

Implementación de filtro digital en tiempo real para detección de la onda R

Implementation of real-time digital filter for the R wave detection

Javier E. González-Barajas¹, Cristian Velandia-Cárdenas² y Johann Nieto-Camacho³

Recibido: 04 de julio de 2014,
Aceptado: 19 de noviembre de 2014

Cómo citar / How to cite

J. E. González-Barajas, C. Velandia-Cárdenas y J. Nieto-Camacho, "Implementación de filtro digital en tiempo real para detección de la onda R", *Tecno Lógicas*, vol. 18, no. 34, pp. 75-86, 2015.

© Copyright 2015 por
autores y Tecno Lógicas
Este trabajo está licenciado bajo una
Licencia Internacional Creative
Commons Atribución (CC BY)



- 1 Magister en Ingeniería, División de Ingenierías, Facultad de Ingeniería Electrónica, Universidad Santo Tomás, Bogotá-Colombia, javiergonzalezb@usantotomas.edu.co
- 2 Ingeniero electrónico, División de Ingenierías, Facultad de Ingeniería Electrónica, Universidad Santo Tomás, Bogotá-Colombia, cristianvelandia@usantotomas.edu.co
- 3 Ingeniero electrónico, División de Ingenierías, Facultad de Ingeniería Electrónica, Universidad Santo Tomás, Bogotá-Colombia, johannnieto@usantotomas.edu.co

Resumen

La cuantificación de la frecuencia cardiaca instantánea está basada en la detección de la onda R de la señal electrocardiográfica. Este proceso requiere la implementación de estrategias de filtrado digital en tiempo real para obtener el tiempo de ocurrencia de cada onda R. Diferentes técnicas matemáticas se han implementado para la detección de la onda R, pero requieren sistemas digitales con gran capacidad de cómputo. En la actualidad, existen oportunidades para la implementación de estrategias de filtrado en dispositivos de bajo costo y en tiempo real. El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos al implementar un filtro digital en tiempo real orientado a la detección de la onda R de la señal electrocardiográfica. La estrategia implementada está basada en la teoría de filtros promediadores y derivadores, los cuales han sido implementados en un dispositivo programable tipo ARM y de uso abierto. El sistema de filtrado proporciona una señal binaria que indica la ocurrencia de la onda R y es la entrada para un sistema de cuantificación de la frecuencia cardiaca instantánea. Los resultados contenidos en este artículo son la base para la implementación de un sistema para la cuantificación de la frecuencia cardiaca en tiempo real, por lo cual es presentada la etapa de detección de la onda R.

Palabras clave

Onda R, complejo cardiaco, filtro digital, tiempo real, promediado.

Abstract

Quantification of the instantaneous heart rate is based on the detection of the R wave of the electrocardiographic signal. This process requires the implementation of strategies for real-time filtering for the time of occurrence of each R wave. Various mathematical techniques have been implemented for the detection of the R wave and these require digital systems with high performance computing. At present, there are opportunities to implement filtering strategies in low-cost devices in real time. The principal goal of this paper is to present the results obtained by implementing a real-time digital filter for the detection of the R wave of the ECG signal. The implemented strategy is based on the averaging and derived filters theory, which have been implemented on an ARM programmable device and open hardware. The filtering system provides a binary signal indicating the occurrence of the R wave and is input to a system for quantifying the instantaneous heart rate. The results in this paper are the basis for the implementation of a system for the quantification of heart rate in real time, which is presented the step of detecting R-wave.

Keywords

R wave, complex cardiac, digital filter, real time, averaging.

1. INTRODUCCIÓN

La frecuencia cardíaca instantánea corresponde al cálculo del tiempo de ocurrencia entre cada onda R de la señal electrocardiográfica (ECG) adquirida en ventanas de tiempo con un mínimo de 5 minutos [1]. El valor calculado entre cada onda R se denomina tiempo RR (TRR) [2] y es un indicador del comportamiento del control sobre el sistema cardiovascular [3] que ejerce el sistema nervioso autónomo [4]. La Fig. 1 contiene un ejemplo de una señal ECG y los valores TRR que pueden ser calculados, con base a la ocurrencia de cada onda R.

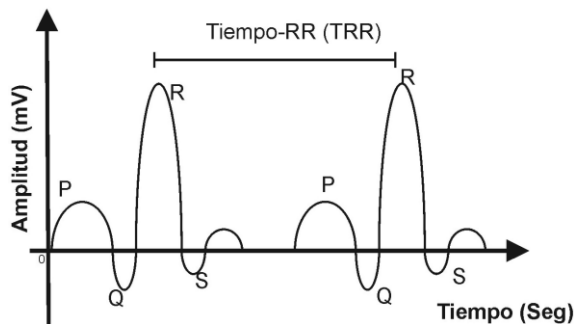


Fig. 1. Tiempo calculado entre cada onda R de la señal electrocardiográfica. Fuente: Autores

La importancia de la detección de la onda R está basada en ser la base para la conformación de la señal de ritmo cardíaco. Esta señal es un arreglo de datos que contiene los diversos valores TRR y ha sido el insumo de diversos estudios para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca [5].

Las estrategias para la detección de la onda R están basadas en la concentración de las componentes espectrales dentro del rango de 10 y 12 Hz del espectro de la señal ECG [6]. La detección de la onda R ha exigido el desarrollo de estrategias con algoritmos complejos que exigen alta inversión en herramientas de cómputo, ya que están basadas en transformaciones tiempo frecuencia como la Transformada Wavelet [7]-[9] y técnicas de descomposición empírica [10], [11]. Desde el punto de

vista de aplicaciones para la detección de la onda R, se pueden encontrar aportes con diseños alternativos que son implementados a partir del cálculo del histograma de la señal ECG [12].

