

# Procesamiento de señales electrocardiográficas mediante transformada *wavelet*, para el estudio de variabilidad de la frecuencia cardíaca

**José Manuel Gallardo**

Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Buenos Aires  
Subsecretaría de Posgrado y Vinculación con la Investigación,  
Medrano 951 (C1179AAQ ), Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

*jmg@df.uba.ar*

*Recibido el 4 de Marzo de 2011, aprobado el 21 de Marzo de 2011*

---

## Resumen

En este trabajo, se presenta un simple algoritmo para detección de la onda R, en la señal electrocardiográfica, mediante procesamiento digital, utilizando como herramienta, la Transformada Ondita o Wavelet Transform (WT).

Realizando un análisis denominado de Multirresolución, se descompone la señal en bandas de frecuencias, logrando así la detección de la señal buscada.

Con los intervalos temporales existentes entre estas señales (intervalos RR), se conforma una serie temporal, que representa la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC).

**PALABRAS CLAVE:** ONDA R - TRANSFORMADA WAVELET – MULTIRRESOLUCION - SERIE TEMPORAL – VARIABILIDAD DE FRECUENCIA CARDIACA

## Abstract

In this paper, we present a simple algorithm for R detection wave in ECG signal by digital processing, using as a tool, the Wavelet Transform (WT).

Performing called multiresolution analysis, decomposes the signal in to frequency bands, thus ensuring the detection of the wanted signal.

With the time intervals between these signals (RR intervals) time series are formed, which represents the heart rate variability (HRV).

**KEYWORDS:** R WAVE – WAVELET TRANSFORM – MULTIRRESOLUTION – TIME SERIES – HEART RATE VARIABILITY

## Introducción

El sistema nervioso autónomo (SNA), influye sobre la actividad cardíaca, quedando esto visible mediante el registro electrocardiográfico (ECG) (Malik, 1995; Estévez Báes y col., 2007).

El balance entre la rama simpática y parasimpática produce una variación pequeña entre latidos en la señal del ECG, de un corazón normal, el parasimpático incrementa esta variación y el simpático la decremента.

El estudio de las variaciones en la duración del intervalo entre latidos sucesivos (intervalo RR) aporta información sobre la modulación que ejerce el sistema simpato-vagal sobre el corazón. Estas variaciones latido a latido se conocen con el nombre de variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) (Malik, 1995), este tipo de estudio, permite de una manera no invasiva, analizar el SNA y los mecanismo de control cardiovascular (Akselrod, 1981; Paganí, 1986; Task Force of the ESC and the NASPE, 1996; Malik y col., 1996).

Por intermedio del análisis de VFC se pueden estudiar mecanismos asociados con distintas condiciones fisiológicas o fisiopatológicas, por ejemplo en la diabetes, Paganí (1988), el stress, Perrone (2000); Murali y col. (2005), los trastornos del sueño, Takase y col. (2005), alimentación, Vigo y col. (2007), la actividad física o en el sistema cardíaco (arritmias, enfermedades coronarias, infarto agudo de miocardio, etc.) (J.T. Bigger, 1992; Task Force of the ESC and the NASPE, 1996; Singh, 1996).

Actualmente el estudio de VFC ya es considerada una herramienta más para diagnóstico clínico (Migliaro, 2007).

Estas variaciones temporales entre los latidos

cardíacos, intervalos RR, conforman una serie temporal, que es sometida al análisis en el dominio temporal y frecuencial, utilizando métodos lineales y no lineales (Estévez Báes y col., 2007; Fainstein y col., 2005).

Para la conformación de esta serie es necesaria la detección automática de las ondas R del ECG, Fainstein y col. (2005), cuya diferencia temporal, conformará la serie. Mediante un algoritmo donde se realiza un análisis de Multirresolución Serrano (2009); Misiti y col. (2002); Serrano (2007); Anaya y col. (1995), por medio de la WT, se logra detectar perfectamente la señal R, para poder realizar la serie de intervalos RR.

## Transformada *wavelet* continua (CWT)

La Transformada de Fourier (FT), integra a través del tiempo el producto de  $f(t)$  por una función exponencial compleja, la cual es representable por funciones sinusoidales reales e imaginarias.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$$

Como resultado se obtiene los coeficientes  $F(\omega)$ , que luego multiplicados por una frecuencia  $\omega$ , conforman las distintas señales sinusoidales componentes de  $f(t)$ , Fig.1.

De forma similar la CWT, es definida como la suma a través del tiempo, del producto de la señal  $f(t)$ , por otra función *wavelet*, re escalada y desplazada,  $\Psi$ .

$$C(\text{scale}, \text{position}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi(\text{scale}, \text{position}, t)dt$$

El resultado de CWT son coeficientes  $C$ , en función de la escala y la posición. Multiplican -

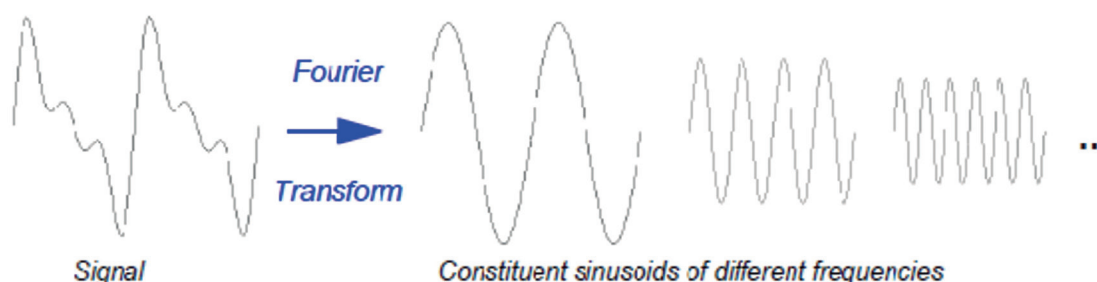
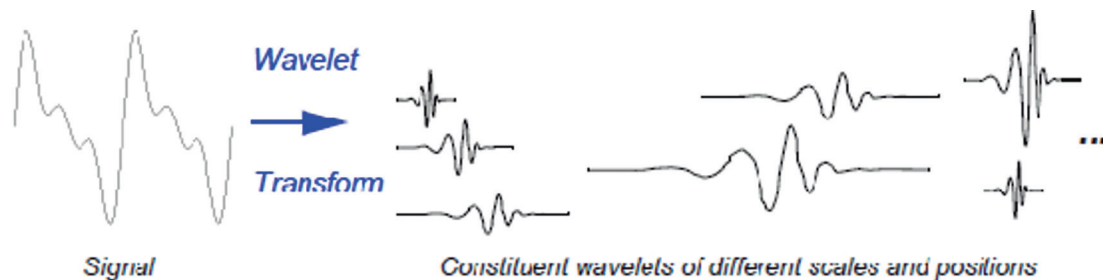


