

## **Algoritmos de búsqueda retrospectiva y ventana de integración para la detección de arritmias tipo taquicardia y fibrilación ventricular**

Rafael González, Francisco Cayetano y Pedro Iglesias

R. González, F. Cayetano y P. Iglesias.  
Universidad Tecnológica del Sureste de Veracruz – Av. Universidad Tecnológica, Lote Grande #1, S/Colonia,  
Nanchital de Lázaro Cárdenas del Río, Veracruz, México, CP. 96360.  
rafael\_godi@hotmail.com

M. Ramos.,V.Aguilera.,(eds.). Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Handbook -©ECORFAN- Valle de  
Santiago, Guanajuato, 2013.

## **Abstract**

It's develop a complex detector made of Q, R and S waves (QRS) from type no – synthetic. The development of this detector, include one step for pre – processing y another for decision.

The step by pre processing use three digitals filters for mitigate the different sounds that appears in all of the electrocardiograph signal, besides make emphasize in the features of the complex QRS by a digital filter and a window with a movement of integration. The faze of detention, use techniques of the double adaptable doorstep and a Search Back, this group of doorstep is update every time that finish the maximum point of the wave R (Fiducial Mark).

## **2 Introducción**

Para el diagnostico de arritmias cardiacas se requiere de la implementación de los algoritmos: ventana de integración, búsqueda retrospectiva y umbrales adaptables, con características especiales, tales que se logre el mejor resultado.

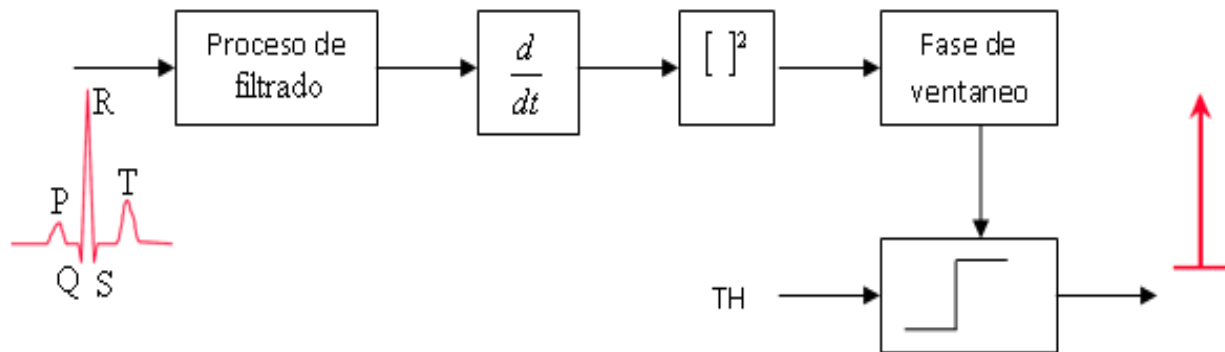
El algoritmo ventana de integración, debe producir una forma de onda sin muchos picos o crestas y no truncar en demasía, los puntos máximos de energía de la señal electrocardiográfica.

El algoritmo búsqueda retrospectiva debe ser capaz de activarse cada vez que un complejo QRS no sea detectado, durante cierto intervalo de tiempo. Los umbrales adaptables deben adecuarse en forma periódica y automática a las fluctuaciones de la señal electrocardiográfica, en el procesamiento continuo de la misma.

El propósito de que estos algoritmos, cumplan con las características mencionadas, es con el objetivo de mejorar el porcentaje de aciertos del algoritmo detector de complejos QRS.

Las diferentes fases del detector planteado se muestran en la figura 2. Como se puede observar, corresponde a un detector no-sintáctico con reglas de decisión, basadas en umbrales. Se elige este tipo de detector por ser más rápido y requerir un “poderío” computacional menor, en relación con los otros métodos de detección.

