

## Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen  
Volume 25

Número  
Number 1

Marzo  
March 2004

*Artículo:*

Desarrollo de algoritmos de medición de puntos significativos de amplitud y tiempo en los trazos ECG utilizando índices de fusividad

Derechos reservados, Copyright © 2004:  
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de  
este sitio:

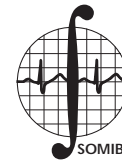
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in  
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



# Desarrollo de algoritmos de medición de puntos significativos de amplitud y tiempo en los trazos ECG utilizando índices de fusividad

Carlos Villa A,\* Marco Antonio  
Reyna C,\* Rafael Villa A\*

\* Universidad Autónoma de Baja  
California, Instituto de Ingeniería.

Correspondencia:  
Blvd. Benito Juárez y Calle de la Normal  
s/n, Col. Insurgentes Este.  
Mexicali, B. C., México, C.P. 21280 Tel/Fax  
(01 686) 5-66-41-50.  
cvilla@iing.mx, uabc.mx ,  
mreyna@uabc.mx ,  
ravilla@iing.mx, uabc.mx

## RESUMEN

En este trabajo se presenta el desarrollo de un algoritmo que utiliza el índice de difusividad contenido por cada trazo ECG para ajustar un umbral que determina la presencia o ausencia de un complejo QRS, esto debido a que dicho umbral, sin duda, en forma práctica se comporta como un umbral difuso, dado que su valor no es fijo, sino que depende del estado físico y patológico del paciente. Dicho algoritmo se complementó con la propuesta de criterios que ayudan a verificar la existencia real de las ondas Q y S. En este mismo trabajo se propone una modificación de las ventanas de rastreo para búsqueda de las ondas P y T propuestas por Laguna Lasosa<sup>4</sup>, convirtiendo el ancho de la ventana en una función dependiente del índice de difusividad de cada trazo ECG, esto debido a que el grado de variación de los componentes electrocardiográficos tienen una gran dependencia del ritmo y la deformación relativa de los componentes de los trazos entre sí. Dichos algoritmos y criterios fueron probados con 80 trazos ECG (cuarenta reales tomados de un registro Holter y cuarenta creados artificialmente).

## Palabras clave:

*Lógica difusa, índice de difusividad, umbral difuso, ECG.*

## ABSTRACT

This paper presents the development of algorithms that use the fuzziness index in order to measure significant time's periods and amplitude points in consecutives ECG signals. The main of them adjusts a threshold to detect the presence or absence of a QRS complex. This thresholds is treated as a fuzzy threshold because it depends of health's patient characteristics. In other words, with difficult quantification through discrete reasoning. This algorithm is complemented with the proposal of criterions to help in the detection of real existence of the Q and S waves. In this work we propose a modification of the tracking windows to find the P and T waves proposed by Laguna Lasosa<sup>4</sup>. We converted the window in a function depending of the fuzziness index of each ECG signal. This due to the variation of the electrocardiogram components which have a great dependence of the rhythm and the relative deformation between them. These algorithms and criterions were probed using 80 ECG signals (forty real signals from a Holter register and forty created artificially).

## Key Words:

*Fuzzy logic, Fuzziness index, Fuzzy threshold, ECG.*

## 1. INTRODUCCIÓN

La señal electrocardiográfica (ECG, Figura 1) representa la actividad eléctrica del corazón registrada en la superficie del cuerpo. El análisis de esta señal, obtenida de forma no invasiva, es la forma más común de estudiar y diagnosticar cardiopatías, dada su estrecha vinculación con la actividad del corazón.

Existen muchos algoritmos para computadora que ayudan a realizar la caracterización automatizada de registros ECG (medición de amplitudes de ondas y duración de segmentos). La mayoría de estos algoritmos se basan en comparaciones con umbrales fijos (bien definidos) a través de razonamientos discretos (Sí o No, 1 ó 0, falso o verdadero, no capaces de detectar niveles intermedios). Estos sistemas presentan algunos errores en la detección de los componentes característicos del ECG debido a que estos umbrales varían según la edad, sexo, estado de ánimo, antecedentes clínicos y algunas otras características del paciente; formando estrictamente umbrales con fronteras difusas, es decir difíciles de cuantificar a través de razonamientos discretos. Pero sin duda son estas características las que un experto en forma visual es capaz de entender e interpretar para identificar con éxito los componentes de los ECG's.

## 2. DESARROLLO

El desarrollo de este trabajo abarca las siguientes etapas, las cuales son desarrolladas en este capítulo: primeramente la medición de la difusividad, la detección específica de QRS utilizando operaciones para grafos borrosos, la localización de zonas con alta densidad de amplitud, la definición de las ondas Q, R y S, prueba de existencia de ondas Q y S reales, definición del pico, inicio y fin de la onda T, definición del pico inicio y fin de la onda P y los resultados obtenidos.

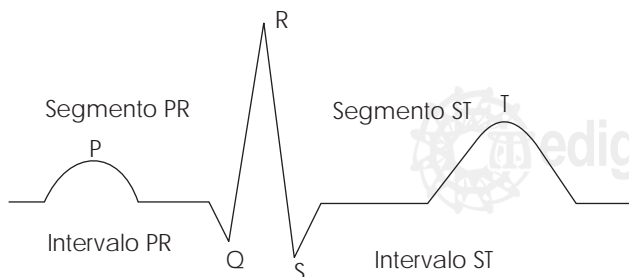


Figura 1. Trazo ECG típico y sus características.