Las estrategias basadas en transformaciones de tiempo-frecuencia requieren la implementación de operaciones matemáticas que exigen altos recursos computacionales, haciendo complejo un funcionamiento en tiempo real [13]. Como se puede observar en la Fig. 2, las transformaciones de tiempo-frecuencia tienen que cumplir con un procedimiento que, en primera instancia, exige la adquisición de la señal bajo estudio.



Fig. 2. Diagrama de bloques del procedimiento para extraer la onda R a partir de transformadas tiempo-frecuencia. Fuente: Autores

En el caso de la señal ECG, se debe adquirir un mínimo de 5 minutos de señal para el análisis de la variación de frecuencia cardíaca [1]. Para el caso de una frecuencia de muestreo de 500 Hz (muestras/seg), se requiere el almacenamiento de 150000 muestras para adquirir 5 minutos de señal ECG.

El siguiente paso del procedimiento (Fig. 2) es el pre-procesamiento de la señal ECG, que consiste en la aplicación de filtros digitales para eliminar componentes de frecuencia asociados a distorsiones de la señal [8]. Posteriormente se debe llevar a cabo la generación de funciones bases (formas de ondas con características similares a la onda R) y la extracción de coeficientes [7]. Este último proceso es llevado a cabo a través de la correlación entre las formas de onda y la señal ECG adquirida. En conclusión, el resultado de cada etapa del procedimiento para extraer la onda R a partir de transformadas tiempo-frecuencia exige como entrada un arreglo de datos y la salida de cada etapa solo se puede obtener al final del tratamiento de cada muestra del arreglo de entrada.

Actualmente, se encuentra la tendencia de la implementación de soluciones para la del tratamiento digital de la señal electrocardiográfica en dispositivos portátiles [14], usando herramientas que implican la programación de micro controladores de bajo consumo de energía [15]. Las estrategias que actualmente son implementadas para el monitoreo de la señal ECG contienen en su interior complejos algoritmos para el filtrado y diezmado del registro adquirido [16]. Dentro de las estrategias para la detección de la onda R del complejo cardiaco, se utilizan actualmente las basadas en la Transformada Wavelet Discreta [17] y Transformada de Hilbert [18], requiriendo transformaciones de tiempo-frecuencia.

El objetivo de este artículo es ofrecer una alternativa que evite una alta inversión en tiempo de cómputo a través del diseño e implementación de un filtro digital en tiempo real para la detección de la onda R. La estrategia de filtrado está compuesta por la combinación de un filtro promediador y derivador implementados a través de ecuaciones en diferencia. El diseño del filtro digital tiene la función de eliminar las bajas y altas frecuencias que no pertenecen a las componentes propias de la

onda R del complejo cardiaco [6]. Esto conlleva al realce de la onda R sin la necesidad de ejecutar transformaciones de tiempo frecuencia, retomando la teoría que plantea que la información asociada a esta onda está concentrada en una banda de frecuencia específica [6].

La estrategia planteada en este artículo, permite prescindir de la ejecución de los pasos descritos en Fig. 2 y reemplazar este procedimiento por un sistema de filtrado en tiempo real. Este tipo de filtrado no requiere de la adquisición completa de la señal ECG (5 minutos), ya que podrá proporcionar muestras de salida a medida que ingresan los datos.

2. METODOLOGÍA

Los experimentos llevados a cabo en este trabajo fueron realizados usando como entrada la base de datos de señales fisiológicas y generadores de señales [19], [20], que corresponden a electrocardiogramas de pacientes con ritmo sinusal normal. Como método de adquisición y tratamiento digital de las señales, fue utilizado un sistema digital basado en un microcontrolador ARM compatible con una tarjeta de acondicionamiento de señales electrocardiográficas.

2.1 Adquisición de la señal

Las señales ECG utilizadas fueron adquiridas a través del sistema de acondicionamiento compatible con sistemas de desarrollo de microcontroladores ARM [21]. El sistema de acondicionamiento cuenta con una etapa de pre-amplificación con ganancia 10, un filtro pasa bajos con frecuencia de corte $F_c = 40$ Hz y una etapa de amplificación con ganancia 100. Para eliminar las componentes de baja frecuencia que ocasionan el desplazamiento de línea de base, el sistema cuenta con filtros pasa altas con $F_c = 0,16$ Hz. La Fig. 3 contiene el diagrama de bloques del sistema de acondicionamiento.

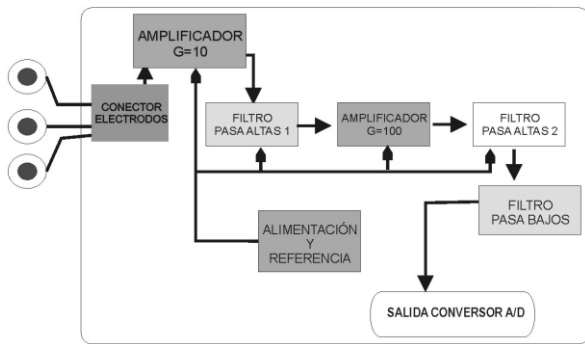


Fig. 3. Diagrama de bloques del sistema de acondicionamiento de señal. Fuente: Autores

El sistema de acondicionamiento de señal descrito en la Fig. 3 cuenta con la capacidad de proporcionar una señal ECG con un ancho de banda entre 0,16 y 40 Hz por lo cual esta plataforma atenúa los ruidos de línea de potencia eléctrica (60 Hz) y de desplazamiento de línea de base ($< 0,1$ Hz). Este sistema también cuenta con conectores para el acople con plataformas basadas en dispositivos programables, permitiendo compartir las señales de alimentación y de las salidas analógicas para conexión con convertidores A/D.

