

ADELANTOS EN EL DISEÑO DE PROTOTIPO ELECTROCARDIOGRÁFICO DE OCHO CANALES UTILIZANDO DSP

Orozco Gómez, Diego H., Reyes Rangel, Claudia M.

Tecnológico Pascual Bravo Institución Universitaria

Junio de 2011, diego.orozco@pascualbravo.edu.co

Resumen: En este artículo se detallan los resultados parciales obtenidos en el diseño de un prototipo electrocardiográfico digital. Dicho dispositivo posibilita, a un especialista en electrofisiología, realizar el análisis de la condición cardíaca de un paciente a partir del monitoreo de la señal vista desde ocho perspectivas diferentes. Inicialmente se presentan los filtros digitales utilizados para la detección de la señal electrocardiográfica diseñados y evaluados en Matlab; posteriormente se expone el software que se utilizará para el monitoreo y almacenamiento de las señales ECG.

Palabras clave: electrocardiógrafo, señal ECG, filtros digitales, monitoreo, gestión de bases de datos, almacenamiento.

I. INTRODUCCIÓN

El electrocardiógrafo es un equipo electromédico que permite adquirir, acondicionar y filtrar diferenciales de potenciales eléctricos generados por las células musculares del corazón, los cuales son registrados gráficamente en un examen conocido como electrocardiograma; este examen, es la clave para ayudar al personal clínico en el diagnóstico de enfermedades relacionadas con este órgano. El propósito de este trabajo es mostrar los avances obtenidos en el desarrollo de un electrocardiógrafo que le permitirá al especialista analizar la condición cardíaca de un paciente a partir del monitoreo de la señal vista desde ocho perspectivas diferentes. Para lograr este objetivo se requiere del diseño e implementación de un hardware que permita el sensado, acondicionamiento y procesamiento de los diferenciales de la señal electrocardiográfica, y un software que posibilite el monitoreo y almacenamiento continuo de estos.

Hasta el momento, el desarrollo de esta investigación ha permitido establecer los filtros digitales requeridos para eliminar los componentes no deseados que distorsionan la señal electrocardiográfica, y el software

computacional que permitirá monitorear y almacenar las señales ECG. Es importante resaltar que los filtros desarrollados fueron

elaborados utilizando las señales electrocardiográficas existentes en las bases de datos (disponibles en línea) de PhysioNet [1].

Este artículo está organizado de la siguiente manera: en la sección II se presenta el diseño de los filtros digitales, en la sección III se habla acerca del software visualizador de la actividad electrocardiográfica, posteriormente en la sección IV se muestran los resultados parciales obtenidos, y se finaliza con la sección V correspondiente a un comentario final y el trabajo futuro.

2. DISEÑO DE FILTROS DIGITALES

Para que la señal electrocardiográfica sea presentada al especialista, es necesario extraer de ella sus componentes más importantes, de tal forma que él pueda realizar un diagnóstico eficaz sobre la salud cardíaca de un paciente. Este procedimiento requiere de la implementación de filtros digitales con el propósito de focalizar el espectro de la señal ECG y eliminar las

perturbaciones que por ende ocasionan inconvenientes en la lectura de la misma.

De acuerdo con Zhang y otros [2] existen tres tipos de ruido que comúnmente contaminan la señal ECG: la interferencia de la línea de poder, el ruido de la línea de base y la interferencia de la señal electromiográfica (EMG).

A. Interferencia de la línea de poder

Esta interferencia consiste de armónicos ubicados en la frecuencia de la línea de poder que pueden ser modelados como sinusoidales o un conjunto de sinusoidales que causan distorsión en la señal ECG, (ver figura 1). De acuerdo con Friesen y otros [3] los parámetros típicos de esta interferencia son:

- Frecuencia fundamental de 60 Hz con armónicos.
- Amplitud de hasta un 50 por ciento de la amplitud pico a pico de la señal ECG.

B. Ruido de la línea de base

La deriva de la línea de base en la señal ECG puede ser representada como una componente sinusoidal que puede ser causada por la respiración o movimiento del paciente, (ver figura 2). Este tipo de ruido causa problemas en la detección de picos; por ejemplo, debido a la desviación de la señal ECG con respecto a la línea de referencia el pico de la onda T podría ser más alto que el pico de la onda R, lo cual implicaría detectar la onda T como si fuera una onda R. De acuerdo con Friesen y otros [3] los parámetros típicos de este ruido son:

- Amplitud de variación de un 15 por ciento de amplitud pico a pico de la señal ECG.
- Variación en la línea de base de un 15 por ciento de la amplitud de variación pico a pico de la señal ECG, en frecuencias comprendidas entre 0.15 y 0.3 Hz.