### 2.1 Medición de la difusividad

Una de las mediciones difusas que más se ha utilizado para representar la incertidumbre en la información es conocida como *medición de la difusividad* y al igual que la entropía mide el grado de variación entre los componentes de un conjunto probabilizado. La medición de la difusividad mide el grado de variación entre los componentes de un conjunto difuso<sup>1</sup>. Otras mediciones de la difusividad utilizadas son referidas como *índices de difusividad* y son definidas en términos de una distancia métrica (Hamming o Euclidiana) de  $A$  al conjunto ordinario (crisp set) cercano conocido como conjunto  $C$ . Cuando las distancias de Hamming e Euclidiana son usadas, los índices de difusividad son encontrados a través de las relaciones mostradas en (1) y (2) respectivamente.

$$f(A) = \frac{1}{x} \sum_x |A(x) - C(x)| \quad (1)$$

$$f(A) = \left( \frac{1}{x} \sum_x [A(x) - C(x)]^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

### 2.2. Detector específico de QRS utilizando operaciones para grafos difusos

Al plantearse la realización de un detector de QRS, la primera consideración es el objetivo de dicho detector. En este caso, el objetivo es posicionarse sobre cada QRS para caracterizarlo y después medir algunos intervalos como el RR, QT y QTP. Para realizar este trabajo se desarrolló el detector de QRS no sintáctico mostrado en la Figura 2. Este detector, realiza un preprocesado utilizando un filtro lineal pasa bajo seguido de un algoritmo para estructurar en forma de grafo difuso el trazo en proceso; lo anterior con el propósito fundamental de realizar el cálculo de la primera proyección y localizar zonas con alta densidad de amplitud<sup>2</sup>. A la información arrojada por el proceso anterior se le aplica una regla de decisión adaptativa considerando el índice de difusividad que contenga el trazo ECG y en base a esto localiza la ubicación del complejo QRS.

#### 2.2.1. Localización de zonas con alta densidad de amplitud

La etapa de localización de zonas con alta densidad de amplitud tiene como principal objetivo localizar un máximo, del cual su ubicación es tomada como la posible localización del complejo QRS. La Figura 3 muestra el diagrama a bloques de los procesos incluidos por esta etapa.

Esta etapa empieza con un proceso de fragmentación, el cual divide el intervalo de análisis

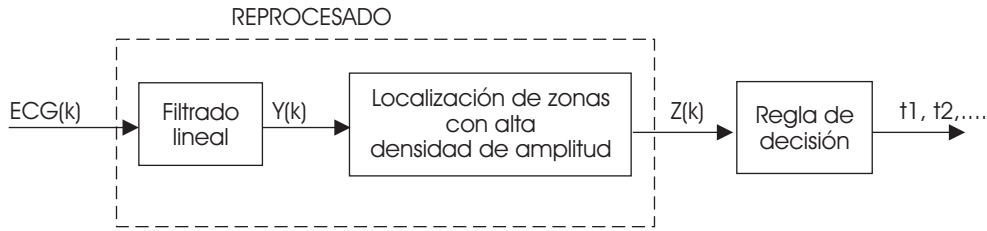


Figura 2. Diagrama a bloques del detector de QRS no sintáctico propuesto.

(que contiene al trazo  $Y_i(\kappa)$ ) en fragmentos de 40 *mseg* (Para determinar este fragmento se parte del conocimiento de que la frecuencia de muestreo es de 250 Hz, por lo que paquetes de 10 muestras equivale a analizar periodos de 40 *mseg*). El resultado de la fragmentación se estructura en forma de grafo matricial difuso (aun sin serlo por definición), con el número de columnas igual al número de muestras dadas en el paso anterior, tal como se muestra en el Cuadro 1, y posteriormente se obtiene la primera proyección<sup>3</sup>.

Una vez obtenida la primera proyección se localiza el máximo absoluto de ésta ( $M1$ ) a través de la relación (3), donde  $p_i Y(\kappa)$  son cada una de las componentes de la primera proyección, pos-

teriormente sin tomar en cuenta el fragmento que contiene a  $M1$ , su sucesor y antecesor, se encuentra un segundo máximo absoluto ( $M2$ ). Localizados el primer y segundo máximo se encuentra el índice de fusividad utilizando la distancia métrica de Hamming (crip set con valor fijo de 0.5) para cada uno de los intervalos comprendidos por el fragmento que contiene a cada  $M_i$ , con los fragmentos antecesor y sucesor, obteniendo como salida los índices  $S_1$  y  $S_2$ . La ubicación del máximo  $M_i$  del intervalo que contenga al índice  $S_1$  o  $S_2$  con valor menor se toma como la posible ubicación  $Z(\kappa)$  del complejo QRS.

