 3. Photograph compared with digital signal. A) Original image. B) Digitalized signal.

The attainment of the electrocardiographic pattern comprise the pre- processing stages and characteristics extraction, which are based on binarization algorithms and screening, as well as in the estimation of detection algorithms and disintegration coefficients obtained through analysis with the transformed *wavelet*

Pre-processing

The hardware acquired data were processed with an electrocardiography system designed in the investigation group's laboratory WHST (3). This system is ruled by the actual electrocardiography standards, obtaining the signal at a constant recording speed of 25 mm/sec. and an amplitude scale of 1 mV for each 10 mm (3). The parameter under which the recording segmentations took place was a repetitive event that characterized in a transcendental way the analysis of these signals, that is, the appearance of a biphasic deflection sometimes more negative than positive. The omitted segments in the photographs correspond to moments in which the whale had an immersion and the signal totally disappeared.

The first applied transformation corresponded to an improvement in illumination; basically the minimum gray value of the information matrix that represents the photograph was obtained in order to be subtracted from the original matrix, where the result is normalized at the minimum.

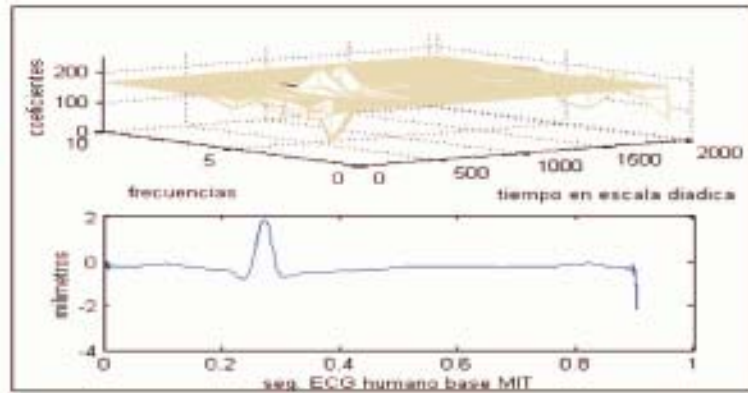


Figura 4. Transformada wavelet 3D aplicada a un segmento de ECG humano; se observa cómo la wavelet detecta la presencia del QRS.

Figure 4. Transformed 3D wavelet applied to a human ECG segment; it can be observed the way the wavelet detects the QRS presence.

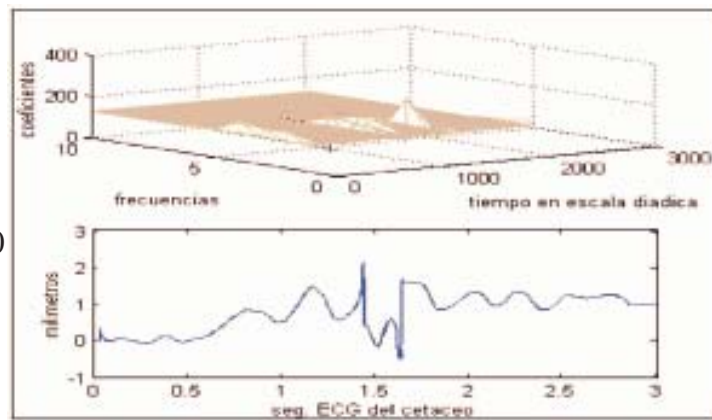


Figura 5. Transformada wavelet 3D aplicada a un segmento de ECG del cetáceo; se observa una característica similar a la detección del QRS humano.

Figure 5. Transformed 3D wavelet applied to a cetacean ECG segment; a similar characteristic to the detection of the human QRS is observed.

Dentro de los objetivos del trabajo está la clasificación de señales, la detección de puntos característicos, la detección de ondas y la caracterización de dichos puntos y ondas mediante medidas temporales y frecuenciales; por tal razón, sólo se usarán métodos de aplicación de la transformada directa y no del uso alternante de la transformada directa y la transformada inversa indicados para eliminar ruido (10, 11).

El efecto de la transformada wavelet es filtrar la señal mediante un banco de filtros de dos tipos, paso alto o detalles, y paso bajo o aproximación (12) (Figuras 4 y 5).

A = matrix

[i , j] = positions in the matrix

$$\text{Min} (A) = A [a, b] \quad (4)$$

$$\text{Abnormalized} = A - \text{Min} (A) \quad (5)$$

An algorithm that scales each image value based on the maximal datum and the normalization from 0 to 1 was applied, obtaining an illuminated image in all its regions, that is, with equal distribution (6) (Fig. 1).