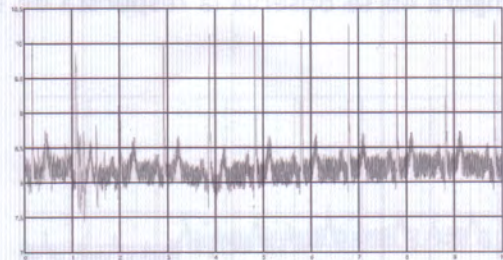


Figura 1. Señal ECG con interferencia de la línea de poder perteneciente a la base da datos de *PhysioNet*.

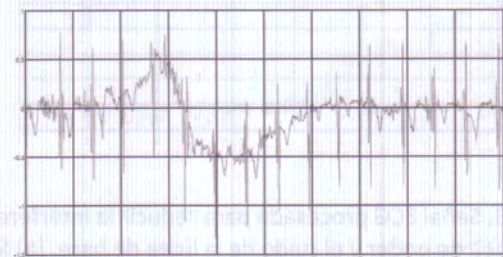


Figura 2. Señal ECG con ruido de línea de base perteneciente a la base da datos de *PhysioNet*.

Para reducir la interferencia de la línea de poder y el ruido de la línea de base, se utiliza un filtro digital de respuesta finita al impulso no recursivo (NRFIR), el cual se describe en [4]. Este filtro de fase lineal reduce el número de coeficientes de la respuesta impulsional y por tanto, disminuye el tiempo de computación involucrado en el filtrado de la señal. El filtro se diseñó y se implementó en el software computacional Matlab y se evaluó con las bases de datos ofrecidas por *PhysioNet*. En la figura 3b se observa la respuesta del filtro.

C. Filtro Pasabanda

Un filtro pasabanda es diseñado para remover las señales que no se encuentran en el espectro frecuencial de la señal ECG. El filtro desarrollado corresponde a un filtro en cascada entre un pasabajos y un pasaaltos, el cual se describe en [5]. Este filtro requiere solamente de coeficientes enteros, permitiendo que el firmware que se implemente procese la señal utilizando aritmética de números enteros, de forma tal que

la velocidad de procesamiento sea muy elevada. En la figura 4b se observa la respuesta de este filtro.

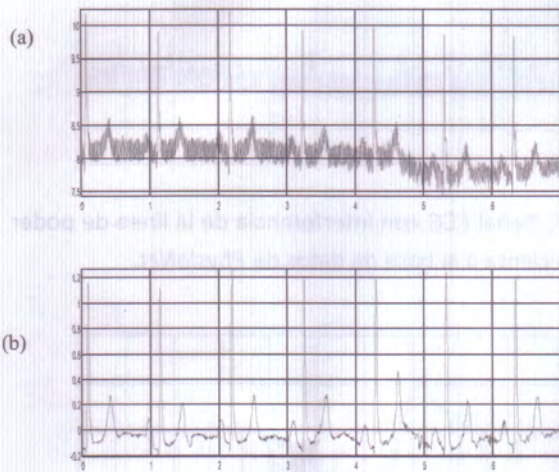


Figura 3. Señal ECG procesada para reducir la interferencia de la línea de poder y el ruido de la línea de base. (a) Señal original perteneciente a la base de datos de PhysioNet. (b) Salida del filtro NR-FIR.

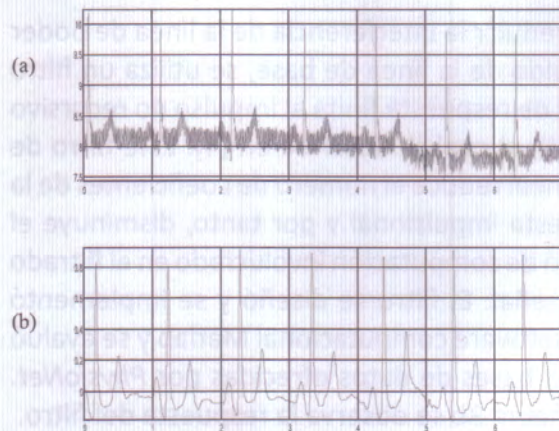


Figura 4. Resultado del algoritmo para la detección de la señal ECG.