Fig.1. Wavelet Toolbox User's Guide, 2002



**Fig.2. Wavelet Toolbox User's Guide, 2002**

do cada coeficiente  $C$ , por una *Wavelet*, de escala y posición apropiadas volveremos a tener la señal original, Fig.2.

La función *Wavelet*, que se utiliza se denomina *Wavelet madre* y debe cumplir ciertos requisitos desde el punto de vista matemático, pues de esta se derivan una familia de funciones que llamaremos simplemente *Wavelets*, dentro de las que se destacan la Haar, Daubechies, Biortogonal, Coiflets, Symlets, Morlet, Sombrero Mexicano, etc. (Daubechies, 1992).

### Transformada *wavelet* discreta (DWT)

La Transformada de Fourier, Gabor o la *Wavelet* Continua y muchas otras, pertenecen a la clase de las llamadas Transformadas Integrales Continuas. Las mismas, mapean la información de la señal dada  $s(t)$  en un espacio definido por los correspondientes parámetros variando en rangos continuos, predisponiéndola al análisis y a la interpretación.

Implementar estos cálculos requiere de mucho tiempo computacional. Por eso cuando tenemos una serie de datos numéricos, se hace necesario implementar una transformada discreta o DWT (Serrano, 2009; Anaya y col., 1995).

El diseño de una versión discreta de la Transformada *Wavelet*, esencialmente consiste en definir una apropiada red discreta de parámetros,  $((a_j; b_{jk}))$  de escalas y traslaciones, respectivamente, de modo que la familia de *wavelets*  $\Psi(a_j; b_{jk})$  sea admisible. En general, constituye un problema difícil caracterizar aquellas *wavelets* que definen una Transformada Discreta. Existen varias clases de *wavelets* posibles; las *wavelets* spline, las *wavelets* de Daubechies y otras análogas, ampliamente

difundidas en la literatura y en el *software* te disponible.

Entre estas, encontramos diversas variantes, y particularmente las que generan bases ortonormales de *wavelets*.

En general, esas clases se asocian a la red diádica:

$$a_j = 2^{-j}; b_{jk} = 2^{-j} k \quad j, k \in \mathbb{Z}$$

Dados estos parámetros, se obtiene la siguiente expresión para las *wavelets*:

$$\psi_{jk}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad j, k \in \mathbb{Z}$$

Asumiendo que la *wavelet* madre real y la señal  $s(t)$  son de energía finita la DWT asociada será:

$$DW_{\psi} s(j, k) = \langle s, \psi_{jk} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi_{jk}(t) dt$$

para todos los valores enteros  $j, k$  y su fórmula de síntesis:

$$s(t) = \sum_j \sum_k c_{jk} \psi_{jk}(t) \approx \sum_j \sum_k \langle s, \psi_{jk} \rangle \psi_{jk}(t)$$

En la práctica se considera que el valor de la transformada o los coeficientes en *wavelets*, resumen la información de la señal, como ocurre en el caso de CWT. De manera similar que en el caso continuo, se puede demostrar, que las *wavelets*  $\Psi_{jk}(t)$  están localizadas en el intervalo centrado en  $(t_0 + k 2^{-j})$ , de longitud  $2^{-j} \Delta t$  y en la banda bilateral  $0 < 2^j \omega_1 \leq |\omega| \leq 2^j \omega_2$ , de ancho  $2^j \Delta \omega$ .

Estas bandas representan una partición en niveles o en octavas del dominio de las frecuencias.

De esta forma, analizar una señal por medio de DWT, consiste en descomponer la misma, por medios de un banco de filtros analógicos pasa-banda y en cada octava, caracterizar su comportamiento en el tiempo.

$$s(t) = \sum_j w_j(t)$$

$$w_j(t) = \sum_k c_{jk} \psi_{jk}(t)$$

Es posible reconstruir de ser necesario los componentes más importantes de la señal y así caracterizar diversos fenómenos de interés.

El análisis se realiza por octavas o rangos de frecuencia que duplican la dimensión hacia las altas frecuencias, a la vez que se reduce el rango temporal de localización.

Además, por medio del espectro se pueden localizar fenómenos locales como patrones de autosimilaridad, a distintas escalas.

El apropiado truncamiento de las series de las *wavelets*, realizados en cada nivel  $j$ , no destruye la señal (Serrano, 2009).

### Análisis de multirresolución

Para realizar este análisis, se utilizan algoritmos desarrollados por Mallat, Mallat (2000). Donde a la señal de estudio la pasa por filtros con distintas frecuencias de corte en diferentes escalas, filtros paso bajo para analizar las componentes de baja frecuencia y filtros paso alto para analizar las componentes de alta frecuencia, en diferentes escalas. Estas operaciones cambian la resolución de la señal, y la escala cambia mediante operaciones de interpolación y submuestreo (Serrano, 2007; Serrano, 2009).