Para la digitalización de la señal ECG se ha contado con una plataforma para el desarrollo de aplicaciones para microcontroladores con la capacidad de interconexión con tarjetas de acondicionamiento de señales [22]. Esta plataforma tiene como componente central un dispositivo con arquitectura ARM de referencia STM32F103RBT6 de 32 bits. El dispositivo cuenta con dos convertidores analógico a digital de 12 bits y para el desarrollo de esta aplicación fue utilizada una frecuencia de muestreo de 500 Hz. También tiene la disponibilidad de un puerto USB 2.0 embebido para el intercambio de datos con un computador personal. La Fig. 4 contiene un diagrama de bloques del sistema de desarrollo utilizado, el cual cuenta con un conector USB que permite la comunicación con un computador personal y la transmisión de datos para visualizar señales adquiridas.

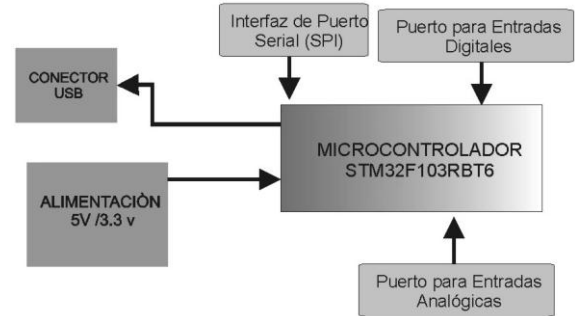


Fig. 4. Diagrama de bloques del sistema de desarrollo. Fuente: Autores

El sistema de desarrollo cuenta con su propia fuente de alimentación que permite proveer energía al microcontrolador y dispositivos externos (tarjetas para acondicionamiento de señales).

Con la finalidad de poder obtener un acople mecánico y eléctrico con el sistema de acondicionamiento de señal, el sistema de desarrollo cuenta con conectores para alimentación y para las entradas analógicas (convertidor A/D). La entrada analógica permite la conexión con la señal de salida del sistema de acondicionamiento de señal.

2.2 Diseño del filtro promediador

Con la finalidad de poder tener un suavizado en las señales adquiridas y producir una atenuación de altas frecuencias, se ha optado por escoger un filtro tipo FIR denominado promediador. Los filtros FIR se destacan por su linealidad en la fase, permitiendo que la señal de salida no tenga desplazamientos irregulares en el tiempo de cada uno de sus componentes [23]. Para el tratamiento digital del ECG, esta cualidad permite que las ondas que pertenecen al complejo cardiaco no pierdan su separación en el tiempo.

Desde el punto de vista computacional, el filtro FIR solo requiere para su ejecución la implementación de dos operaciones básicas: suma y multiplicación, permitiendo su fácil implementación en sistemas de tiempo real [24]. Este tipo de filtro se describe con la ecuación en diferencias en (1).

$$y(n) = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} x(n-k) \quad (1)$$

La ecuación en diferencias cuenta con la variable L , que determina el orden del filtro y también la cantidad de muestras que deben ser almacenadas para calcular el promedio. La variable x corresponde a un arreglo de datos de entrada, la variable y representa a los datos de salida, la variable n indica la posición de la muestra actual y la variable k es la posición de muestras anteriores para el cálculo de la salida.

La Fig. 5 contiene el resultado de estimar la respuesta en frecuencia de un filtro promediador para $L = 32$. La respuesta en frecuencia del filtro promediador presenta una característica pasa bajos con atenuaciones mayores a los 50 db a partir de los 10 Hz, logrando atenuar las componentes de alta frecuencia del registro electrocardiográfico.

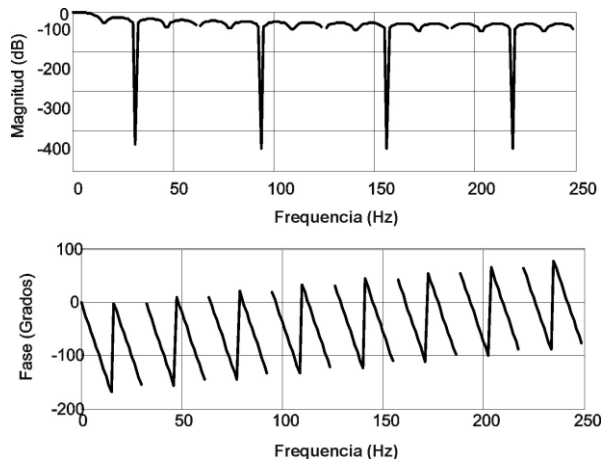


Fig. 5. Respuesta en frecuencia de un filtro promediador para $L = 32$. Fuente: Autores

El filtro promediador se puede implementar a través de un simple algoritmo basado en un buffer circular. Esta ventaja permite una fácil implementación en un sistema digital programable. Los filtros promediadores han sido de gran utilidad para resaltar componentes importantes de la señal electrocardiográfica [25].