(a) Señal original perteneciente a la base de datos de PhysioNet.
(b) Salida del filtro pasabanda.

D. Detección del complejo QRS

Todas las características requeridas de la señal ECG son extraídas a partir del filtrado de esta señal. El componente básico y esencial para la

selección de estas características es la detección del complejo QRS, un ejemplo de esto es la localización del punto R en cada pulso de la señal. A partir de la referencia del punto R, todos los otros puntos característicos en la onda son determinados.

El algoritmo utilizado para detectar el complejo QRS esta descrito en [5]. La figura 5 muestra el proceso involucrado en este análisis. Para aislar la porción de la onda donde la energía del complejo QRS es predominante, la señal es pasada a través del filtro pasabanda anteriormente enunciado; luego, la señal es llevada a un filtro derivador para obtener mayor información sobre el complejo QRS; seguidamente se filtra con una función cuadrada para hacer todos los puntos de la señal de salida del filtro derivador positivos y amplificados y, posteriormente, se determina el ancho de la ventana del complejo QRS. Se finaliza el algoritmo con la detección de los picos R de la señal ECG.

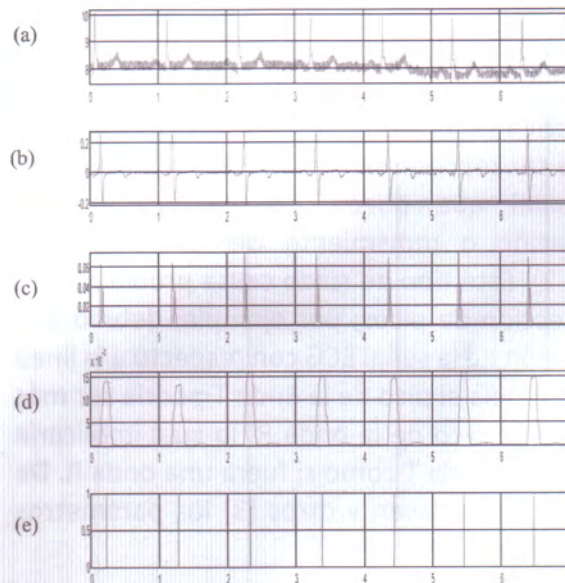


Figura 5. Resultado del algoritmo para la detección del complejo QRS. (a) Señal original perteneciente a la base de datos de PhysioNet.

(b) Salida del filtro derivador. (c) Salida del filtro función cuadrada. (d) Ancho de la ventana del complejo QRS. (e) Picos R de la señal ECG.

Una vez el pico R es detectado, es posible determinar el intervalo R-R. Este intervalo es el tiempo entre dos picos R consecutivos, y a partir de él se puede calcular el ritmo cardíaco en pulsos/min como:

Ritmo cardíaco = (60 pulsos/seg) / (intervalo R-R en seg)

3. SOFTWARE VISUALIZADOR DE LA ACTIVIDAD ELECTROCARDIOGRÁFICA

Un software computacional es requerido para monitorear la señal ECG. Este diseño se está realizando mediante el uso de las herramientas disponibles de programación libre y multiplataforma que no limitan el uso del software a los usuarios finales; para este caso se utiliza el software C# (SharpDevelop). SharpDevelop es un entorno de desarrollo integrado libre para los lenguajes de programación C#, Visual Basic .NET y Boo, y es usado típicamente por aquellos programadores de los citados lenguajes, que no desean o no pueden usar el entorno de desarrollo de Microsoft, Microsoft Visual Studio. En la figura 6 se muestra el formulario principal desarrollado en este.