**Figura 2** Detector propuesto, del tipo no-sintáctico con reglas de decisión



### 2.1 Proceso de Filtrado

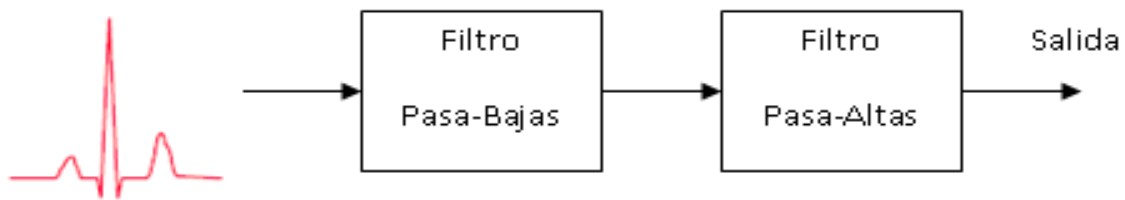
La función del proceso de filtrado es disminuir los diversos tipos de ruidos, que puedan estar presentes en la señal *ECG*, por ejemplo, el ruido muscular, la interferencia de 60 Hz, la desviación de la línea base, el ruido de artefacto, la interferencia de la onda *T* con características de alta frecuencia similar a los complejos *QRS*, etc. Además, debe atenuar los espectros de energía relativa que estén próximos, al espectro de energía relativa del complejo *QRS*.

### 2.2 Filtro Pasa-Bandas

De acuerdo con los trabajos de Thakor [THA83] la máxima energía relativa del complejos *QRS* se encuentra centrada alrededor de los 10Hz. Tomando como referencia este valor, se puede diseñar un filtro digital pasa-bandas con frecuencia de corte inferior de 5Hz y frecuencia de corte superior de 12Hz, que aísle la componente en frecuencia del complejo *QRS* y que además, atenúe o elimine las diferentes fuentes de ruido.

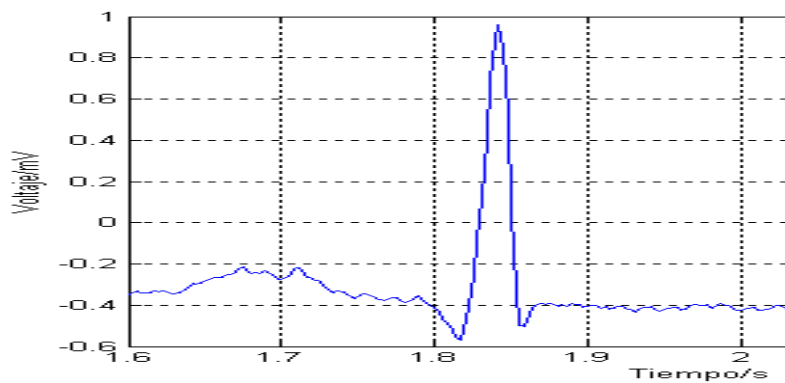
El diseño del filtro digital pasa-banda se realiza con dos filtros digitales en cascada, uno es pasa-bajas y el otro un pasa-altas, en la figura 2.1 se muestra la representación a bloques del filtro pasa-banda. Ambos son de tipo recursivo, con polos localizados sobre el círculo unitario del plano *Z* para cancelar los ceros y son de coeficientes enteros, para facilitar su implementación en dispositivos de bajo “poder” computacional.

**Figura 2.1** Diagrama a bloques del filtro pasa-altas



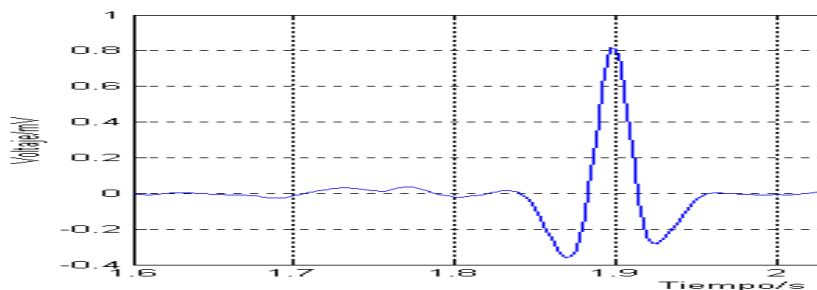
El algoritmo del filtro digital pasa-banda, es evaluado utilizando como señal de entrada un registro electrocardiográfico (*ECG*), grafico 2. Obtenido de la base de datos *MIT/BIH* [MIT], específicamente el archivo *100.dat* incluido en la *mitdb* (*Arrhythmia Database*).