2.3 Diseño del filtro derivador

Los filtros derivadores pueden ser implementados a través de una ecuación en diferencia denominada primera diferencia, descrita en (2). La variable n cumple la misma tarea expuesta en (1).

$$y(n) = x(n) - x(n-1) \quad (2)$$

El objetivo del filtro derivador es dar un efecto pasa altos a la señal de entrada. Es de fácil implementación ya que solo requiere el cálculo de la diferencia entre la muestra actual y la muestra anterior de la señal de entrada [23]. La respuesta en frecuencia para un filtro derivador se puede detallar en la Fig. 6.

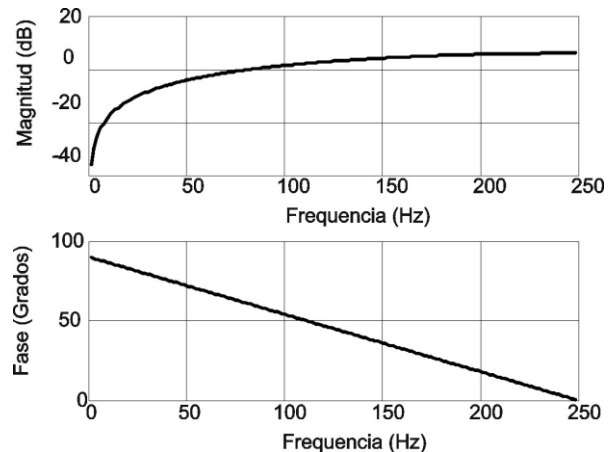


Fig. 6. Respuesta en frecuencia derivador basado en la primera diferencia. Fuente: Autores

El objetivo del uso del filtro derivador, en una señal electrocardiográfica, consiste en dar un realce a las componentes de alta frecuencia que posee la onda R del complejo cardiaco. También permite la atenuación de ruidos de muy baja frecuencia como el desplazamiento de la línea de base y componentes de continua. El uso de filtros derivadores han sido utilizado en diferentes trabajos como sistemas pasa altas para evitar componentes de desplazamiento de línea de base de la señal electrocardiográfica [26].

2.4 Algoritmo propuesto

Con base al análisis de los filtros promediadores y derivadores se propone una estrategia de filtrado para ser implementado en un dispositivo programable. La estrategia tiene la intención de cumplir con la tendencia actual de tener la propiedad de poder ser implementada en sistemas de tiempo real [27] sin la necesidad de requerir dispositivos de alta complejidad y alto consumo de energía [28]. La Fig. 7 contiene el diagrama de bloques del sistema propuesto, que cuenta con una primera etapa de digitalización (Convertor A/D).

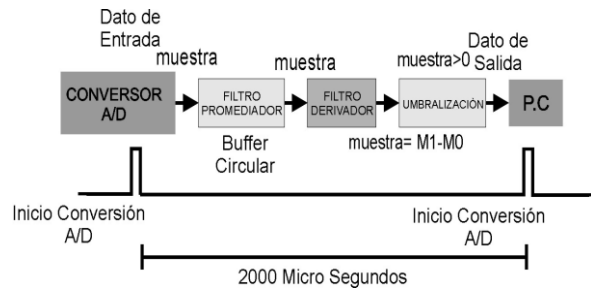


Fig. 7. Diagrama de bloques del sistema de filtrado propuesto. Fuente: Autores

El sistema propuesto en la Fig. 7 describe el procedimiento que se ejecuta en el sistema de filtrado. El conversor análogo a digital (A/D) toma una muestra que es el dato de entrada al filtro promediador el cual genera una muestra de salida. El filtro derivador toma esta muestra de salida y calcula la diferencia con respecto a una muestra anterior. La salida del filtro derivador es evaluada por el bloque de umbralización que se encarga de enviar al computador personal (PC) las muestras diferentes de cero. El sistema de filtrado ejecuta el proceso antes de cumplir un tiempo de 2000 microsegundos, que equivale al periodo de muestreo que posee el conversor A/D.

Con base al sistema de desarrollo *MAPLE*, se ha diseñado un algoritmo para ejecutar las diferentes etapas del sistema de filtrado propuesto [29]. El algoritmo está contenido en la Fig. 8 y se compone de

tres bloques de programación: *Inicio de Programa*, *Configuración Timer de Interrupción* y *Rutina de Interrupción*.

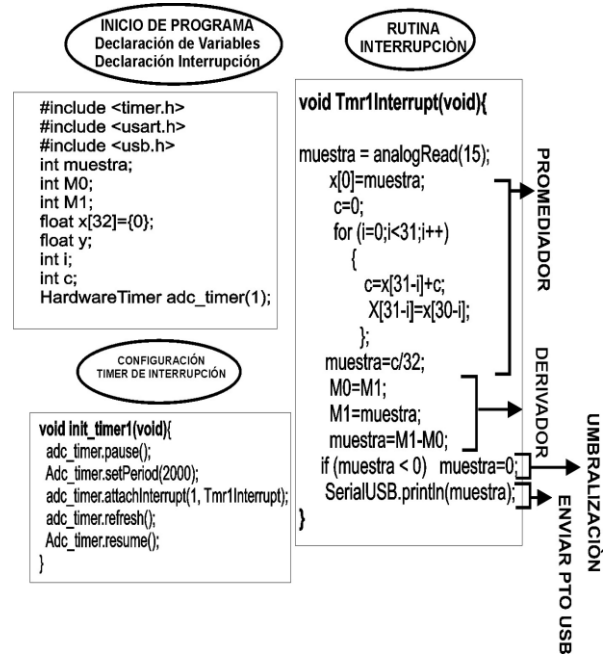


Fig. 8. Algoritmo implementado. Fuente: Autores

El bloque *Inicio de Programa* contiene la inclusión de las principales librerías, la declaración de las variables *muestra*, *MO* y *M1* y por último el nombramiento de la interrupción de hardware para el temporizador del conversor A/D.