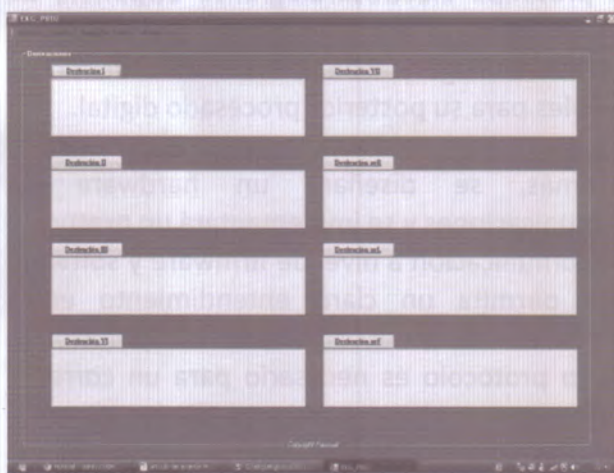


Figura 6. Diseño en SharpDevelop - Formulario principal.

El formulario principal posee ocho áreas para el monitoreo de cada una de las ocho derivaciones de la señal ECG, como se muestra en la figura 7.

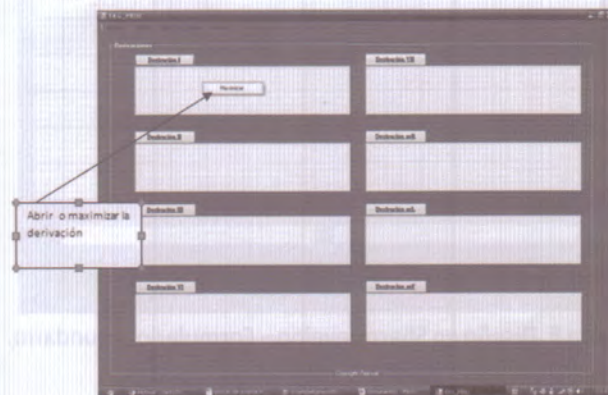


Figura 7. Diseño en SharpDevelop – Indicación del área de la derivación I.

Desde el formulario principal se pueden generar formularios secundarios correspondientes a ventanas de derivaciones maximizadas para el monitoreo y estudio independiente de cada una de ellas, según lo determine el especialista; en la figura 8 se visualiza un ejemplo de esto.

Cada formulario secundario tendrá un menú que le permitirá al especialista entre otras funciones, seleccionar el diseño más adecuado para el monitoreo del diferencial de potencial electrocardiográfico, tal como se muestra en la figura 9.

Además, el software dispondrá de una base de datos, de forma tal que el especialista pueda tener el historial clínico del paciente; para esto se debe determinar un contenedor muy robusto, se está ensayando con MSsql, SQL Server 2010 y Access 2007 para el desarrollo de su contenido. En la figura 10 se muestra el modelo de la base de datos para las señales electrocardiográficas que se tendrá presente para su diseño.

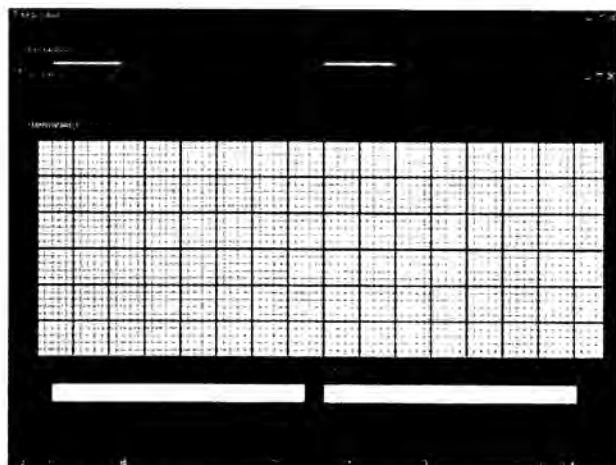


Figura 8. Diseño en SharpDevelop – Formulario secundario, derivación maximizada.

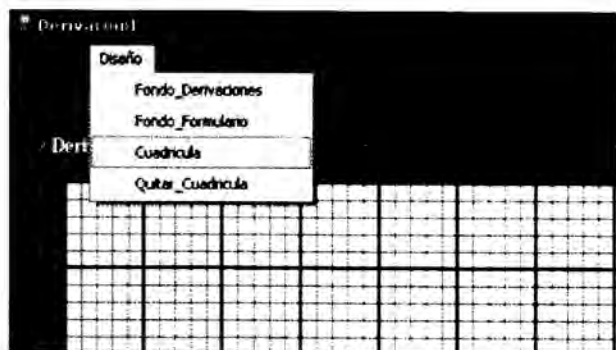


Figura 9. Diseño en SharpDevelop – Menú de diseño del formulario secundario derivación I.