**Grafico 2** Electrocardiograma Obtenido a 360 Muestras por Segundo



En la grafico 2.1 se muestra, la señal resultante después de que la señal electrocardiográfica de la grafico 2, pasa a través del filtro pasa-banda. Nótese la atenuación de la onda *P* realizada por el filtro.

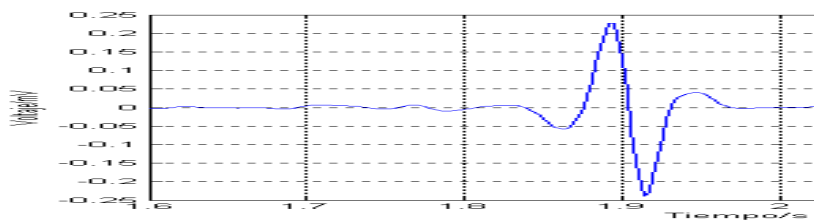
**Grafico 2.1** Señal ECG filtrada con el filtro pasa-bajas



### 2.3 Proceso de derivación

La onda *R* es una onda especial, no sólo, por su gran amplitud, sino también, por su pronunciada pendiente. Y es precisamente, esta pendiente una forma común, que se emplea para localizar complejos *QRS*. La función de la etapa de derivación es resaltar esa pendiente, su diseño se realiza con un filtro digital, cuya respuesta se asemeja a la de un derivador. En la figura 5 se exhibe la señal resultante después de pasar a través de los filtros pasa-banda y el derivador. Nótese que la onda *P* y la onda *T* están atenuadas, mientras que de cresta a cresta, la porción de señal que corresponde a los complejos *QRS* está considerablemente aumentada.

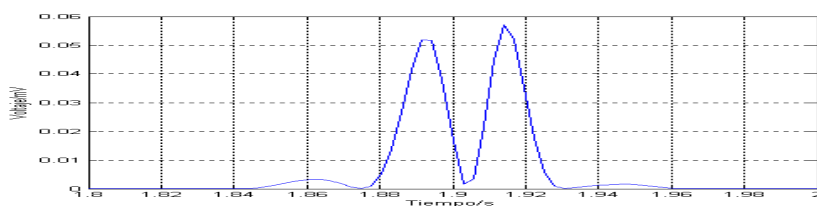
**Grafico 2.3** Señal ecg después de ser filtrada y derivada



### 2.4 Proceso de elevación al cuadrado

El detector propuesto en la figura 1, utiliza una transformación no lineal, con el fin de enfatizar las frecuencias centrales de la banda pasable y atenuar aquellas frecuencias que se encuentren entre los límites de la banda-pasable. La transformación no lineal se realiza elevando al cuadrado la señal proveniente del proceso de derivación. La señal resultante de este proceso se indica en la grafico 2.4.

**Grafico 2.4** Señal ecg después de elevarla al cuadrado.

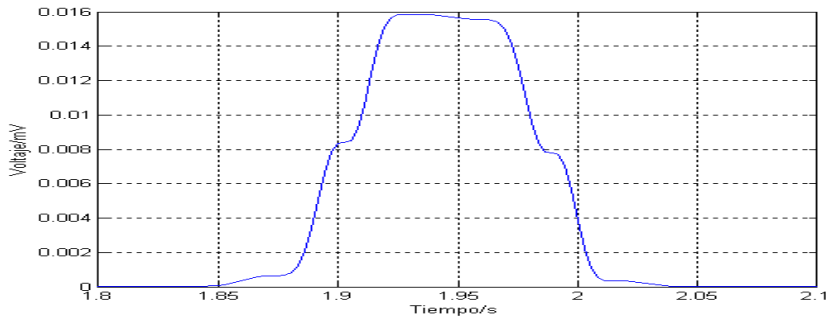


### 2.5 Proceso de ventaneo

El proceso de derivación permite obtener información de la pendiente del complejo *QRS*.