El bloque *Configuración Timer de Interrupción* tiene la función de dar inicio a la configuración del temporizador del conversor, que fija la demora del conversor A/D en 2000 μ s (`Adc_timer.setperiod(2000)`), para obtener una frecuencia de muestreo de 500 Hz (muestras/segundo). También incluye la rutina *TMr1Interrupt* que contiene el procedimiento a ejecutar después de cada activación de la interrupción.

El bloque *Rutina de Interrupción* tiene el código que es ejecutado cada vez que el conversor A/D adquiere un dato. El respectivo dato es almacenado en la variable *muestra* y ejecuta la rutina de buffer circular con el arreglo de datos $x[i]$. La variable *C* contiene la suma acumulada del buffer circular y proporciona el resultado del

filtro promediador. Las variables $M1$ y $M0$ permiten el cálculo de la primera diferencia y la rutina condicional evalúa el resultado, enviando el valor obtenido al puerto USB y un cero si el valor es negativo (umbralización). El valor de velocidad del puerto USB es seleccionado desde el computador personal.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Marco experimental

Las pruebas para evaluar las simulaciones de los filtros fueron realizadas usando señales de la base de datos Physionet [19] y para evitar el uso de pacientes humanos fue utilizado un simulador de pacientes de referencia *ProSim 2* del fabricante *Fluke* [20].

El simulador de pacientes fue conectado a los terminales de la tarjeta de acondicionamiento de señales electrocardiográficas. Esto permitió obtener un escenario que simula la adquisición de señales desde un paciente y su respectivo proceso de amplificación. En primera instancia, se generaron señales electrocardiográficas libres de ruido con frecuencias constantes de 60 y 80 pulsos por minuto. Como método de validación se compararon los tiempos entre cada onda R generados por el simulador y los picos obtenidos por el sistema de filtrado. Posteriormente, se realizaron pruebas con la opción para simular artefactos musculares y poder evaluar el comportamiento del sistema de filtrado en situaciones de ruido.

Para la lectura y visualización de datos en un computador personal, se ha utilizado la herramienta informática *Matlab*, con la capacidad de adquirir datos a través del puerto USB con estándar 2.0 y controlar la cantidad de muestras adquiridas.

Para probar el funcionamiento de cada etapa del sistema de filtrado, se han generado tres versiones del código implementado. La primera etapa de prueba fue realizada con una versión que solo transmite al

computador personal la muestra de salida del filtro promediador. La segunda versión del programa tiene incluido el filtro derivador. La tercera versión contiene todas las etapas integradas y el proceso de umbralización.

3.2 Validación del experimento

La validación de los resultados se llevaron a cabo a través de mediciones del valor de tiempo entre cada onda R que se obtuvo a la salida del sistema de filtrado en cada etapa. Como valor de referencia, se tomó la frecuencia en unidades de pulsos por minuto (b.p.m.) que proporciona la configuración del simulador de pacientes de referencia *ProSim 2* del fabricante *Fluke* [20]. Con base en el valor de la configuración en unidades *b.p.m.* (*Frec*) se puede establecer el tiempo entre cada onda R que teóricamente debe proporcionar este equipo en (3).

$$\begin{aligned} \text{Tiempo Entre onda R (segundos)} \\ = \frac{60 \text{ Segundos} \times 1 \text{ (b.p.m)}}{\text{Frec (b.p.m.)}} \quad (3) \end{aligned}$$

Con base en (3), se compara la medida de tiempo entre cada onda pico positivo a la salida del sistema de filtrado. Si la medida entre los picos máximos positivos obtenidos a la salida es igual al tiempo calculado en (3), se toma como un acierto del algoritmo. El acierto significa que el sistema de filtrado atenuó las componentes espectrales de las ondas P, Q, S y T, permitiendo un realce de la onda R.

Este método de validación permite comprobar la característica de fase lineal del sistema de filtrado implementado. Esto corrobora que los picos máximos positivos mantienen la distancia en tiempo con respecto a las ondas R de la señal ECG en tratamiento.

Las mediciones de los picos máximos obtenidos se realizaron en el computador personal, haciendo uso del asistente matemático *Matlab*[®]. Se implementó un algo-

ritmo que adquiere, a través del puerto USB, las muestras de salida proporcionadas por el sistema de filtrado.

3.3 Resultados obtenidos con los filtros digitales

Las pruebas ejecutadas permitieron evaluar el comportamiento del filtro en tiempo real. La señal adquirida fue visualizada por un osciloscopio de referencia TDS 1002B del fabricante Tektronix. La señal generada por el simulador del paciente corresponde a un electrocardiograma normal con una frecuencia de 80 pulsaciones por minuto (80 b.p.m.). Acorde a (3), la separación entre cada onda R es de 0,75 segundos.

La Fig. 9 permite ver la señal generada por el simulador del paciente y obtenida por el sistema de acondicionamiento de señales. Se puede ver que cada onda R tiene la medida en tiempo igual al valor previamente calculado.