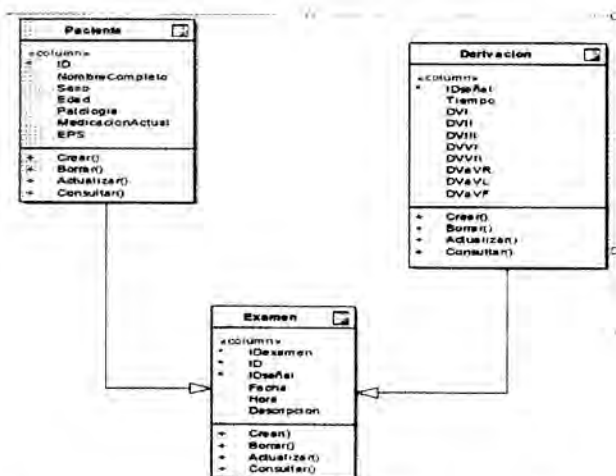


Figura 10. Diseño en Enterprise Architect – Vista de la base de datos ECG.

4. RESULTADOS

Hasta el momento, las bases de datos ofrecidas por *PhysioNet* han permitido diseñar los filtros digitales requeridos para la obtención de la señal ECG. Además, se han desarrollado en el software computacional Matlab los algoritmos con los filtros anteriormente mencionados, obteniendo un desempeño altamente satisfactorio.

El software para el monitoreo y almacenamiento de las señales electrocardiográficas se está realizando acorde a las necesidades que requiere el especialista para el control de historial, análisis y estudio de las mismas.

5. COMENTARIO FINAL Y TRABAJO FUTURO

Inicialmente se han diseñado, implementado y evaluado en el software computacional Matlab los filtros digitales necesarios para eliminar los componentes no deseados que distorsionan la señal electrocardiográfica. Con esta información se desarrollará en un procesador digital de señales un firmware que contenga los algoritmos para el filtrado y procesamiento de esta señal vista desde ocho perspectivas diferentes. Por tanto, el prototipo electrocardiográfico dispondrá de un hardware para la adquisición, amplificación, filtrado análogo y acondicionamiento de dichas señales para su posterior procesamiento digital.

Además, se diseñará un hardware de comunicaciones y se implementará un protocolo de comunicación a nivel de firmware y software que permita un claro entendimiento entre el hardware y el software computacional; dicho protocolo es necesario para un correcto monitoreo y almacenamiento de las diversas señales electrocardiográficas.

REFERENCIAS

Autores

- [1] PhysioBank ATM, 2010. Disponible en:
<http://www.physionet.org/cgi-bin/ATM>
- [2] Fei Zhang, Ying Wei, and Yong Lian. Efficient QRS Detection in Wearable ECG Devices for Body Sensor Network. En *Proceedings of the 5th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, in conjunction with The 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors The Chinese University of Hong Kong, HKSAR, China. June 1-3, 2008*. pp. 289-292
- [3] Gary M. Friesen, Thomas C. Jannett, Manal Afify Jadallah, Stanford L. Yates, Stephen R. Quint, and H. Troy Nagle. A comparison of noise sensitivity of nine QRS detection algorithms, En *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, Vol. 37 N° 1, January 1990. pp. 85-98.
- [4] J. A. Van Alsté and T. S. Schilder. Removal of base-line wander and power line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps. En *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, Vol. BME-32, N° 32, December 1985. pp. 1052-1060.
- [5] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins. A Real-Time QRS Detection Algorithm. En *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, Vol. BME-32, N° 3, March 1985. pp. 230-236.

Orozco Gómez, Diego H., es docente e investigador del Tecnológico Pascual Bravo Institución Universitaria. Ha realizado estudios en Ingeniería en Instrumentación y Control. Sus áreas de interés son acondicionamiento y procesamiento de señales y bioseñales.

E-mail: diego.orozco@pascualbravo.edu.co

Reyes Rangel, Claudia M., es investigadora del Tecnológico Pascual Bravo Institución Universitaria. Ha realizado estudios en Tecnología en Informática. Sus áreas de interés son lenguajes de programación dirigidos a la Web, bases de datos y administración de redes de datos.

E-mail: clarey21@hotmail.com