El procedimiento para obtener la DWT comienza pasando la señal de estudio por un filtro digital de paso bajo y media banda, tras ello y según la regla de Nyquist podemos eliminar la mitad de las muestras. Para ello submuestreamos por dos, con lo que se duplica la escala, y así obtenemos lo que se llama aproximación de baja frecuencia de la señal, en primer orden. Esta misma operación produce que se duplique la resolución en frecuencia ya que ahora la banda de frecuencia de la señal abarca solamente la mitad de la banda de frecuencias anteriores. Para obtener la componente de alta frecuencia el procedimiento es similar pero el filtro digital que se emplea será paso alto, obteniendo tras ello lo que denominamos detalle de la señal para el primer nivel. Para los sucesivos niveles de descomposición se continua filtrando la componente en baja frecuencia. Finalmente se obtiene la señal descompuesta en tantos detalles como niveles utilizemos y una aproximación del último nivel empleado Fig.3, Fig.4, (Misiti y col., 2002).

Como es posible la reconstrucción de la señal, en la Fig.4, se observa la necesidad de realizar un sobre muestreo para compensar, el submuestreo realizado en la descomposición.

### Parte experimental

Las señales del electrocardiograma (ECG), se obtuvieron de la base de datos de arritmias de Physionet MIT-BIH, las cuales fueron adquiridas a una frecuencia de muestreo ( $F_s$ ) de 360Hz. ( $w_1$ ).

Para realizar el algoritmo y cálculo de la DWT, se utilizaron las funciones provistas, por el Tool-Box, de Matlab, en su versión 7.0 (Misiti y col., 2002).

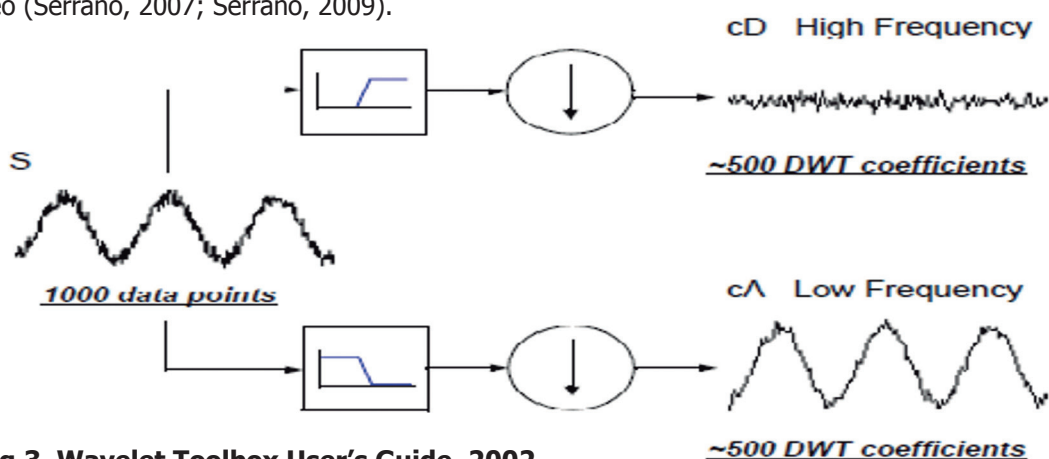
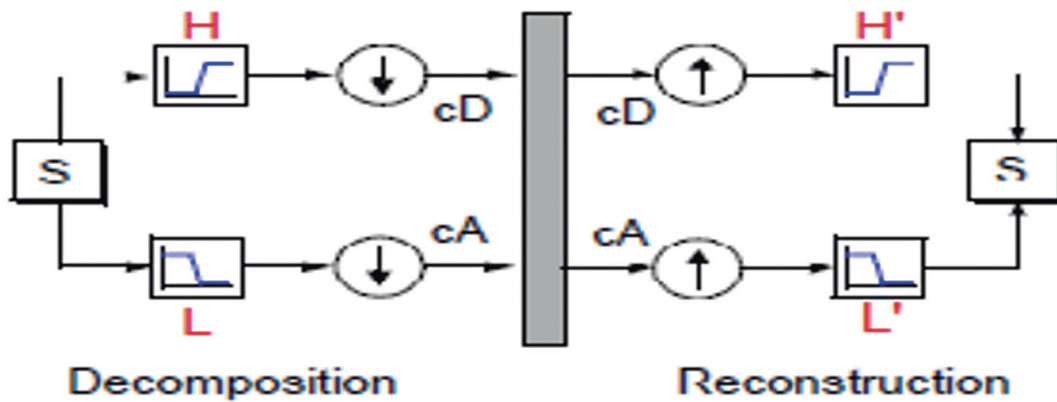


Fig.3. Wavelet Toolbox User's Guide, 2002



**Fig.4. Wavelet Toolbox User's Guide, 2002**

Mediante el análisis de multiresolución se descompuso a la señal del ECG, a la en dos, una llamada de detalle  $D_1, \dots, D_n$  y otra de aproximación  $A_1, \dots, A_n$ , las señales de detalle contienen la información de frecuencias más elevadas y las de aproximación la información de menor frecuencia (Mahmoodabadi y col., 2005).

En la selección de la Ondita a utilizar, se considero que su apariencia sea similar a la señal del ECG, se optó, tras algunas pruebas, por una wavelet de la familia Daubechies denominada db10, pues brinda mas detalles que otras y es similar al ECG (Chongxun y col., 1995; Ranjith y col., 2002).