$$\text{Max}(|P_i Y(k)| |P_{(i-1)} Y(k)|); i = 0 : i = N; \tag{3}$$

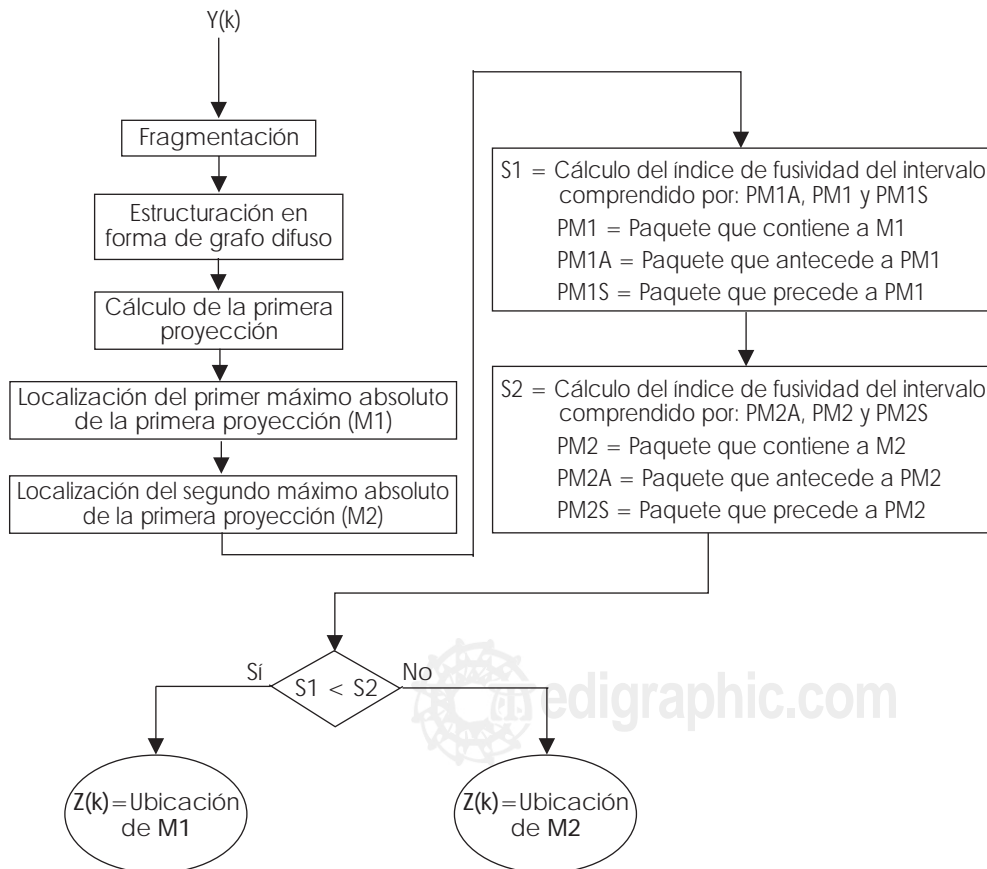


Figura 3. Diagrama a bloques de los procesos incluidos en la etapa de localización de zonas con alta densidad.

**Cuadro 1.** Representación de  $Y(\kappa)$  en forma de grafo matricial difuso.

	1	2	3	4	5	6	.	.	.	.	$\chi$	Primera Proyección
P1	0	0	0	0.02	0.04	0.09	.	.	.	.	0.20	0.20
P2	0.28	0.22	0.15	0.12	0.09	0.04	.	.	.	.	0	0.28
P3	0	0.01	-0.05	-0.09	-0.05	0.12	.	.	.	.	0.45	0.45
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	0.892
Pn-2	0	0	0	0	0	0.001	.	.	.	.	0.089	0.089
Pn-1	0.097	0.11	0.15	0.22	0.25	0.30	.	.	.	.	0.15	0.31
Pn	0.11	0.097	0.089	0.067	0.056	0.045	.	.	.	.	0	0.11
Segunda proyección	0.28	0.22	0.15	0.22	0.25	0.30	.	.	.	.	0.45	0.892

Proyección global

Dado que la morfología y amplitud del QRS además de que varían con el tiempo, dependen de la edad, sexo, estado de ánimo, antecedentes clínicos y algunas otras características del paciente, formando estrictamente umbrales con fronteras difusas. En este trabajo se propone que el umbral ( $H_{z(\kappa)}$ ) para la detección de la existencia de un complejo QRS esté en función del índice de fusividad del latido en procesamiento (ubicado en la posición  $Z(\kappa)$ ), del intervalo  $RR_m$  (intervalo  $RR$  medio) y el umbral obtenido para el latido anterior ( $H_{z(\kappa-1)}$ ). Esta regla consiste en tomar dicho umbral adaptativo en cada latido y comprobar si el valor absoluto del máximo  $M_i$  encontrado en el punto anterior es mayor que este umbral, si esto sucede se considera la presencia de un QRS en esta posición.

$$H_{z(\kappa)} = H_{z(\kappa-1)} \quad (4)$$

$$RR_m = \begin{cases} 0.2RR & \text{si } |M_i| > H_{z(\kappa)} \\ 1.5RR_m & \text{si } |M_i| < H_{z(\kappa)} \\ RR & \text{si } |M_i| \approx H_{z(\kappa)} \\ 0.5RR_m & \text{otros casos} \end{cases} \quad (5)$$

El umbral ( $H_{z(\kappa)}$ ) y el intervalo  $RR_m$  en cada latido actualizan su valor en base a las relaciones (4) y (5) respectivamente. El parámetro  $\phi$  hace adaptativas dichas relaciones y su valor es obtenido a través de un sistema difuso aditivo estándar (SAM) con las funciones de membresía para la salida y las entradas mostradas en la Figura 4 y el conjunto de reglas que se encuentran en el Cuadro 2.

Como puede verse en la relación (5)  $RR_m$  sólo se actualiza si el nuevo  $RR$  está dentro de los lími-

tes de normalidad de variación. De este modo se evita que falsas detecciones de QRS ( $RR$  falso) modifiquen el  $RR_m$  que será utilizado en posteriores detecciones.