By analyzing the type of information resulted from the transformation, the following basic problems are identified: it is necessary to obtain each one of the ECG recordings as vectors of equal size information; the photographs have illumination problems in the sectors near the borders; in the region of the up most interest (where the biphasic deflection occurred) the recording is more diffuse due to the needle speed at the time of sensing the ECG; besides, there is a need to recover a quadrille with the adequate calibration in order to verify the correct digitalization of the information.

In the state of the art revision, the most appropriate method for obtaining the information of the ECG recording as vector images was the discrimination through binarization algorithms; the ECG recording is extracted from the photograph's matrix content (6).

In the binarization algorithm, a threshold is established; that is to say, one value of the scale of grays from which the information content of this image is divided in two: absolute black with a «0» value or absolute white with a «1» value; in the image histogram analysis, if the threshold is $k = a$ and ρ the density (6) :

$$, \gamma \rho(r_{k>a}) = 1 \quad (7)$$

The chosen threshold a is different in each image because the illumination changes from one photograph to the other. At the beginning it was decided to apply to the image one single threshold level, but because of a loss of information in the central region of the segments where the most representative event is presented, a higher threshold level was applied in order to let the passage of more information and to achieve an optimal result in the digitalization (local threshold) (Fig. 2).

The obtained vectors correspond to the coordinates of each recovered information pixel. Before being stored, each vector has a different size since the ECG recording of the binarized image has a different amount of points; it becomes necessary to apply a re-sampling to each one of the signals

$$\rho(r_{k<a}) = 0$$

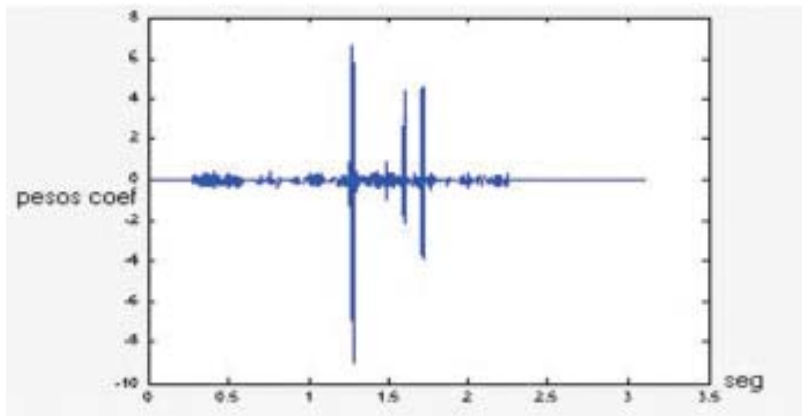


Figura 6. Coeficientes de detalle del nivel de descomposición 7 correspondientes a un segmento de ECG del cetáceo.

Figure 6. Detail coefficients from the 7 decomposition level correspondent to a cetacean ECG segment. segment of ECG from cetaceous.

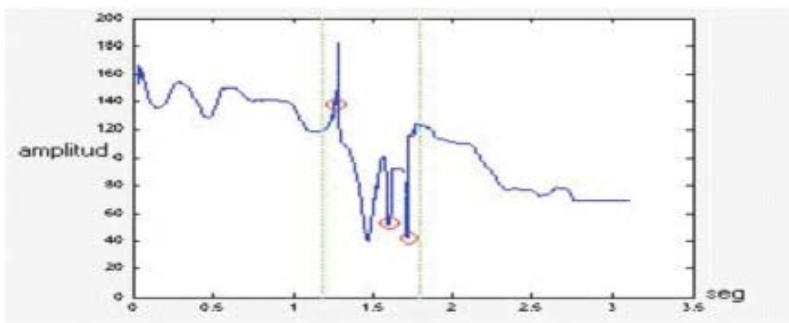


Figura 7. Detección de picos representativos en el evento característico, las líneas punteadas en verde son los límites de la duración del complejo global.

Figure 7. Detection of representative peaks in a characteristic event; the dotted green lines are the duration limits of the global complex.

El número de veces que es filtrada la señal viene determinado por el nivel de la descomposición; la aproximación que la transformada hace de la señal original está determinada por la similitud entre el tipo de transformada que se usa y la señal original, donde el grado de aproximación que se hace sobre la señal original depende del nivel de descomposición.

El tipo de información es discreta, por tanto el número de familias *wavelet* a utilizar es limitado en su aplicación; la transformación *wavelet* es por DWT.