Sin embargo, por su naturaleza una derivada amplifica el indeseable ruido de muy alta frecuencia. También muchos complejos *QRS* anormales con amplitudes grandes y de duraciones largas, se pierden en una aproximación puramente derivativa, debido a que la pendiente de la onda *R* es relativamente baja. En consecuencia, solo la pendiente de la onda *R* es insuficiente para la apropiada detección del complejo *QRS*. Para alcanzar un desempeño fiable, es necesario extraer otros parámetros de la señal, tales como la amplitud, el ancho y la energía del complejo *QRS*. Este, es el objetivo del proceso de ventaneo o ventana de integración. La grafico 24 muestra la salida de la ventana de integración en movimiento para la señal *ECG* de la grafico 2. Nótese que la forma de onda producida por el algoritmo no contiene excesivos picos o crestas para un solo complejo *QRS*, esto muestra que el ancho de la ventana es correcto.

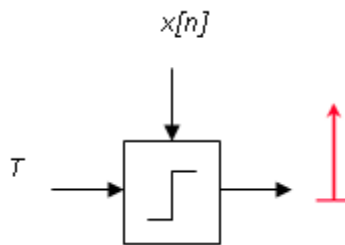
**Figura 2.5** Señal producida con la ventana de integración en movimiento



## 2.6 Reglas de decisión

El detector propuesto utiliza reglas de decisión basadas en umbrales, para determinar donde se ubica un complejo *QRS* y una vez detectado generar un pulso, en la figura 2.2 se muestra en forma idealizada la aplicación de los umbrales y la generación del pulso. También, emplea etapas de búsqueda retrospectiva (*Search Back*) y determinación del punto máximo de la onda *R* (*Fiducial Mark*).

**Figura 2.2** Diagrama a bloques de la etapa de decisión basada en umbrales

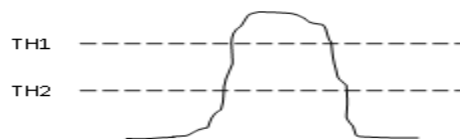


## 2.7 Umbrales adaptables

Los umbrales evalúan si la forma de onda producida por la ventana de integración corresponde a un complejo QRS o simplemente es ruido. El empleo de umbrales fijos a lo largo de todo el proceso de detección, resultaría en una deficiente localización de complejos QRS, por lo cual, se hace necesaria la utilización de umbrales adaptables. Dos umbrales son implementados para ajustarse automáticamente a la señal producida por la ventana de integración en movimiento, ver figura 2.3.

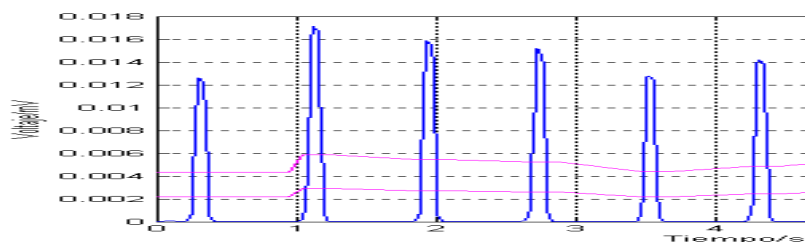
El más alto de los umbrales se usa para el primer análisis de la señal, si el complejo *QRS* no es detectado después de cierto intervalo de tiempo, la señal se analiza nuevamente, pero ahora, utilizando el segundo umbral. Lo cual involucra una etapa de búsqueda retrospectiva (*Search Back*) en el tiempo para encontrar el complejo *QRS* que se supone perdido.