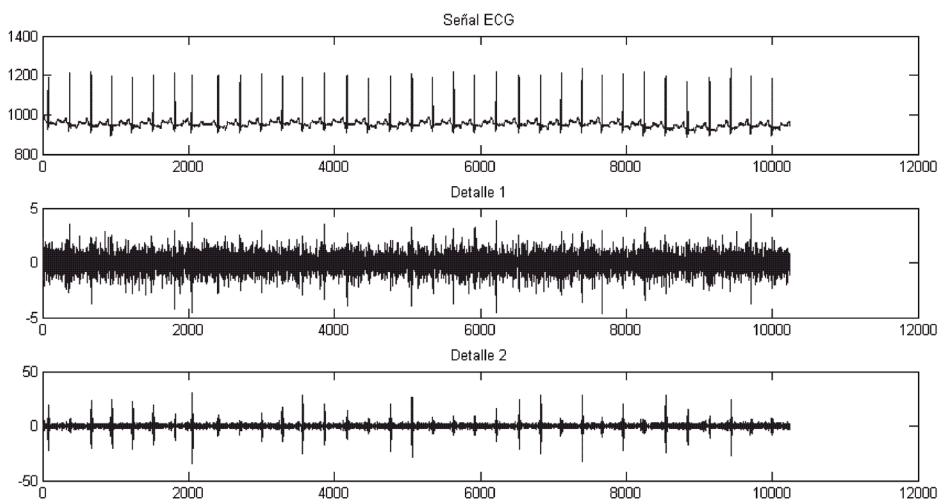
Las bandas de frecuencias que la Multirresolución permite realizar, están determinadas por una frecuencia inferior ( $f_{ci}$ ) y una superior ( $f_{cs}$ )  $f_{ci} = F_s / 2^{n-1}$  y  $f_{cs} = F_s / 2^n$  donde :  
 $F_s$  = Frecuencia de Muestreo;  
 $n$  = nivel de descomposición de la señal ;

El máximo numero de niveles posibles de descomposición esta dado por  $2^n = N$ ;  
 $n$  = niveles de descomposicion;  
 $N$  = muestras necesarias de la señal ;

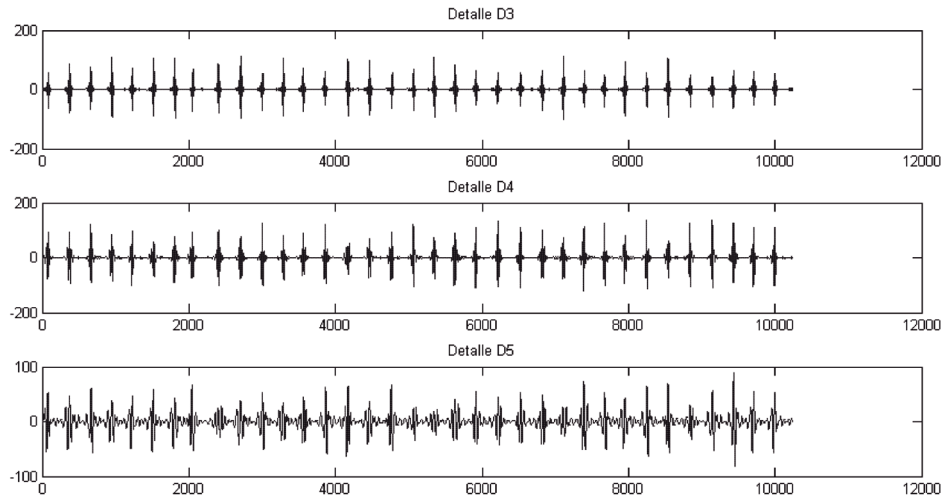
En la Tabla 1, se observa el ancho de banda aproximado, que le corresponde a cada señal detalle en la descomposición

SEÑAL	Ancho de Banda Hz
ECG	0.....180
D1	90.....180
D2	45.....90
D3	22,5.... 45
D4	11,25...22,5
D5	5,62.....11,25