La transformada *wavelet* dispone de algoritmos rápidos para su uso en computadores, es decir, un método similar al de la FFT para encontrar los coeficientes *wavelet*

in order to unify the vectors' size and finally filesave them as a data base.

In one of the digitalized signals shown in Fig. 3, confusion in the central region between the quadrille and the ECG recording's information can be noticed. Nevertheless, the obtained digital signal reveals only the information corresponding to the ECG recording, where the base quadrille in the signal is on scale (Fig. 3).

Processing through transformed *wavelet*

The use of this tool is based on the advantages it offers respect to traditional methods, such as the short transformed *Fourier*, in the handling of non-stationary and limited in time signals (8, 9).

Classification of signals, detection of characteristic points, detection of waves and characterization of such points and waves through temporal and frequencial measurements are among the objectives of this study; for this reason, only methods of direct transformed application will be used. The direct alternant transformed and the inverse transformed indicated for the noise elimination are not being used (10, 11).

The effect of the transformed *wavelet* is to filter the signal through a filter bank of two types: high passage or details and low passage or approximation (12).

The number of times that the signal is filtered is determined by the level of decomposition; the approaching that the transformed makes from the original signal is determined by the similitud between the type of the transformed used and the original signal, where the approaching grade made on the original signal depends on the decomposition level.

The type of information is discrete, and therefore the number of *wavelet* families to be used is limited in its application; the *wavelet* transformation is through DWT.

The transformed *wavelet* has rapid algorithms for its use in computers, that is, a method similar to that of the FFT in order to find the *wavelet* $C [j,k]$ coefficients, and for reconstructing the function they represent the rapid algorithm family based on the multi-resolution analysis or MRA (13).

Multi-resolution analysis or pyramidal algorithm was developed in order to decompose discrete time signals. Its fundament is the same as that of CWT, that is, to obtain a time-scale representation of a discrete signal (14).

Detection of characteristic points

The detection process of characteristic points is based on the application of the transformed *wavelet* with a high level of

$C[j,k]$, y para reconstruir la función que representan, la familia rápida de algoritmos basados en el análisis multirresolución o MRA (13).

El análisis multirresolución o algoritmo piramidal, se desarrolló para descomponer señales de tiempo discreto. El fundamento es el mismo que en la CWT, obtener una representación tiempo-escala de una señal discreta (14).

Detección de puntos característicos

El proceso de detección de puntos característicos se basa en la aplicación de la transformada *wavelet* con un alto nivel de descomposición pero un grado medio-bajo de complejidad de *wavelet*. Esto quiere decir que la señal es comparada con una *wavelet* de bajas frecuencias locales, pero en el momento de observar el comportamiento de la transformación sólo se tienen en cuenta los detalles o coeficientes de frecuencia relativamente alta.

El método utilizado para la detección de puntos característicos toma el detalle de más alta frecuencia al nivel de descomposición discriminado mediante la *Daubechies* de nivel de complejidad 6. Este detalle es remuestreado a igual tamaño que la señal original y de este modo sus máximos coeficientes identifican los puntos centrales de las altas frecuencias localizadas; estos centros corresponden a los picos presentes en el complejo QRS humano y también en el evento característico identificado en los segmentos de ECG del cetáceo.

Patrones característicos

Los segmentos ECG obtenidos en la base de datos son analizados mediante la *wavelet* madre *Daubechies* de complejidad 6; de esta transformación se extraen los coeficientes de detalle correspondientes al nivel de descomposición máximo, es decir, las componentes de más alta frecuencia contenidas en la señal (Figura 6).

Los picos observados en los coeficientes representativos de los detalles son identificados en la señal temporal y detectan los picos del evento característico. El algoritmo utilizado discrimina los pesos de los coeficientes máximos obtenidos mediante el umbral de 2, para los dos primeros coeficientes detectados, y de 1,5 para el tercero.

Los coeficientes encontrados se utilizan para determinar la duración del evento característico, que según estudios anteriores fue llamado «complejo global» (1) (Figura 7).

decomposition, but a middle-low grade complexity of *wavelet*. This means that the signal is compared with a low local frequencies *wavelet*, but at the moment of observing the behaviour of the transformation, only the details or coefficients of relatively high frequency are taken into account.

The utilized method for the detection of characteristic points captures the most high frequency detail to the level of discriminated decomposition through the complexity 6 *Daubechies* level. This detail is re-sampled to an equal size of that of the original signal and in this way its maximal coefficients identify the central points of the localized high frequencies; these centers correspond to the peak present in the human QRS complex and also to the characteristic event identified in the cetacean ECG segments.