**Figura 2.3** Umbrales adaptables aplicados a la señal originada por la ventana de integración



La grafica de la grafico 2.5, muestra el desempeño de los dos umbrales adaptables sobre la forma de onda producida por la ventana de integración. En ella se puede observar como varia el nivel de los dos umbrales a medida que el algoritmo empieza a reconocer crestas de ruido o de señal.

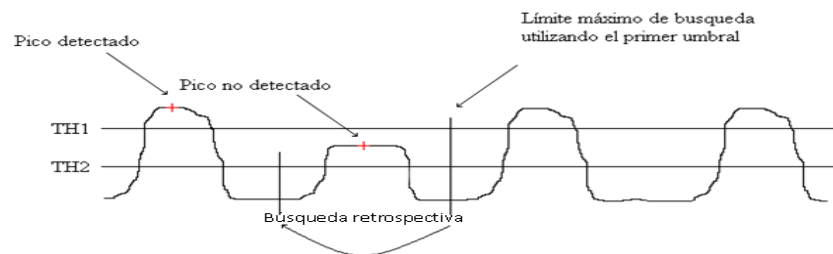
**Grafico 2.5** Desempeño de los umbrales adaptables sobre la señal producida por la ventana de integración en movimiento



## 2.8 Búsqueda retrospectiva (*Search Back*)

La búsqueda retrospectiva (*Search Back*) es la búsqueda hacia atrás de un complejo *QRS*, cuando éste no ha sido detectado durante un intervalo de tiempo, en la figura 2.4 se observa como el primer umbral no es capaz de detectar la segunda forma de onda producida por la ventana de integración, por ser esta de baja energía, por lo tanto, se hace necesario emplear técnicas de búsqueda retrospectiva. Para implementar la búsqueda retrospectiva este detector almacena dos promedios del intervalo *RR* y determina la duración del segmento *QT*. Otro motivo de guardar estos dos promedios, es para que el detector sea capaz de adaptarse a un cambio morfológico de la señal.

**Figura 2.4** Principio de búsqueda retrospectiva



## 2.9 Punto máximo de la onda R. (*Fiducial Mark*)

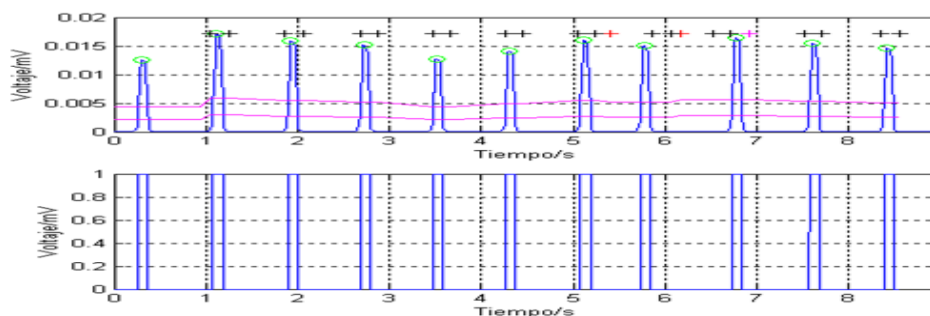
La determinación del punto máximo de la onda R (*fiducial mark*) es con el fin de poder determinar o estimar la duración del intervalo *RR*, este valor es necesario para calcular y actualizar los límites de búsqueda. Idealmente, el punto máximo de la onda R (*fiducial mark*) representa el tiempo de ocurrencia de la máxima cresta de la onda R. La determinación del punto máximo de la onda R se realiza mediante una interpolación de extremos equidistantes.

