

# SISTEMA DE DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS DE LA SEÑAL ECG BASADO EN LA TRANSFORMADA WAVELET

Juan Pablo Martínez y Salvador Olmos

Dep. de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones. Univ. de Zaragoza. María de Luna, 3. 50015 Zaragoza  
e-mail: juanpabl@tsc1.cps.unizar.es

**ABSTRACT:** *In this work we have analyzed and evaluated a wavelet transform (WT) technique for ECG significant points detection. A quadratic spline wavelet was used, and the four first scales of the Dyadic WT were taken into account. First of all, a QRS detection is performed. Then, the individual waves, the onset and the offset of the QRS complex are identified, and finally P and T peaks, onsets and offsets are detected. The algorithm was validated with the manual annotations in the QT Database (QTDB). Results are around the accepted tolerances between expert physicians. The QRS detector obtained the following results (Se=99.91 %; P+=99.88).*

## 1. INTRODUCCIÓN

El análisis de la señal electrocardiográfica (ECG) permite el diagnóstico de muchas cardiopatías, que son una de las principales causas de mortalidad en los países desarrollados. Gran parte de la información clínica reside en las posiciones, intervalos y amplitudes de sus ondas características. Por tanto, es necesario desarrollar sistemas automáticos de medida de dichos puntos significativos, especialmente para registros de larga duración.

Se han propuesto en la literatura distintos métodos de detección de puntos significativos del ECG. Destacan los basados en derivadores paso bajo (LPD) [1] y los basados en la transformada wavelet (WT) [2]. En el presente trabajo se realiza una generalización del método propuesto en [2], y se valida con medidas manuales.

La WT proporciona una descripción de la señal en el dominio tiempo-escala, y permite representar las características temporales de una señal en diferentes resoluciones y, por tanto, es una herramienta adecuada para analizar la señal ECG, en la que tenemos una sucesión repetitiva de patrones (complejos QRS, ondas P y T) con distinto contenido frecuencial. Además, los ruidos y artefactos que afectan a la señal ECG también se presentan en resoluciones diferentes.

## 2. MÉTODOS.

**2.1. Transformada Wavelet (WT).** La transformada wavelet es una descomposición de la señal como combinación de un conjunto de funciones base, que se obtienen por escalado ( $a$ ) y desplazamiento ( $b$ ) de una única función prototipo  $\psi(t)$ . Así la WT de una señal  $x(t)$  se define como

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

En tiempo discreto, se utiliza la transformada wavelet discreta (DWT) diádica, donde las escalas  $a$  son potencias enteras de 2. Su implementación puede hacerse de forma sencilla con el algoritmo de Mallat, que equivale a un banco de filtros de octava.

Si se escoge como prototipo la derivada de una función paso bajo,  $W_a x(b)$  es proporcional a la derivada de la señal filtrada paso bajo en esa escala. Por tanto,  $W_a x(b)$  presenta ceros en diferentes escalas en las posiciones donde  $x(t)$  presente máximos o mínimos. Allí donde  $x(t)$  tenga cambios bruscos,  $W_a x(b)$  presentará máximos o mínimos.

En la figura 1 se muestran las respuestas frecuenciales equivalentes de la DWT en sus 5 primeras escalas para una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Sus características son las de derivadores paso bajo.

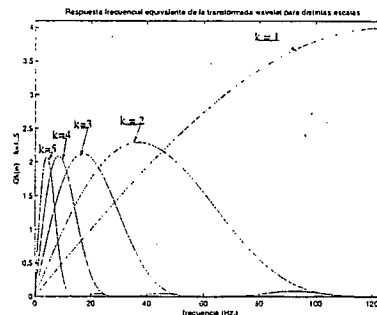


Figura 1: Respuestas frecuenciales equivalentes de la DWT en las escalas  $2^k$ ,  $k=1 \dots 5$ .

**2.2. Detección de puntos significativos de la señal ECGs.** La mayor parte de la energía de la señal ECG se encuentra en las escalas  $2^2$ ,  $2^3$  y  $2^4$ . Para escalas mayores que  $2^4$ , la energía del QRS es muy baja. Sólo las ondas P y T tienen componentes importantes en la escala  $2^5$ , pero en ella, la influencia de las variaciones de línea de base empieza a ser importante. Por tanto, emplearemos sólo las 4 primeras escalas.

La figura 2 muestra ondas similares a las del ECG y su WT en varias escalas. A una onda monofásica como (a) o (b) le corresponde un par máximo positivo — mínimo negativo en las diferentes escalas con el consiguiente cruce por cero entre los dos. Un cambio brusco en la señal corresponde a una serie de máximos o mínimos a lo largo de varias escalas. En la onda (c), que simula un complejo QRS, se observa

que los pequeños picos de las ondas Q y S, corresponden a ceros de la WT sobre todo en las escalas  $2^1$  y  $2^2$ . Las ondas de tipo P ó T (d) tienen su componente mayor en la escala  $2^4$ , mientras que artefactos como (e) darán lugar a máximos o mínimos aislados, que podrán ser fácilmente eliminados.