Characteristic patterns

The ECG segments obtained in the data base are analyzed through the complexity 6 stem *Daubechies wavelet*; the detail coefficients that correspond to the level of maximal decomposition are extracted from this transformation, that is, the components with the higher frequency that are contained in the signal (Fig.6).

The peaks observed in the representative coefficients of the details are identified in the temporal signal and detect the peaks of the characteristic event. The utilized algorithm discriminates the weights of the maximal coefficients obtained through a 2 threshold for the two first detected coefficients and of 1.5 for the third.

The coefficients found are used to determine the duration of the characteristic event, which according to previous studies was called «global complex» (1) (Fig. 7).

The attainment of the limits of the global complex was made through the maximal ones of lesser and bigger temporal localization, running these points in -0.2 and + 0.02 msec. respect to each one. This value was obtained based on the mean duration of each of the peaks in *wavelet* frequency.

Characterization and classification

The characterization shows the time between one pattern and another within each one of the global complexes found.

Following the standard electrocardiography nomenclature each one of the patterns found was classified (Table 1).

The first wave that appeared, that in each case corresponded to a positive deflection, was called R; the third negative deflection was called S' and a fourth negative deflection S''. In this way, the nomenclature used would give continuity in case there were T waves among the artifacts.

The S wave appears between the waves R and S', but its characteristic middle frequency impedes its detection through the *wavelet* algorithm because it corresponds to frequencies in the same rank as the artifacts.

La obtención de los límites del complejo global se hizo mediante los máximos de menor y mayor localización temporal, corriendo estos dos puntos en $-0,2$ y $+0,02$ milisegundos respectivamente para cada uno; este valor se obtuvo con base en la duración media de cada uno de los picos en frecuencia *wavelet*.

Caracterización y clasificación

La caracterización arroja el tiempo entre un patrón y otro dentro de cada uno de los complejos globales encontrados.

Siguiendo la nomenclatura estándar en electrocardiografía se clasificó cada uno de los patrones encontrados (Tablas 1, 2, 3 y 4).

Se llamó R a la primera onda encontrada, que en cada caso correspondió a la deflexión positiva; se llamó S' a la tercera deflexión negativa que se encontró, y S'' a una cuarta deflexión negativa. De este modo la nomenclatura utilizada daría continuidad si existían ondas T difusas entre los artefactos.

La onda S se presenta entre la onda R y S' pero su característica de media frecuencia no permite su detección mediante el algoritmo *wavelet* ya que corresponde a frecuencias de igual rango que los artefactos.

La interfaz utilizada para la manipulación interactiva de las señales ECG (15), las clasifica en tres grandes grupos de acuerdo con los umbrales encontrados experimentalmente a través del análisis tiempo-frecuencia. En las señales ya clasificadas se realiza el promedio del complejo global.

La visualización de la obtención de estos parámetros se realiza mediante la promediación gráfica de cada segmento en su región característica (complejo global) y para cada tipo de señal.

Hipótesis

De acuerdo con los datos obtenidos de la clasificación de los registros mediante el análisis tiempo-frecuencia, se plantearon las hipótesis del vector de despolarización, de las ondas componentes y de la velocidad de conducción.

Se formuló 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. Así mismo, las deflexiones

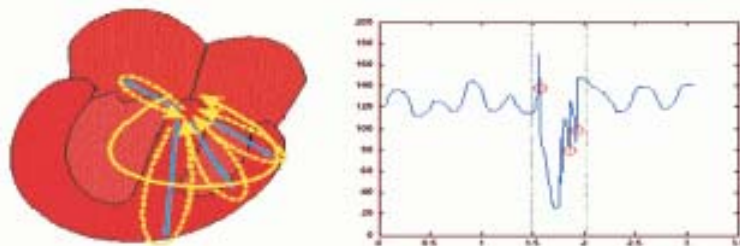


Figura 8. Correspondencia entre la hipótesis del vector de despolarización y la detección tiempo-frecuencia de las ondas correspondientes al complejo global.

Figure 8. Correspondence between the depolarization vector hypothesis and the time-frequency detection of the waves corresponding to the global complex.

The interphase used for the interactive manipulation of the ECG signals (15), classifies them in three big groups according to the thresholds found experimentally through the time-frequency analysis. The mean global complex is realized in the already classified signals.