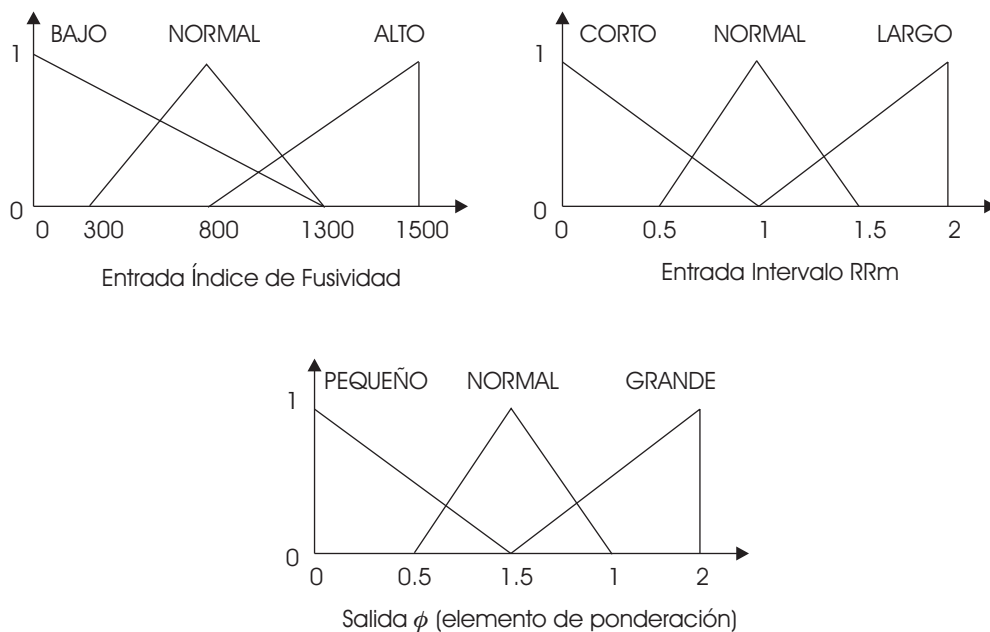
Para la búsqueda de un nuevo QRS, se repite el proceso anterior empezando el nuevo intervalo de análisis en el punto final de la onda T (La forma de definir este punto se expone en los siguientes subapartados). Este nuevo intervalo se establece encontrando la diferencia entre el  $RR_m$  no actualizado y el actualizado, si esta diferencia es mayor a 50 ms se utiliza la relación (6) para encontrar el nuevo intervalo, si no, se utiliza el intervalo anterior.

$$NI = RR_m - 0.2RR_m \quad (6)$$

Todo este proceso necesita valores iniciales del umbral ( $H_{z(\kappa)}$ ) y del intervalo  $RR$  medio ( $RR_m$ ). Para un funcionamiento adecuado de los procedimientos establecidos en este proceso el valor inicial de  $RR_m$  debe de ser obtenido como el valor medio del intervalo  $RR$  de los primeros cuatro trazos del registro a caracterizar. El umbral se inicializa con la expresión (7)<sup>4</sup>.

$$H_{z(0)} = 0.8 |Y(P_m \kappa)| \quad (7)$$

Donde  $P_m \kappa$  es la posición de la componente con máximo módulo de la señal  $Y(\kappa)$  en los dos primeros segundos. La Figura 5 muestra el diagrama a bloques para el proceso de inicialización.  $RR_m$  y  $H_{z(0)}$ , donde  $T$  representa el periodo de muestreo.



**Figura 4.** Funciones de membresía para las entradas y la salida del algoritmo difuso que actualiza al parámetro  $\phi$ .

**Cuadro 2.** Conjunto de reglas utilizadas por el algoritmo de decisión difusa que obtiene el parámetro de actualización  $\phi$  en la regla de decisión del detector de QRS.

Si índice de fusividad es <b>Bajo</b> y RRm es <b>Corto</b> salida	$\phi$ es <b>Grande</b>
Si índice de fusividad es <b>Normal</b> y RRm es <b>Normal</b> salida	$\phi$ es <b>Normal</b>
Si índice de fusividad es <b>Alto</b> y RRm es <b>Largo</b> salida	$\phi$ es <b>Pequeño</b>
Si índice de fusividad es <b>Bajo</b> y RRm es <b>Normal</b> salida	$\phi$ es <b>Normal</b>
Si índice de fusividad es <b>Bajo</b> y RRm es <b>Largo</b> salida	$\phi$ es <b>Normal</b>
Si índice de fusividad es <b>Alto</b> y RRm es <b>Normal</b> salida	$\phi$ es <b>Normal</b>
Si índice de fusividad es <b>Alto</b> y RRm es <b>Corto</b> salida	$\phi$ es <b>Normal</b>

### 2.3 Definición de las ondas Q, R y S

A partir del procedimiento seguido en el detector de QRS, se dispone de la posición de un QRS cuando aparece un pico  $M_i$  en la posición  $Z(\kappa)$  que ha sobrepasado el umbral  $H_z$ . A partir de este pico se buscan los más cercanos anterior ( $M_{ia}$ ) y posterior ( $M_{ip}$ ) de signo opuesto a  $M_i$  como se muestra en la Figura 6.

Para definir la posición de la onda *R* se parte del conocimiento de que ésta forma parte de la inflexión con mayor amplitud en el complejo *QRS*, por lo que se define la posición de la onda *R* desde el cruce por cero  $C_a(M_i)$  que antecede a  $M_i$  ubicado en  $Z(\kappa)$  hasta el cruce por cero que precede a este mismo pico  $C_p(M_i)$ . La Figura 7 muestra el diagrama a bloques para este proceso.

Se define la onda como aquella ubicada entre el cruce por cero que antecede  $C_a(M_{ia})$  y el que precede  $C_p(M_{ia}) = C_a(M_i)$  al pico ( $M_{ia}$ ). Si la dis-

tancia  $M_i - M_{ia}$  es superior a  $80\text{ ms}$  se considera que no existe onda *Q*. Esto ocurre cuando realmente no existe o cuando ésta haya sido detectada como *R*. Se define la onda *S* como aquella ubicada entre el cruce por cero que antecede  $C_a(M_{ip}) = C_p(M_i)$  y el que precede  $C_p(M_{ip})$  al pico ( $M_{ip}$ ). Si la distancia  $M_{is} - M_i$  es superior a  $80\text{ ms}$  se considera que no existe onda *S*. Esto ocurre cuando realmente no existe o cuando ésta haya sido detectada como *R*.