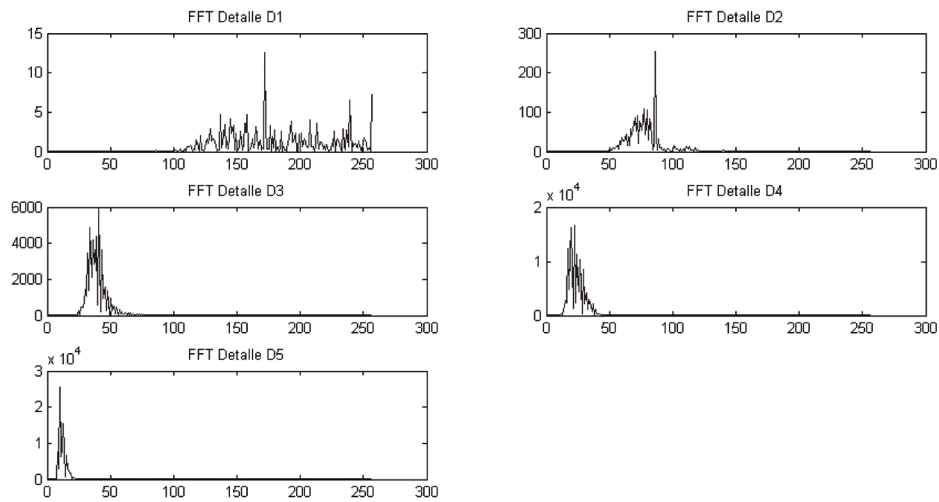
**Tabla 1: Ancho de banda**



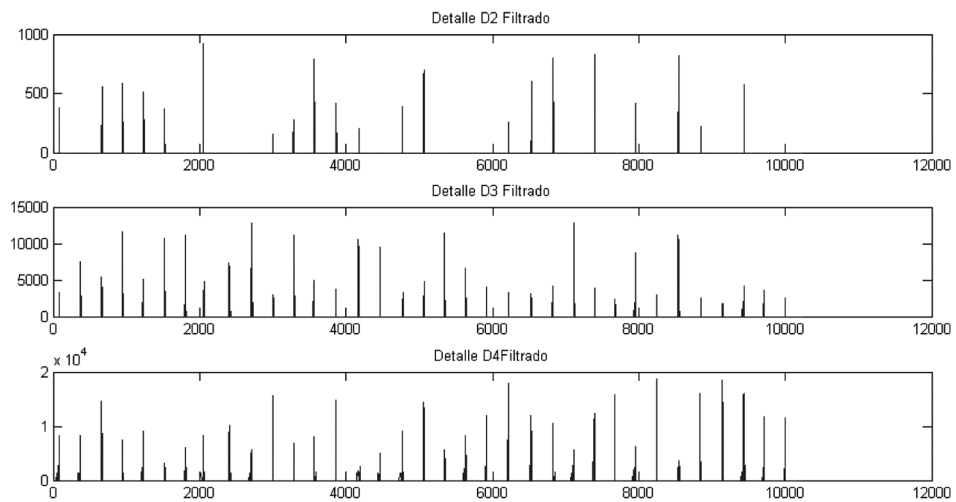
**Fig.5. Señal ECG, D1, D2**



**Fig.6. D3, D4;D5**



**Fig.7. Densidad de espectral de potencia por banda**



**Fig.8. Señales D2, D3, D4, procesadas**

De la Fig. 5 y Fig. 6, análisis de multirresolución del ECG, se observó que la onda R, no solo está confinada a la banda D4, si no que en mayor o menor medida conforma las demás bandas. Se descartó para el estudio D1 y D5, por estar contaminadas con ruido de alta y baja frecuencia, respectivamente.

El cálculo de la densidad espectral de potencia, Fig.7, permitió corroborar que la mayor energía del complejo QRS, se localiza en la banda D4. Se comprueba esto además con análisis de correlación entre el ECG y D4 (Pachauri y col., 2009; Chongxun y col., 1995; Khayer y col., 2004).

Con esta información se construyó el algoritmo, que consta de tres umbrales, para eliminar ruidos:

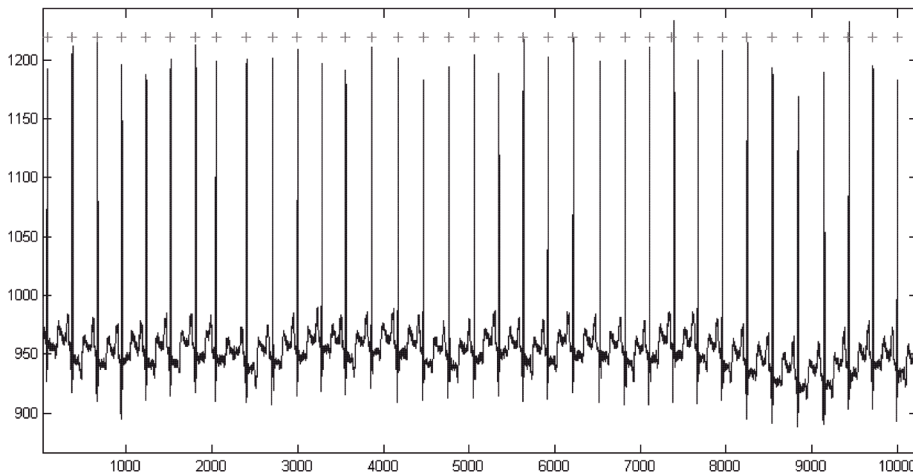
$th2=0.40*(\max(D2))$ ; %umbrales de *denoising*  
 $th3=0.35*(\max(D3))$ ; %umbrales de *denoising*  
 $th4=0.25*(\max(D4))$ ; %umbrales de *denoising*

Si las señales D2, D3, D4, sobrepasan estos umbrales hallados empíricamente, se calcula su módulo obteniendo así nuevas señales de detalles Fig.8.

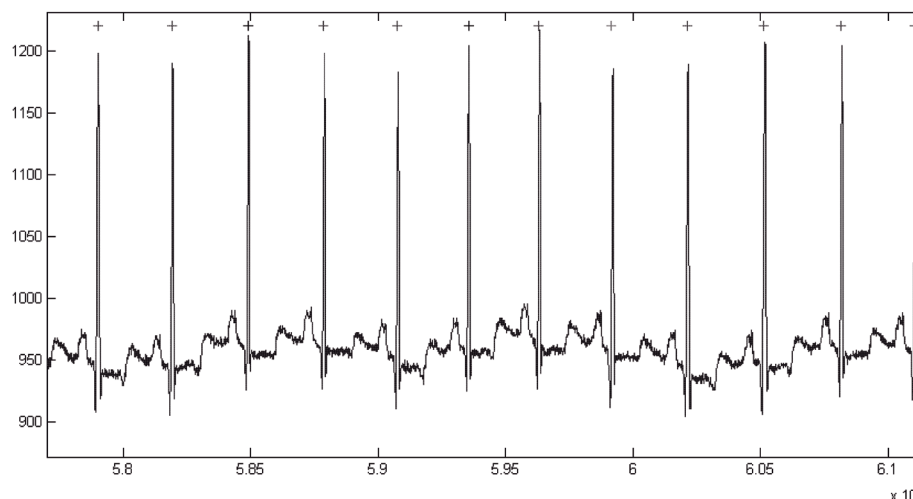
Estas nuevas señales fueron analizadas por cada banda con nuevos umbrales a superar:

$h4=0.15*(\max(D4))$ ; %umbrales detección  
 $h3=0.20*(\max(D3))$ ; %umbrales detección  
 $h2=0.25*(\max(D2))$ ; %umbrales detección

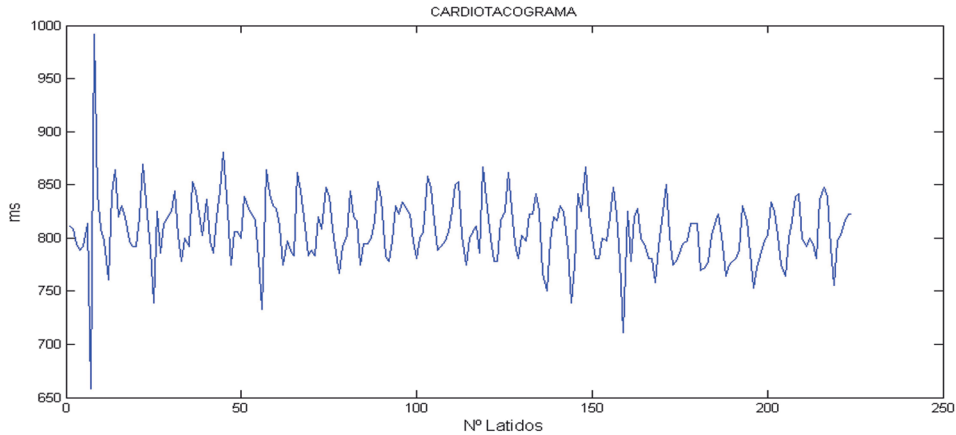
En la Fig.9 y la Fig.10, se observa la detección de los picos de la onda R, del complejo QRS.