Visualization of the obtention of these parameters is realized by the graphic averaging of each segment in its characteristic region (global complex) and for each type of signal.

Hypothesis

According to the data obtained from the recording classification through the time-frequency analysis, the hypothesis of the depolarization vector, of the component waves and the conduction speed were stated.

The first deflection was formulated as positive wave in the global complex, as the resultant of an electric current in the same direction as the dipole constituted by the dart. Also, the negative deflections correspond to a current that is registered in opposite direction according to the dipole polarity (4, 7).

Taking into account the result of the final classification with the 199 complexes obtained in the last chapter, three types of fast complexes are postulated with variability in the number of times that the S wave is reproduced within the complex; the hypothesis of the component waves of the global complex is based on the classification time-frequency of the transformed *wavelet*.

The results obtained represent three conduction speeds that correspond to the three types of waves classified by the time-frequency analysis; in order to detach its meaning it is necessary to clarify that the signals are being affected by electric noise and physiological information in the same frequency range, and this is the reason by which three types of signal were found. These types of waves do not constitute a change in the cetacean cardiovascular physiology, but a statistical variation of the results, due to the mathematical algorithms applied.

Tabla 1

Deflexión	Nomenclatura
Primera (+)	(R)
Segunda (-)	(S), lenta y a veces no se presenta
Tercera (-)	(S') y rápida
Cuarta (-)	(S'') y rápida

Tabla 2

PARÁMETROS WAVELET PARA LA CLASIFICACIÓN DE LAS SEÑALES

Tipo 1	Característica
Cantidad de puntos críticos	4
Punto crítico 2	No representativo
Tipo 2	Característica
Cantidad de puntos críticos	3
Punto crítico 2	Representativo
Tipo 3	Característica
Cantidad de puntos críticos	2
Punto crítico 2	Representativo

Tabla 3

PROMEDIOS DE DURACIÓN C.G. E INTERVALO S'S''

Tipo de señal	Promedio C.G. en ms	Promedio intervalo s's'' (en ms)
Tipo 1	471,3115	73,2899
Tipo 2	480,7622	72,2509
Tipo 3	478,498	No existe

Porcentaje de error interfaz: 8,0402%.

Tabla 4

HIPÓTESIS DE ONDAS COMPONENTES

Primera deflexión (+) [®] Onda R
Primera deflexión (-) [®] Onda S
Segunda deflexión (-) [®] Onda S'
Tercera deflexión (-) [®] Onda S''
Cuatro puntos críticos

negativas corresponden a una corriente que se registra en dirección contraria según la polaridad del dipolo (4, 7).

Teniendo en cuenta el resultado de la clasificación final con los 199 complejos obtenida en el capítulo anterior se postulan tres tipos de complejos rápidos, con variabilidad en el número de veces que se reproduce la onda S dentro del complejo; la hipótesis de las ondas componentes del complejo global se basa en la clasificación tiempo-frecuencia de la transformada *wavelet*.

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

Table 1

Deflection	Nomenclature
First (+)	(R)
Second (-)	(S), slow and sometimes not present
Third (-)	(S') and fast
Fourth (-)	(S'') and fast

Table 2

WAVELET PARAMETERS FOR SIGNAL CLASSIFICATION

Type 1	Characteristic
Amount of critical points	4
Critical point 2	Not representative
Type 2	Characteristic
Amount of critical points	3
Critical point 2	Representative
Type 3	Characteristic
Amount of critical points	2
Critical point 2	representative

Table 3

AVERAGES OF C.G. DURATION AND S'S'' INTERVAL

Type of sign	C.G. average in ms.	Intervals S'S'' average (in ms.)
Type 1	471,3115	73,2899
Type 2	480,7622	72,2509
Type 3	478,498	Does not exist

Interphase error percentage: 8, 0402 %

Tabla 4

HYPOTHESIS OF COMPONENTS WAVES

First deflection (+) [®] R wave
First deflection (-) [®] S wave
Second deflection (-) [®] S' wave
Third deflection (-) [®] S'' wave
Four critical points.

Conclusions

The transformations at a frequencial *wavelet* level are made upon the vector amplitude and its results are extrapolated as much to this vector as to the one of non-uniform time, obtaining in this way the critical points through the discrimination of weights of *wavelet* coefficients.