#### 2.3.1 Prueba de existencia de ondas Q y S reales

Tomando en cuenta que la relación entre las ondas *Q* y *S* con respecto a la onda *R* en valores típicos de amplitud absoluta para una persona sin patología cardíaca es de 25%<sup>4</sup> y que para personas con ciertas patologías dicha relación puede bajar hasta el 10%; se realiza una prueba para comprobar la existencia real de éstas. Dicha prueba consiste en tomar los valores de los picos

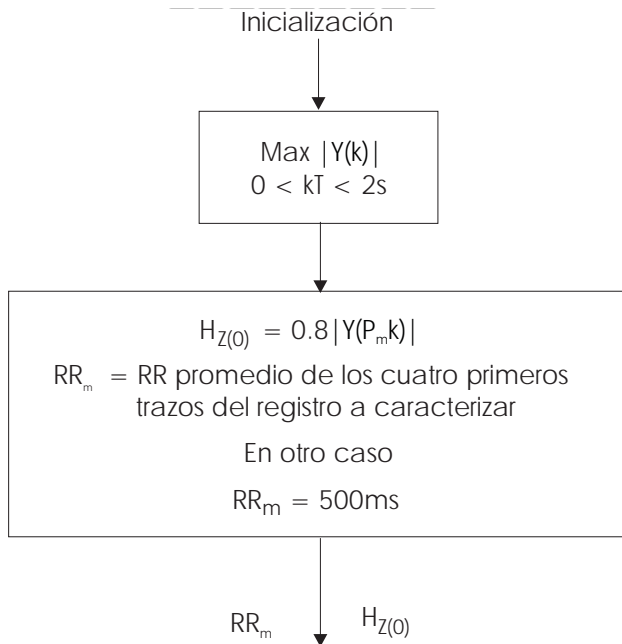


Figura 5. Diagrama a bloques de la inicialización del detector de QRS.

$|M_{ia}|$  y  $|M_{ip}|$  (componentes posibles con mayor amplitud de las ondas Q y S sucesivamente) y comparar si sus valores de amplitud absoluta son mayores a  $1/10$  de  $|M_r|$ . Para aquel pico en el que esto se cumpla, se considera la posible onda a la cual pertenece como onda real, si no, ésta se considera componente de ruido. Para el caso en el cual la onda Q sea detectada como componente de ruido (onda no real) el inicio del complejo QRS será el cruce por cero  $C_a(M_r)$  que antecede al pico  $M_r$ . La Figura 8 muestra el diagrama a bloques para este proceso.

#### 2.4 Definición del pico de la onda T

Para detectar el pico de la onda T se establece la ventana de búsqueda propuesta por Laguna La-saosa<sup>4</sup> cuyos límites están en función del intervalo

$RR_m$ , con la variante de que cuando  $RR_m < 700ms$  los límites estén en función de  $RR_m$  y del parámetro  $\phi$  encontrado a través del proceso explicado en el punto 2.2.1. tal como se muestra en la relación (8). A partir de la posición de la onda R se define la ventana de búsqueda cuyos límites son  $iven$  y  $fven$  (Figura 9).

$$(iven, fven) \begin{matrix} (140, 500)ms & RR_m & 700ms \\ (100, RR_m)ms & RR_m & 700ms \end{matrix} \quad (8)$$

Se disminuye el tamaño de la ventana cuando el intervalo RR disminuye. De este modo se evita detectar la próxima onda P como una falsa onda T. El valor  $RR_m$  se usa para evitar cambios bruscos en el intervalo RR.

Una vez que la ventana está definida, se busca el máximo y el mínimo de los valores de  $Y(\kappa)$  comprendidos en ella. Las posiciones correspondientes a los valores máximo y mínimo de  $Y(\kappa)$  son, respectivamente,  $T_{max}$  y  $T_{min}$ . La Figura 10 muestra el diagrama de flujo del método de definición del pico de la onda T.

Primeramente se verifica que los valores absolutos de amplitud de  $T_{max}$  y  $T_{min}$  sean mayores al 10% del valor absoluto de la amplitud de la onda R. Para aquel  $T_{max}$  o  $T_{min}$  en el que esta relación se satisfaga se toma la existencia real de éste, para aquél en el que no se satisfaga se toma como valor no existente, en caso de que ni  $T_{max}$  ni  $T_{min}$  existan se dice que la onda T es aplanada.

Si existe sólo  $T_{max}$  entonces la onda T es normal positiva y el pico está en la posición de  $T_{max}$  ( $Y(T_{max})$ ). De lo contrario si existe sólo entonces la onda T es normal negativa y el pico está en ( $Y(T_{min})$ ). Si existen  $T_{max}$  y  $T_{min}$  y la posición de  $T_{max}$  está antes que la de  $T_{min}$ , entonces se dice que la onda es difásica de tipo  $+-$ . De lo contrario, si  $T_{min}$  está antes que  $T_{max}$  entonces se dice que la onda es difásica de tipo  $-+$ .