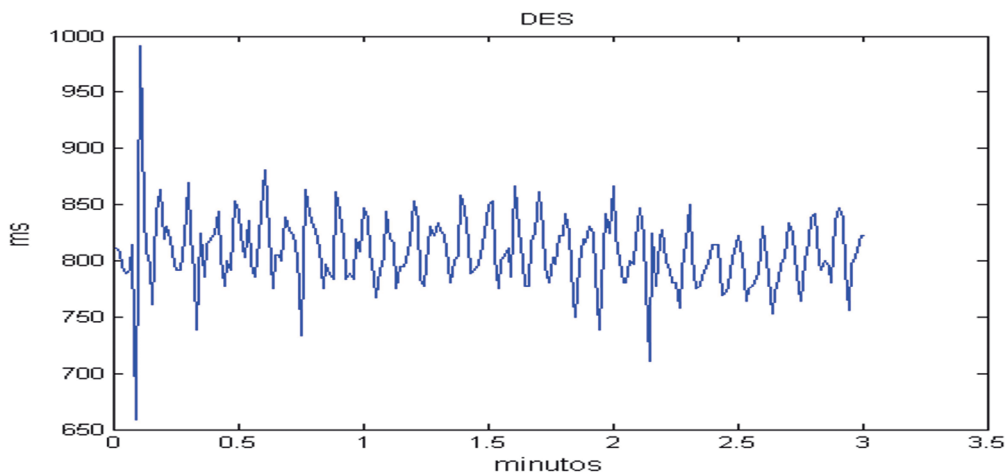
**Fig.9. Detección onda R**



**Fig.10. Ampliación zona detección onda R**



**Fig.11. Cardiotacograma**



**Fig.12. Serie de intervalos de tiempos**

### Resultados y discusión

Se comprobó la eficiencia del algoritmo con varias señales de la base de datos de Physio-Net (w1).

Se obtuvo para la señal del ECG, la serie intervalos de tiempo entre pulsos, intervalo RR, que se calculó considerando la siguiente ecuación  $RR(i)=RR(i)-RR(i-1)$ , (diferencia temporal entre ondas R), con esto datos, se halló el cardiotacograma Fig. 11 y la serie de eventos discretos (DES), Fig. 12, representaciones de la VFC.

### Conclusiones

La WT y su aplicación, el análisis de multirresolución, permitió detectar eficientemente la onda R, en el complejo QRS de la señal de ECG. Siendo esta detección poco sensible a las

fluctuaciones de la línea de base de la señal electrocardiográfica, al haber descartado en el análisis las componentes de baja frecuencia D5 y superiores, como así también a las interferencias de alta frecuencia al no considerar D1, utilizando bajo tiempo de cómputo, para obtener la serie de VFC, lo que permite su utilización en procesadores digitales de señales (DSP), en procesamiento on-line ( Sahambi y col., 1997).



## Referencias

- ANAYA, M.; CAVALLARO, M.; VILLAVERDE, F.; D'ATELLIS, C. (1995). Introducción a las Onditas. Ed. Nueva Librería, 1995
- AKSELROD S. GORDON D. (1981). Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: a quantitative probe of beat-beat cardiovascular control. *Science* 213 (4504): 220-2 (paper)
- BIGGER JR. J. T., J. L. FLEISS, R. C. STEINMAN, L. M. ROLNITZKY, W. J. SCHNEIDER AND P. K. STEIN (1995). RR variability in healthy, middle-aged persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction. *Circulation*, Apr 1; 91(7):1936-43. (paper)
- CHONGXUN C. L.; CHANGFENG TAI (1995). Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transform. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, N° 1, January 1995. (paper)
- DAUBECHIES I., (1992). *Ten Lectures on Wavelets*. SIAM, Philadelphia, 1992
- ESTÉVEZ BÁES, M.; ESTÉVEZ CARRERA J. M.; MACHADO GARCIA A. (2007). Particularidades del Electrocardiograma Como Señal Biológica. Material publicado en formato html en: [librosabiertos:particularidades\\_del\\_electrocardiograma\\_como\\_senal\\_biologica.InfoWiki](http://librosabiertos:particularidades_del_electrocardiograma_como_senal_biologica.InfoWiki). November 2, 2007, 08:50
- FAINSTEIN D., M. C. MANTARAS; L. NICOLA SIRI, Y COL. (2003). Cardiotacomero para Estudio de Variabilidad de Frecuencia Cardíaca. Facultad de Ingeniería UNER (paper)
- KHAYER M. A.; HAQUE M. A. (2004). ECG Peak Detection Using Wavelet Transform. 3rd International Conference on Electrical & Computer Engineering ICECE 2004, 28-30 December 2004, Dhaka, Bangladesh. (paper)
- MAHMOODABADI S. Z.; AHMADIAN A.; ABOLHASANI M. D.; ESLAMI M.; BIDGOLI J. H. (2005). ECG Feature Extraction Based on Multiresolution Wavelet Transform. *Proceedings of the 2005 IEEE. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai, China; September 1-4, 2005. (paper)
- MALIK, M. AND CAMM, A.J. (1995) *Heart Rate Variability*. New York, EEUU, Futura Publishing Company. 543 p. (1995).
- MALIK, M. PHD. (1996) Chairman of Committee. *Heart Rate Variability. Standard of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use*. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, Vol. 93: 1043-1065, (1996).
- MALLAT, S. (2000). *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Ed. Academic Press, 2000 (paper)
- MIGLIARO EDUARDO R., CANETTI RAFEL, CONTRERAS PAOLA, MICHEL HAKAS, GABRIEL EIRE Y ANDRES MACHADO. (2007). *Procesamiento de Señales para el Estudio de la Variabilidad de Frecuencia Cardíaca*. Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay. (paper)
- MISITI, M.; OPPENHEIM, G.; POGGI J.M. (2002). *Wavelet Toolbox User's Guide*. The Mathworks Inc.,
- MURALI R. AND CHEN E., (2005). Exposure to violence and cardiovascular and neuroendocrine measures in adolescents. *Ann Behav Med*, Oct;30(2):155-63, 2005. (paper)
- PACHAURI A.; MANABENDRA BHUYAN (2009). Robust Detection of R-Wave Using Wavelet Technique. *World Academy of Science, Engineering and Technology* 56 2009 (paper)
- PAGANI M. , MALFATTO G. (1988). Spectral analysis of heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy. *J. Autom Nerv Syst* 23(2):143- 53. (paper)
- PERRONE, M. S. (2000). Variabilidad de Frecuencia Cardíaca frente al estrés: una expresión del balance del Sistema Nervioso Autónomo. Trabajo de Tesis (Maestría en Metodología de la Investigación Científica y Técnica), Departamento de Graduados de la Facultad de Ciencias Económicas de la Universidad Nacional de Entre Ríos (UNER), publicado en Biblioteca de la Facultad de Ciencias Económicas de la UNER, MFN N°014586, 165p., Dic. (2000).
- RANJITH P.; BABY P.C.; JOSEPH P. (2002). ECG Analysis Using Wavelet Transform: Application to myocardial Ischemia Detection. (paper) <http://www.elsevier.com/locate/rbmret>
- SAHAMBI J. S.; TANDON S. N.; BHATT R. K. P. (1997). Using Wavelet Transform for ECG Characterization. *An On-Line Digital Signal Processing System*. Electrical Engineering Department; Centre for Biomedical Engineering Indian Institute of Technology Delhi (paper)