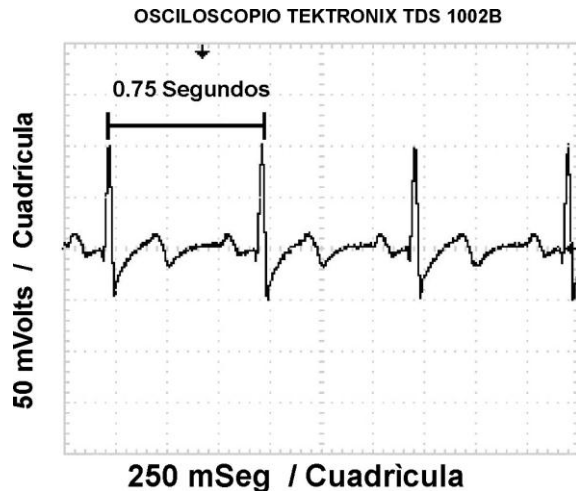


Fig. 9. Señal de entrada al sistema. Fuente: Autores

Para evaluar el comportamiento del filtro promediador, se dispuso sólo la ejecución del respectivo código y el envío de la muestra de salida al computador personal. Para este experimento se configuró la adquisición de 5000 muestras de señal ECG.

La Fig. 10 contiene el resultado al adquirir 3 segundos (5000 muestras) de señal electrocardiográfica tratada con el promediador permitiendo obtener un efecto de suavizado y eliminación de altas frecuencias. También se puede verificar que los picos positivos de mayor amplitud obtenidos mantienen la misma separación en tiempo de las ondas R de la señal electrocardiográfica generada por el simulador de paciente (0,75 segundos).

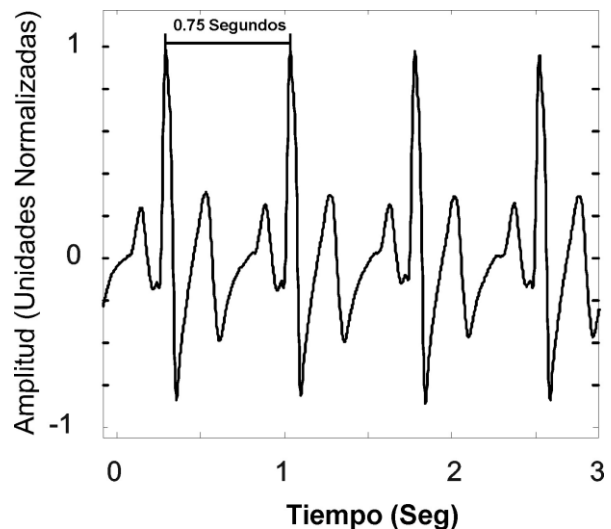


Fig. 10. Señal filtrada con promediador $L = 32$.
Fuente: Autores

De manera consecuente se procedió a incluir el código correspondiente al filtro derivador. Las muestras de salida fueron enviadas al computador personal para su visualización. El resultado obtenido puede ser observado en la Fig. 11, en la cual se puede ver una señal electrocardiográfica con un resultado de las componentes de alta frecuencia.

El incluir la línea de código que ejecuta la condición para datos menores a cero, permitió obtener un sistema de umbralización. Este último proceso evalúa los datos de salida del filtro derivador y permite anular las ondas negativas de la señal electrocardiográfica transmitida al computador personal.

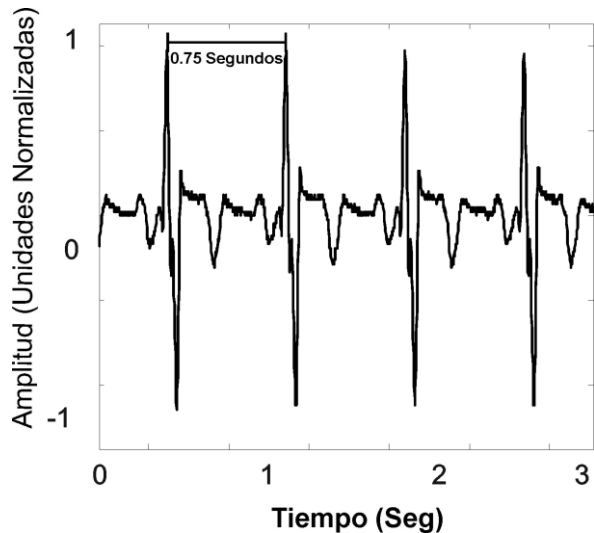


Fig. 11. Resultado obtenido con el filtro derivador (primera diferencia). Fuente: Autores

La Fig. 12 contiene los datos enviados con la inclusión de la última etapa del sistema de filtrado propuesto. Se puede observar que los picos positivos mantienen la misma separación en tiempo de 0,75 segundos, comprobando los aciertos del sistema de filtrado y la fase lineal de cada filtro.

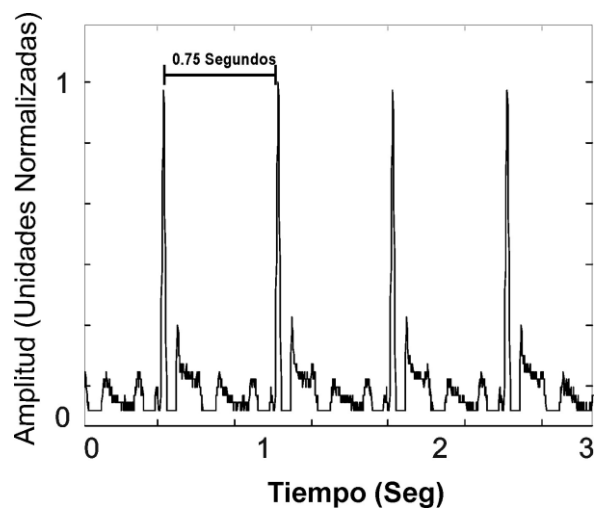


Fig. 12. Umbralización. Fuente: Autores

En el caso de la presencia de artefactos se ha realizado una prueba con el sistema de filtrado implementado. La prueba fue realizada a través de la opción del simulador de pacientes para adicionar componentes de ruido en la señal ECG generado.