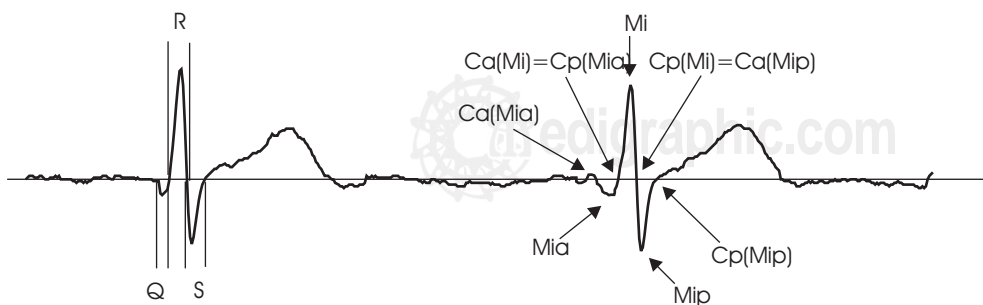


Figura 6. Definición de las ondas Q, R y S.

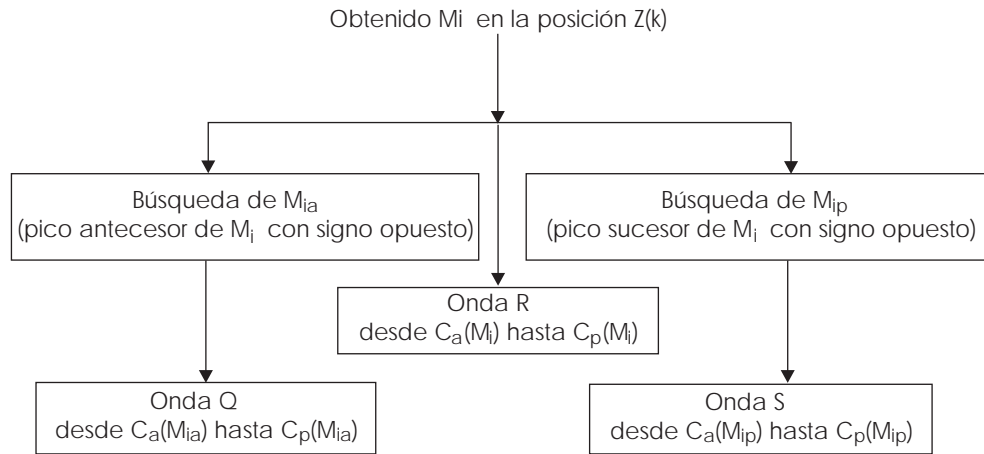


Figura 7. Diagrama a bloques para definir la ubicación de las ondas Q, R y S.

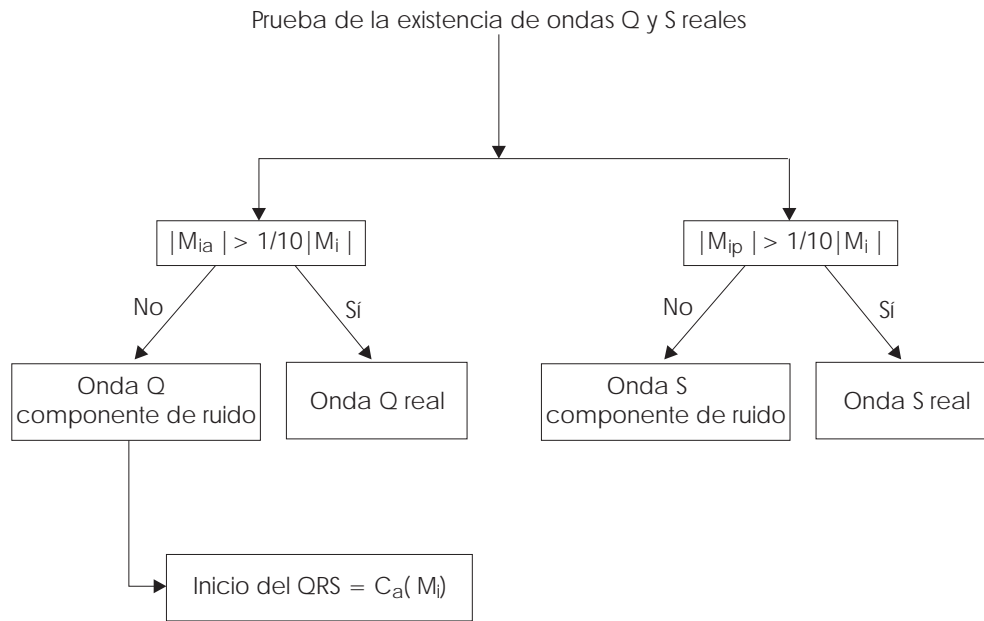


Figura 8. Diagrama a bloques del proceso de prueba de la existencia de ondas Q y S reales.

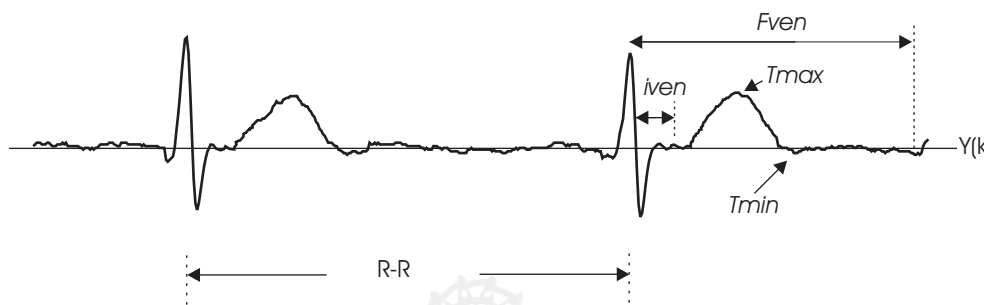


Figura 9. Gráfica de identificación del pico de la onda T.