En la gráfico 2.6 se presenta la salida producida por el algoritmo. Obsérvese como, en el primer segundo de tiempo, los límites de búsqueda (marcados con el carácter “+”) “predicen” en forma errónea la ocurrencia del complejo *QRS*, esto es debido a que el algoritmo no ha definido aún la duración del intervalo *RR*, el algoritmo necesita aproximadamente de dos pulsaciones cardiacas para inicializar o determinar la duración del intervalo *RR*. Una vez que el algoritmo ha definido la duración del intervalo *RR* corrige su “predicción,” como se puede observar en los segundos siguientes del procesamiento de la señal. En el intervalo de 4 a 6 segundos, la duración del intervalo *RR* cambia muy drásticamente, dando como resultado que la búsqueda del complejo *QRS* en el intervalo de 6 a 7 segundos se quede “corta”, es decir, el algoritmo llega al límite de búsqueda alto (*RRHL*) sin detectar un complejo *QRS*, por lo tanto, el algoritmo extiende su búsqueda hasta el límite más alto (*RRMS*).



Dando como resultado la detección del complejo *QRS*, con esta acción se demuestra que el algoritmo es capaz de adaptarse rápidamente a un cambio de la señal. Como se observa en la misma figura, por cada complejo *QRS* detectado, el detector del complejo *QRS* propuesto genera un pulso.

**Grafico 2.6** Salida producida por el etector del complejo qrs propuesto



## 2.10 Conclusiones y recomendaciones

Se desarrolló un algoritmo detector de complejos *QRS*, el cual se compone de dos etapas, una etapa de preprocesamiento y otra de detección mediante umbrales. La etapa de preprocesamiento utiliza tres filtros digitales para atenuar los diferentes ruidos presentes en toda señal *ECG* por ejemplo la onda *P*, la onda *T*, la interferencia de línea, el ruido de artefacto, etc. Además acentúa las características del complejo *QRS* mediante un filtro digital cuya respuesta se asemeja a la de un derivador ideal y una ventana de integración en movimiento.

Después de la etapa de preprocesamiento la señal pasa a través de la fase de detección la cual utiliza una técnica de doble umbral adaptable, este conjunto de umbrales se actualiza cada vez que se determina el punto máximo de la onda *R* (*Fiducial Mark*). Después de que el algoritmo ha detectado un complejo *QRS*, este inhabilita la detección durante un periodo de tiempo determinado por los intervalos de búsqueda, evitando con esto detectar complejos *QRS* donde no se espera que existan.

Por ultimo si un complejo no es detectado por ser de baja energía, el algoritmo emplea la búsqueda retrospectiva con un umbral más pequeño (*THI2*) para detectar ese complejo *QRS*.

El desempeño del algoritmo para una señal *ECG* clasificada como normal, así como, para una señal electrocardiográfica con episodios de taquicardia ventricular, es aceptable. Mientras que para una señal *ECG* con fibrilación ventricular el desempeño del algoritmo es aceptable considerando que se trata de una señal completamente irregular, quedando la responsabilidad de determinar si el complejo *QRS* encontrado es válido o no, en el experto clínico.

Si bien es cierto la eficiencia del detector del complejo QRS desarrollado en este documento de tesis es aceptable, no se debe de olvidar que estos resultados son producto de una simulación de computadora, es decir los diferentes algoritmos aquí desarrollados que en conjunto forman al detector del complejo QRS no han sido probados en tiempo real.

Lo expuesto anteriormente lleva a dos proyectos muy bien definidos. El primero consistiría en desarrollar una tarjeta de adquisición de datos electrocardiográficos, con la electrónica necesaria para minimizar las diferentes fuentes de ruido. El segundo proyecto sería la implementación en hardware del algoritmo detector del complejo *QRS* expuesto en esta tesis, específicamente en un microcontrolador de la familia HC12 de Motorola.

## **2.11 Referencias**

Thakor. N.V. Webster, J. G., and Tompkins. W.J “Optimal QRS Detector. Medical and Biological Engineering”, 1983, pp. 343-50.

Available from: MIT-BIH Database distribution. Massachusetts institute of technology, 77 Massachusetts avenue, room 20A-113, Cambridge, MA 02139.