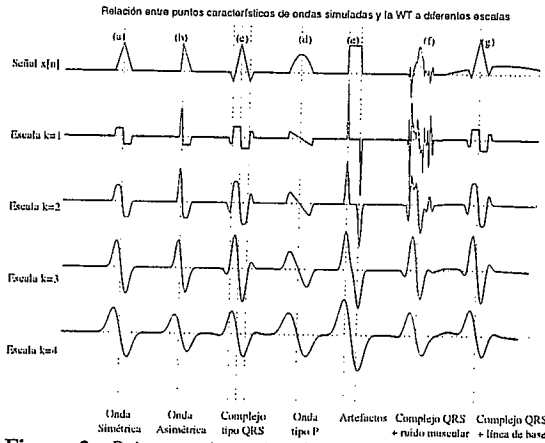


Figura 2: Primeras 4 escalas de la DWT de ondas simuladas del tipo de las que se observan en el ECG.

Si la señal está contaminada con ruido de alta frecuencia (f), tiene efecto sobre todo en las escalas  $2^1$  y  $2^2$ , pero las escalas altas apenas son afectadas por el ruido. Las variaciones de línea de base (g) únicamente afectan ligeramente a la escala  $2^4$ .

Utilizando la información de máximos y mínimos locales y cruces por cero en las distintas escalas hemos desarrollado el algoritmo de detección. En primer lugar se detectan los complejos QRS utilizando el método multiescala propuesto en [2], robustecido al basar la búsqueda en la onda más significativa del complejo QRS y no únicamente en la onda R.

A partir de la posición del QRS se determinan y etiquetan los picos de las ondas individuales que lo forman, su inicio y su final analizando la WT en las escalas  $2^1$  y  $2^2$ . El pico (o picos), inicio y final de las ondas P y T se detectan en la escala  $2^4$ . Se han considerado para ello todas las posibles morfologías del complejo QRS (qrs, rsr', qr, rs, r y qs) y de ondas P y T (onda T positiva, negativa, bifásica, sólo ascendente, sólo descendente...). Para determinar los inicios y finales de ondas se utilizan dos criterios: un umbral aplicado a la WT relativo al pico de la WT asociado a la pendiente que define el inicio o final de la onda, y en el caso de que no se cruce el umbral, el mínimo local de la WT.

**2.3. Validación.** Se ha utilizado la base de datos de QT (QTDB) [3] que incluye anotaciones realizadas por cardiólogos. Los parámetros de evaluación para el detector de QRS han sido la sensibilidad ( $Se$ ) y el valor predictivo positivo ( $P+$ ). Para el resto de los puntos, se ha calculado la media ( $m$ ) y la desviación estándar media ( $\sigma$ ) del error en la posición.

### 3. RESULTADOS.

En la tabla 1 se muestran los valores de  $Se$  y  $P+$  obtenidos por el detector de QRS. Los resultados se comparan con los obtenidos por el software comercial ARISTOTLE (en modo monoderivacional).

Detector	N	FP	FN	Se %	P+ %
DWT	82991	103	72	99.91	99.88
ARISTOTLE	82991	203	2336	97.18	99.75

Tabla 1: Prestaciones del detector de QRS.

Los resultados de  $m$  y  $\sigma$  del error para el resto de puntos se presentan en la tabla 2. Se incluyen también los resultados del método basado en LPD [1].

DET.	MEDIA DE LAS DIFERENCIAS $m$ (ms)					
	P <sub>on</sub>	P <sub>off</sub>	QRS <sub>on</sub>	QRS <sub>off</sub>	T	T <sub>off</sub>
DWT	1.3	0.3	-6.6	-0.4	-6.1	0.7
LPD	-9.4	5.4	3.5	1.3	-24.0	-19.7

DET.	DESVIACIÓN ESTÁNDAR MEDIA $\sigma$ (ms)					
	P <sub>on</sub>	P <sub>off</sub>	QRS <sub>on</sub>	QRS <sub>off</sub>	T	T <sub>off</sub>
DWT	10.7	9.9	8.9	9.5	20.3	22.9
LPD	11.2	12.7	9.5	9.3	25.6	26.9
TOL.	10.2	12.7	6.5	11.6	-	30.6

Tabla 2: Prestaciones para otros puntos significativos y tolerancias admitidas entre expertos.

### 4. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un detector de puntos significativos y validado con más de 3500 latidos (más de 80000 en el caso del detector de QRS) anotados manualmente. Las conclusiones son:

En detección de QRS, el método alcanza muy buenos resultados ( $Se = 99.91\%$  y  $P+ = 99.88\%$ ), mejorando las prestaciones de ARISTOTLE.

Las diferencias entre las anotaciones automáticas y las manuales se encuentran dentro de las tolerancias establecidas entre expertos, aventajando a los resultados del método de la derivación paso bajo [1], sobre todo en la detección del final de la onda T.

**Agradecimientos** Este trabajo ha sido financiado por TIC97-0945-CO2-02 (CICYT), P40/98 (DGA) y 2FD97-1197-CO2-01 (FEDER).

### REFERENCIAS

- [1] P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database," *Comput. Biomed. Res.*, vol. 27, pp. 45-60, February 1994.
- [2] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 21-28, January 1995.
- [3] P. Laguna, R. Mark, A. Goldberger, and G. Moody, "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG," in *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, 1997.