SERRANO, EDUARDO P., (2009). Analisis de Multiresolucion. Revision de Conceptos. Curso Doctorado FRBA UTN 2009. (Apunte)

SERRANO, EDUARDO PEDRO, (2007). Introducci3n a la Transformada Wavelet y sus Aplicaciones al Procesamiento de Se~nales de Emisi3n Ac3stica. Escuela de Ciencia y Tecnologia-Universidad Nacional de General San Martin. (paper)

SINGH N, MIRONOV D. (1996). Heart rate variability assessment early after acute myocardial infarction. Pathophysiological and prognostic correlates GUSTO ECG Substudy Investigators. Global Utilization of Streptokinase and TPA for Occluded Arteries. Circulation 93 (7):1388-95. (paper)

TAKASE B, AKIMA T., SATOMURA K., F. OHSUZU, T. MASTUI, M ISHIHARA AND A KURITA, (2004). Effects of chronic sleep deprivation on autonomic activity by examining heart rate variability, plasma catecholamine, and intracellular magnesium levels. Biomed Pharmacother. Oct;58 Suppl 1:S35-9, 2004 (paper)

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, (1996). Heart Rate Variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. European Heart Journal, 17:354-381, 1996. (paper)

VIGO D.; CARDINALI D. Y COL. (2007). Actividad Auton6mica Cardiac a en Pacientes con Trastornos de la Conducta Alimentaria: Aspectos Lineales y no Lineales. (paper)

W1.<http://www.physionet.org/cgi-bin/ATM> (Fecha de consulta: 4 de Marzo de 2010)

## **INSTRUCCIONES PARA LA PRESENTACIÓN DE ARTÍCULOS**

El presente instructivo reúne las condiciones generales de presentación y formato e información general para todos los interesados en remitir sus contribuciones.

### **Presentación de los textos**

Los trabajos, en versión impresa (original y copia), podrán ser remitidos a los miembros del Comité Editorial:

Lic. Gladys Esperanza, Lic. Juan Miguel Languasco, Mg. Fernando Gache

proyecciones@frba.utn.edu.ar

Facultad Regional Buenos Aires,  
Secretaría de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva  
Medrano 951 (C1179AAQ) Buenos Aires, República Argentina

### **Recomendaciones generales**

Proyecciones es una publicación destinada a un público amplio, con formación específica en diferentes campos del conocimiento, que se distribuye en diversos países de habla castellana. Por tal razón, se recomienda a los autores preservar la pureza y la claridad idiomática de sus textos y evitar el uso de vocablos de uso corriente en disciplinas particulares, pero no conocidos (o con significado distinto) en otros ámbitos. Asimismo, no deberán emplearse palabras derivadas de traducciones incorrectas (por ejemplo, asumir en lugar de suponer, o librería por biblioteca) o pertenecientes a otros idiomas, salvo cuando no existan en castellano equivalencias válidas, o cuando se refieran a técnicas o procesos conocidos por su denominación en la lengua original.

Se recomienda también evitar el uso indiscriminado de mayúsculas cuando se haga mención sustantivos comunes, como por ejemplo elementos químicos o técnicas particulares.

Es conveniente, en todos los casos, efectuar una adecuada revisión ortográfica y de sintaxis de los textos antes de su envío.

### **Pautas específicas**

Se deberán contemplar las siguientes pautas:

La presentación corresponderá a un formato adecuado para hojas tamaño A4 (21 cm x 29,7 cm) escritas con interlineado simple, conservando los siguientes márgenes: superior e inferior, 2,5 cm; derecho e izquierdo, 3 cm; encabezado y pie de página, 1,2 cm. La fuente escogida es Tahoma, tamaño 12. Se recomienda muy especialmente a los autores respetar esta pauta, pues las conversiones posteriores desde otras fuentes, diferentes a la mencionada, pueden representar la distorsión o la pérdida de caracteres especiales, como las letras griegas. Se deberá emplear sangría en primera línea de 1 cm y alineación justificada en el texto.