Para esta prueba se ha escogido un caso de ruido provocado por movimiento muscular. El resultado obtenido se puede observar en Fig. 13, donde se puede ver el realce de la onda R en presencia de altas componentes de ruido. También se puede evidenciar que pueden existir picos de falsas ondas R.

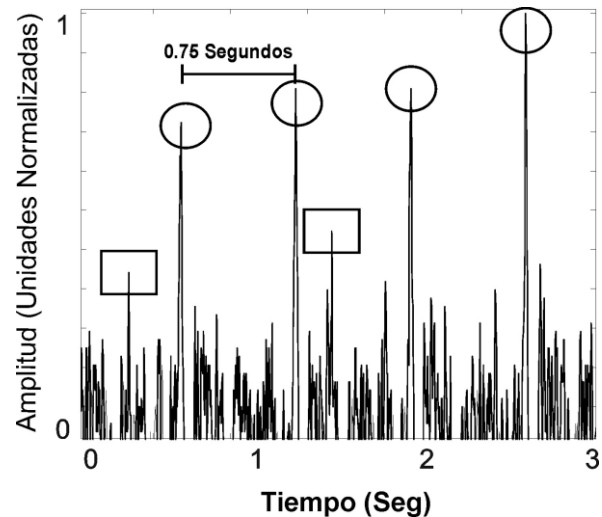


Fig. 13. Resultado obtenido con artefactos de movimiento muscular. Fuente: Autores

El resultado ilustrado en la Fig. 13 demuestra con círculos, que el sistema de filtrado tiene la capacidad de realzar los picos positivos que pertenecen a cada onda R del complejo cardiaco. Con cuadrados son señalados picos que pueden ser confundidos con falsas ondas R.

Los resultados obtenidos han permitido evidenciar el resultado conseguido a través de la implementación de un sistema basado en la combinación de tres sencillos algoritmos: promediado, derivación y umbralización. El resultado final es el realce de la onda R de la señal electrocardiográfica atenuando las componentes espectrales de las demás ondas del complejo cardiaco y de componentes de ruido. El sistema implementado, al poseer una fase lineal, permite conservar la separación en tiempo entre cada onda R. Esto facilita la cuantificación de la frecuencia instantánea de un registro ECG.

4. CONCLUSIONES

El artículo contiene los resultados obtenidos al implementar una metodología de filtrado digital en una plataforma de uso abierto basada en un dispositivo digital con arquitectura ARM. La metodología diseñada permite la integración de la plataforma digital con sistemas de acondicionamiento de señales y la exportación de datos en tiempo real hacia computadores personales con puerto USB.

Para el desarrollo del sistema de filtrado propuesto se utilizaron arquitecturas de sistemas FIR, que ofrecen la ventaja de solo usar operaciones matemáticas de baja complejidad (sumas y productos). El sistema de filtrado combina la estrategia del filtro promediador, que suaviza la señal de entrada y elimina las frecuencias por encima de 20 Hz. De manera complementaria se cuenta con el filtro derivador, que elimina las componentes de baja frecuencia, generando un realce de la onda R.

Se pudo demostrar que el proceso de la detección de la onda R del complejo cardiaco se puede resumir a una estrategia de aislar componentes en el dominio de la frecuencia que están fuera del ancho de banda de esta onda. Reduciendo el problema al diseño de filtros digitales. La señal obtenida del sistema de filtrado es el insumo principal para el diseño de sistemas para la medición del ritmo cardiaco.

El diseño basado en filtros digitales permite una solución de baja complejidad matemática que puede ser implementada en sistemas digitales de bajo consumo de energía.

En comparación con las metodologías basadas en transformadas tiempo-frecuencia, se pudo obtener un sistema que no requiere la adquisición completa de un registro ECG (5 minutos) y que en cambio proporciona una muestra de salida cada 2000 microsegundos acorde al diagrama expuesto en Fig. 7.

La metodología ha sido implementada a través de un algoritmo escrito en lenguaje

C, que ofrece la facilidad de ser exportado a diferentes tipos de plataformas informáticas. Esta característica abre las puertas para futuros trabajos dedicados a la optimización de la metodología diseñada, pruebas en otras plataformas digitales y propuestas para diseños en lenguajes de descripción de hardware.

5. AGRADECIMIENTOS

Los resultados presentados son logrados dentro del proyecto de investigación titulado: "Sistema digital para la cuantificación eficaz de la frecuencia cardiaca instantánea", patrocinado por la Unidad de Investigación de la Universidad Santo Tomás (FODEIN 2014).

6. REFERENCIAS

- [1] D. Bansal, M. Khan, and A. K. Salhan, "A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability," in *2009 International Conference on Computer and Automation Engineering*, 2009, pp. 243-246.
- [2] R. Sheth and C. Druzgalski, "Evaluation of quasi periodicity in cardiac rhythm," in *2009 Pan American Health Care Exchanges*, 2009, pp. 162-162.
- [3] L. Salahuddin, M. G. Jeong, and D. Kim, "Ultra Short Term Analysis of Heart Rate Variability using Normal Sinus Rhythm and Atrial Fibrillation ECG Data," in *2007 9th International Conference on e-Health Networking, Application and Services*, 2007, pp. 240-243.
- [4] M. Malik, *Clinical Guide to Cardiac Autonomic Tests*. Kluwer Academic Publisher, 2010, p. 424.
- [5] J. González-Barajas, E. Forero-García, and I. Marino-Martinez, "Tratamiento de Rizados en la Estimación de la Densidad Espectral de Potencia de la Señal de Ritmo Cardiaco," *Rev. UIS Ing.*, vol. 12, no. 2, pp. 17-27, Feb. 2013.
- [6] W. J. Tompkins, *Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory*, vol. 1, no. 1. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 1993.
- [7] Q. Haibing, L. Xiongfei, and P. Chao, "A Method of Continuous Wavelet Transform for QRS Wave Detection in ECG Signal," in *2010 International Conference on Intelligent Computation*