The determination of the electrocardiographic pattern was limited to the detection of the global complex (QRS in humans) due to the overlapping in the information band as a result of muscular tremor, whale crying, electromyography signals, respiratory pulse, and pressure variations that because of being found in the same frequency range as the one of the ECG recording, make difficult the filter process and the election of a threshold.

$$\text{Vel. de conducción ventricular aprox. tipo 1} = \frac{1,2}{0,4713} = 2,546 \text{ m /seg.}$$

$$\text{Vel. de conducción ventricular aprox. tipo 2} = \frac{1,2}{0,4807} = 2,496 \text{ m /seg.}$$

$$\text{Vel. de conducción ventricular aprox. tipo 3} = \frac{1,2}{0,4784} = 2,508 \text{ m /seg.}$$

la cual se encontraron tres tipos de señal. Estos tipos de ondas no constituyen un cambio en la fisiología cardiovascular del cetáceo, sino una variación estadística de los resultados debido a los algoritmos matemáticos aplicados.

Conclusiones

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*.

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, 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 y la elección de un umbral.

En señales finitas y no estacionarias que requieren transformaciones *wavelet*, la variable escala permite afrontar señales finitas y la variable translación permite localizar frecuencias temporalmente.

Las señales que se deben a cambios rápidos en el registro electrocardiográfico se revelan en el espacio *wavelet* como detalles significativos de alta frecuencia.

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.

$$\text{Velocity's conduction ventricular approx. Type 1} = \frac{1,2}{0,4713} = 2,546 \text{ m /seg.}$$

$$\text{Velocity's conduction ventricular approx. Type 2} = \frac{1,2}{0,4807} = 2,496 \text{ m /seg.}$$

$$\text{Velocity's conduction ventricular approx. Type 3} = \frac{1,2}{0,4784} = 2,508 \text{ m /seg.}$$

In the finite and non-stationary signals that require *wavelet* transformations, the scale variable allows to confront finite signals and the translation variable permits to localize frequencies temporarily.

Signals due to rapid changes in the ECG recording are revealed in the *wavelet* space as significant high frequency details.

The correspondent information from only one dart in the humpback whale does not allow a complete retrospective analysis of the electrocardiographic signal for the depolarization vector hypothesis, because vectocardiography needs to observe the phenomenon from different perspectives; this means that several leads must be available in order to conclude a precise direction of this vector. Nevertheless, the proposed hypothesis is coherent with the data available.

References

1. Reynolds J, Rozo I, «Electrocardiografía en Ballenas», Proyecto SCVS, Seguimiento del Corazón de Ballena Vía Satélite, Santa Fé de Bogotá; 1998; Vol I, II, III.
2. Reynolds J, Rozo I, «Viaje al corazón de las ballenas», Santa Fé de Bogotá, Lerner S.A., 1998. p. 34-39.
3. Senhadji L, Carrault G, Bellanger JJ, Passariello G. Comparing *wavelet* transform for recognizing cardiac patterns. Laboratoire Traitement du signal et de l'image (MSERM), IEEE EMB paper, April 1995.
4. Ganong WF. Fisiología médica, 13 ed. vol. 3, México: Ed. El Manual Moderno, 1992. p. 469-568.
5. Chavez AM, Rueda OL, Vesga BE. «Evidencias en electrocardiografía I, II», Revista de Electrocardiografía, *Salud UIS*. 1999.
6. Gonzales RC, Woods RE. Digital image processing. Addison-Wesley Publishing Company, Inc., Reading, Massachusetts, E.U.A., 1992.
7. Andromeda Interactive Ltd., Medical Science Division «Cardiovascular System», medical@andromeda.co.uk, 1995, module 1-4.
8. Oppenheim AV, Schafer RW. Discrete-time signal processing. Prentice Hall, Inc, 2nd Edition; 1989. p. 725-732.
9. Oppenheim AV, Willsky AS. Signals and systems. Prentice Hall, Inc, 2nd Edition; 1998. p. 65, 523-554.
10. Cuesta Frau D, et al. «Reducción de ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada *wavelet*». Libro de Actas XVIII Congreso Anual de la Sociedad de Ingeniería Biomédica, CASEIB 2000. Cartagena, Septiembre 2000. p. 103-106.
11. Cuesta Frau D, et al. Electrocardiogram baseline removal using *wavelet* approximations. Libro de Actas Biosignal Bino (R. Checa), 2000. p. 136-138.
12. Unser M, Aldroubi A. A review of *wavelets* in biomedical applications. Proceedings of the IEEE, 1996; 84(4):626-638.
13. 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.
14. Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition: the *wavelet* transform», IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence 1989; 11(7): 674-683.
15. MATLAB, Pdf Documentation, www.mathworks.com.