2.4.1 Inicio y fin de la onda T

Con las consideraciones del punto anterior se tiene identificado el pico de la onda T. A partir de este punto se busca el inicio y final de esta onda siguiendo los criterios descritos a continua-

ción: si la onda T existe y es normal positiva, el inicio y final de ésta serán el cruce por cero que anteceda  $C_a(T_{max})$  y el que preceda  $C_p(T_{max})$  al punto de ubicación de  $T_{max}$  ( $Y(T_{max})$ ) respectivamente, si la onda es normal negativa el



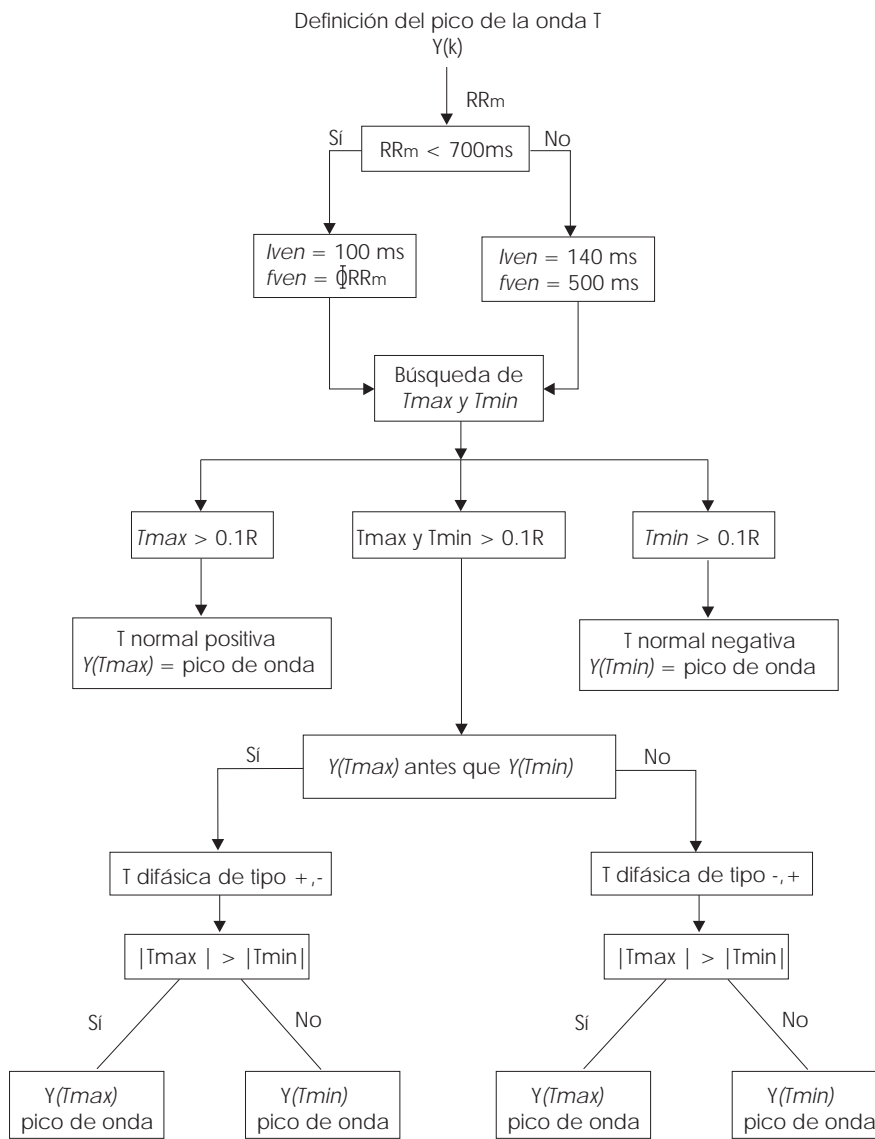


Figura 10. Obtención del pico de la onda T.

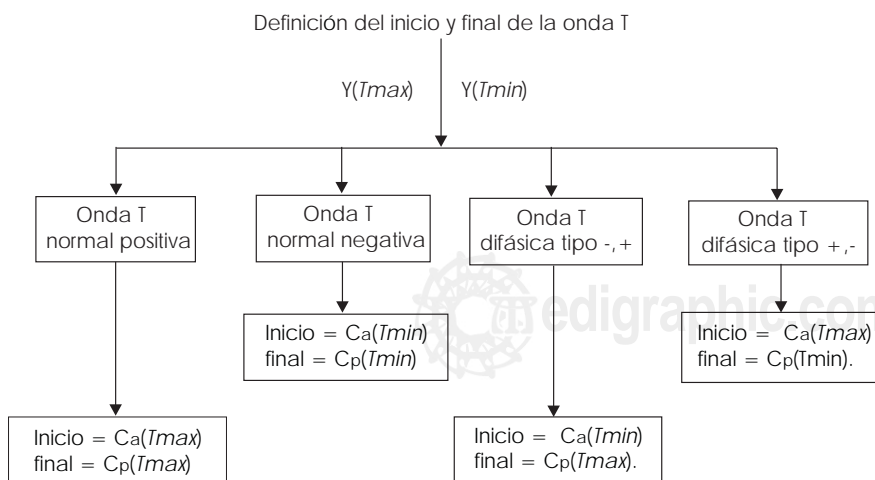


Figura 11. Diagrama que muestra el proceso para obtener el inicio y final de la onda T.

inicio y final serán el cruce por cero que anteceda  $C_a$  ( $T$  min) y el que preceda  $C_p$  ( $T$  min) al punto de ubicación de  $T$  min ( $Y(T$  min)), si la onda es difásica de tipo  $-+$  el inicio será el cruce por cero que anteceda a  $Y(T$  min) y final serán el cruce por cero que precede a  $Y(T$  max) y si la onda es difásica de tipo  $+,-$  el inicio será el cruce por cero que antecede a  $Y(T$  max) y el final será el cruce por cero que precede a  $Y(T$  min). En la Figura 11 se muestra el diagrama de flujo de este proceso.