- Technology and Automation*, 2010, vol. 1, pp. 22-25.
- [8] S. Behbahani and N. J. Dabanloo, "Detection of QRS complexes in the ECG signal using multiresolution wavelet and thresholding method," in *Computing in Cardiology, 2011*, 2011, pp. 805-808.
- [9] A. Farahabadi, E. Farahabadi, H. Rabbani, and M. P. Mahjoub, "Detection of QRS complex in electrocardiogram signal based on a combination of hilbert transform, wavelet transform and adaptive thresholding," in *Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics*, 2012, pp. 170-173.
- [10] R. Mabrouki, B. Khaddoumi, and M. Sayadi, "R peak detection in electrocardiogram signal based on a combination between empirical mode decomposition and Hilbert transform," in *2014 1st International Conference on Advanced Technologies for Signal and Image Processing (ATSIP)*, 2014, pp. 183-187.
- [11] B. Narsimha, E. Suresh, K. Punnamchandar, and M. Sanjeeva Reddy, "Denoising and QRS detection of ECG signals using Empirical Mode Decomposition," in *2011 International Conference on Communications and Signal Processing*, 2011, pp. 439-442.
- [12] J. E. González-Barajas, "Threshold calculation for R wave detection in complex cardiac," *Tecno Lógicas*, vol. 17, no. 32, pp. 47-55, Feb. 2014.
- [13] F. B. Costa, C. M. S. Neto, S. F. Carolino, R. L. A. Ribeiro, R. L. Barreto, T. O. A. Rocha, and P. Pott, "Comparison between two versions of the discrete wavelet transform for real-time transient detection on synchronous machine terminals," in *2012 10th IEEE/IAS International Conference on Industry Applications*, 2012, pp. 1-5.
- [14] J. Barrero-Pérez, O. Rueda, M. Pinto-Aparicio, and J. González-Barajas, "Cardiotacómetro digital prototipo para estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca," *Rev. UIS Ing.*, vol. 2, no. 2, pp. 81-86, Feb. 2003.
- [15] P. Kumar, M. Jain, and S. Chandra, "Low Cost, Low Power QRS Detection Module Using PIC," in *2011 International Conference on Communication Systems and Network Technologies*, 2011, vol. 1, pp. 414-418.
- [16] S.-Y. Chang Chien, C.-H. Hsieh, M. P.-H. Lin, and S.-Y. Lee, "Implementation of a real-time ECG signal processor," in *2014 IEEE International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics (IEEE ISBB 2014)*, 2014, pp. 1-4.
- [17] W. Srisawat, "Implementation of real time feature extraction of ECG using discrete wavelet transform," in *2013 10th International Conference on Electrical Engineering /Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology*, 2013, pp. 1-5.
- [18] C. Xiaomeng, "A NEW real-time ECG R-wave detection algorithm," in *Proceedings of 2011 6th International Forum on Strategic Technology*, 2011, vol. 2, pp. 1252-1255.
- [19] NIH, NIBIB, and NIGMS, "PhysioNet," 2014. [Online]. Available: <http://www.physionet.org>. [Accessed: 26-Jun-2014].
- [20] Fluke, "Fluke," 2014. [Online]. Available: In. [Accessed: 26-Jun-2014].
- [21] Olimex, "Shield EKG," 2014. [Online]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-MG/open-source-hardware>. [Accessed: 26-Jun-2014].
- [22] Olimex, "Olimexino STM 32," 2014. [Online]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Duino/STM32/OLIMEXINO-STM32/open-source-hardware>. [Accessed: 26-Jun-2014].
- [23] J. G. Proakis and D. G. Manolakis, *Digital Signal Processing*, 4th ed., vol. 1. Prentice Hall, 2006, p. 1004.
- [24] Q. Fan and Y. Wang, "The real-time realization of filtering of speech with DSP TMS320VC5416 Chip," in *2010 International Conference on Educational and Information Technology*, 2010, vol. 3, pp. V3-207-V3-210.
- [25] M. Lemay, Y. Prudat, V. Jacquemet, and J.-M. Vesin, "Phase-rectified signal averaging: a useful tool for the estimation of the dominant frequency in ECG signals during atrial fibrillation," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, pp. 35-38.
- [26] S. Hargittai, "Efficient and fast ECG baseline wander reduction without distortion of important clinical information," in *2008 Computers in Cardiology*, 2008, pp. 841-844.
- [27] Y.-H. Noh, G.-H. Hwang, and D.-U. Jeong, "Implementation of real-time abnormal ECG detection algorithm for wearable healthcare," in *2011 6th International Conference on Computer Sciences and Convergence Information Technology (ICCIT)*, 2011, pp. 111-114.
- [28] D. Balasubramaniam and D. Nedumaran, "Implementation of ECG signal processing and analysis techniques in digital signal processor based system," in *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, 2009, pp. 60-63.
- [29] LefLabs, "Leflabs," 2014. [Online]. Available: <http://leflabs.com/devices/>. [Accessed: 04-Jul-2014].