En la página inicial se indicará el título en negrita, centrado y con mayúscula sólo en la primera letra de la palabra inicial; en otro renglón, también en negrita, iniciales y apellido del (de los) autor(es) y, finalmente, en *itálica*, el nombre y la dirección postal de la(s) institución(es) a la(s) que pertenece(n), junto con la dirección de correo electrónico del autor principal.

A continuación, dejando tres espacios libres, el texto, en espacio simple, comenzando con un resumen de 50 a 100 palabras, en castellano e inglés, también en negrita y con tamaño de fuente 10. Luego del resumen, deberán consignarse las palabras clave que orienten acerca de la temática del trabajo, hasta un máximo de cinco. Asociaciones válidas de palabras (por ejemplo, contaminación ambiental, fluorescencia de rayos X) se considerarán como una palabra individual.

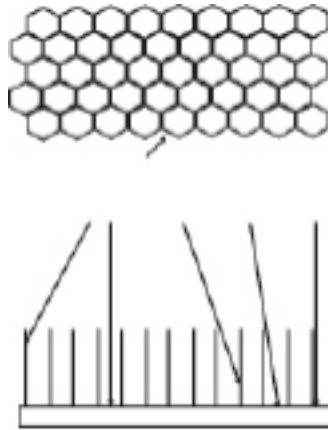
Se aconseja ordenar al trabajo de acuerdo a los siguientes ítems: Introducción, Parte Experimental, Resultados y Discusión, Conclusiones, Agradecimientos (si existen) y Referencias. Cada uno de ellos tendrá categoría de título y deberá ser presentado en forma equivalente al título original del trabajo, en negrita y centrado, mientras que los subtítulos se consignarán en el margen izquierdo y en negrita. Ninguno de estos ítems deberá ser numerado. La extensión del trabajo no podrá ser mayor que 20 páginas.

En hoja aparte se indicará el tipo de procesador de texto utilizado y la versión correspondiente.

Los autores deberán presentar su trabajo en soporte electrónico y diagramado en la forma propuesta para la versión final impresa.

### **Tablas y Figuras**

Las figuras deberán ser ubicadas en el texto, en el lugar más cercano a su referencia, con números arábigos y leyendas explicativas al pie. Las imágenes fotográficas deberán estar al tamaño 1.1 a 300 ppi, en formato tif, jpg o eps. Los gráficos o dibujos se presentarán, preferentemente, en vectores (formato .cdr o .ai); en el caso de estar presentados en forma de mapa de bits su resolución en 1.1 deberá ser mayor a 800 ppi. No podrán reproducirse figuras en color.



**Figura 1. Ejemplo de ubicación de la figura y su leyenda explicativa (centrada, en negrita y fuente 10)**

Las tablas se incluirán en el lugar más cercano a su referencia, con números arábigos y acompañadas con un título auto-explicativo en el encabezado.

Tabla 1. Ejemplo de formato para tabla y título (centrada, en negrita y fuente 10)

<b>Magnitud</b>	<b>Condición A</b>	<b>Condición B</b>
Magnitud A	1a	1b
Magnitud B	2a	2b

### **Agradecimientos**

Los agradecimientos deberán ser escuetos y específicos, vinculados al trabajo presentado. Serán suprimidos los de naturaleza general o no aplicables a la contribución.

## Referencias

Las referencias se consignarán en el texto indicando el apellido del autor (o primer autor, en trabajos de autoría múltiple) y el año de la publicación. Ejemplos: Gould (1958); Sah y Brown (1997); Probst y colaboradores (1997). Cuando la referencia se coloque a continuación de una oración completa en el texto, la forma indicada se convertirá en: (Gould, 1958). Las referencias múltiples se indicarán bajo un único par de paréntesis; ejemplo: (Sah y Brown, 1997; Probst y colaboradores, 1997). El ítem Referencias contendrá todas las citas consignadas en el texto, ordenadas alfabéticamente, tomando el apellido del primer autor. Los artículos incluidos en publicaciones colectivas deberán figurar en el orden: apellido e iniciales de todos los autores; entre paréntesis, año de publicación; abreviatura internacionalmente aceptada de la publicación; volumen; primera página del artículo. Las referencias a libros consignarán iniciales y apellido de todos los autores; título; página (si corresponde); editorial: Ejemplos:

**GOULD, E. S. (1958)** *Curso de Química Inorgánica*. Selecciones Científicas, Madrid, España.

**PROBST, T.; BERRYMAN, N.; LARSSON, B. (1997)** Anal. Atom. Spectrom. 12, 1115.

**SAH, R.; BROWN, P. (1997)** Microchem. J., 56, 285.

No deberán incluirse, bajo el ítem **Referencias**, citas bibliográficas no mencionadas específicamente en el texto del trabajo.

## Mecanismos de Aceptación y Normativa General

Los trabajos serán revisados por reconocidos especialistas, designados por el Comité Editorial. El dictamen será, en cada caso: a) aprobado en su versión original; b) aprobado con pequeñas modificaciones; c) revisado, con necesidad de modificaciones significativas; d) rechazado. En los casos diferentes a su aprobación directa, los trabajos serán enviados a los autores. Cuando se trate de cumplir con modificaciones sugeridas por los árbitros, los trabajos serán sometidos a una nueva evaluación.

El envío de una contribución para *Proyecciones* supone que ésta no ha sido publicada previamente y, adicionalmente, la cesión de los derechos de publicación por parte de los autores. Cuando el trabajo ha sido ya presentado en una reunión científica (sin publicación de actas) o inspirado en una presentación de esta naturaleza, se aconseja citar la correspondiente fuente.