### 2.5 Definición del pico de la onda P

En la onda P las formas posibles son similares a las posibles en la onda T, con la diferencia de que la onda P normalmente es de menor amplitud y aparece con intervalos más cortos de tiempo, por lo que el procedimiento utilizado para localizar el pico de la onda P es similar al utilizado para localizar el pico de onda T, con diferentes valores en el tamaño de la ventana y el porcentaje de amplitud de ésta con respecto a la onda R, quedando en forma práctica como se muestra a continuación:

A partir de la posición de la onda R se define la ventana de búsqueda con los límites mostrados en la relación (9).

$$(i_{ven}, f_{ven}) \quad \begin{matrix} (120, 300)ms & RR_m & 700ms \\ (80, RR_m)ms & RR_m & 700ms \end{matrix} \quad (9)$$

de la misma manera que en la onda T. Una vez que la ventana está definida, se busca el máximo y el mínimo de los valores de  $Y(k)$  comprendidos en ella. Las posiciones correspondientes a los valores máximo y mínimo de  $Y(k)$  son, respectivamente,  $P$  max y  $P$  min. Posteriormente se verifica que los valores absolutos de amplitud de  $P$  max y  $P$  min sean mayores al 7% del valor absoluto de la amplitud de la onda R. Para aquel  $P$  max o  $P$  min en el que esta relación se satisfaga, se toma la existencia real de éste, en caso en el que ni  $P$  max ni  $P$  min existan se dice que la onda P es aplanada.

#### 2.5.1 Inicio y fin de la onda P

Para la definición del inicio y fin de la onda P se establece un procedimiento similar al establecido para la onda T, el cual parte de la consideración de que ya se tiene identificado el pico de la onda T y a partir de este punto  $P$  max o  $P$  min se busca el inicio y final.

### Cuadro 3. Resultados obtenidos con el detector de QRS.

80 Trazos electrocardiográficos (ECG)							
10 No detectables			70 Detectables			Total	
FP	NV	ES (%)	FN	PV	SE (%)	Aciertos	Exactitud (%)
1	9	90	2	68	97.14	77	96.25

### Cuadro 4. Resultados obtenidos en la localización de la onda Q.

80 Trazos electrocardiográficos (ECG)							
20 No localizables			60 Localizables			Total	
FP	NV	ES (%)	FN	PV	SE (%)	Aciertos	Exactitud (%)
2	18	90	4	56	93.3	74	92.5

### Cuadro 5. Resultados obtenidos en la localización de la onda S.

80 Trazos electrocardiográficos (ECG)							
20 No localizables			60 Localizables			Total	
FP	NV	ES (%)	FN	PV	SE (%)	Aciertos	Exactitud (%)
6	14	70	10	50	83.3	64	80

### Cuadro 6. Resultados obtenidos en la aplicación del algoritmo para la detección del pico de la onda T.

80 Trazos electrocardiográficos (ECG)							
20 No localizables			60 Localizables			Total	
FP	NV	ES (%)	FN	PV	SE (%)	Aciertos	Exactitud (%)
2	18	90	4	56	93.3	74	92.5

## 3. RESULTADOS

En el Cuadro 3 se aprecian los resultados de la aplicación del algoritmo para detectar el complejo QRS. Para el caso de los 80 trazos utilizados como prueba, el algoritmo tiene un porcentaje de especificidad (ES) alto (90%) lo que indica una

**Cuadro 7.** Resultados obtenidos en la aplicación del algoritmo para la detección del pico de la onda P.

80 Trazos electrocardiográficos (ECG)							
15 No localizables			65 Localizables			Total	
FP	NV	ES (%)	FN	PV	SE (%)	Aciertos	Exactitud (%)
6	9	53.3	8	57	87.69	66	82.5

buena operación en la detección de negativos verdaderos (NV), así como un alto porcentaje de sensibilidad (SE) lo que indica su buena operación en la localización de positivos verdaderos (PV). Este algoritmo realizó 77 detecciones acertadas generando una exactitud de 96.25%.

En los Cuadros 4 y 5 se encuentran los resultados obtenidos en la aplicación de los criterios para localizar las ondas Q y S. Los resultados obtenidos por el criterio para localizar onda R son los arrojados por el algoritmo de detección del QRS.

En el caso de la detección del pico de la onda T (Cuadro 6) la aplicación del algoritmo y criterios presentó porcentajes de especificidad de 90% y de sensibilidad 93.3%, generando una exactitud del 92.5%. En el caso de la detección del pico de la onda P (Cuadro 7) la aplicación del algoritmo y criterios presentó porcentajes de especificidad de 53.3% y de sensibilidad 87.6% generando una exactitud del 82.5%.

**BIBLIOGRAFÍA**

1. Majalca R, Carmen y Mata GL. Segmentación de Imágenes utilizando Técnicas de Minimización de la Difusividad, Memoria Electro 2000: 143-149.
2. Webster JG. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons, New York. 1988.
3. Villa C, Reyna M. Desarrollo de un algoritmo para detectar el complejo QRS utilizando operaciones para grafos borrosos, Memoria Electro 2000: 109-114.
4. Laguna L. Nuevas Técnicas de Procesado de señales electrocardiográficas: aplicación a registros de larga duración. Instituto de Cibernética, Universidad Politécnica de Cataluña – CSIC, Tesis Doctoral. 1990.

