

Área: Bioingeniería

Eje: Procesamiento de señales cardiacas

“DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE ARRITMIAS CARDIACAS EN PACIENTES DE ALTO RIESGO, A PARTIR DEL REGISTROS ECG”

Autor: Carlos Rubén Dell’Aquila (carlos.dellaquila@unsj.edu.ar). **Becario** CICITCA categoría estudiante avanzado. **Facultad de Ingeniería**, Departamento *de Electrónica y Automática*.

1. Resumen

1.1 Instrucción

En este trabajo se ha desarrollado un algoritmo para la detección de arritmias cardiacas, adecuado para implementarse en chips microcontroladores de muy bajo consumos, destinado al monitoreo ambulatorio de pacientes.

El trabajo del becario se desarrolló en el marco del proyecto PICT-O-UNSJ-2009-0027 denominado “Estudio, diseño e implementación de un sistema inalámbrico de monitoreo ambulatorio de señales biomédicas en pacientes de alto riesgo”, cuyo investigador responsables es el Dr. Ing. Eric Laciari Leber, quien se desempeña como director del becario.

1.2 Objetivos

A partir de la detección de latidos cardiacos determinar la presencia de arritmias con el menor porcentaje de error posible.

Obtener un algoritmo de baja carga computacional para poder implementarlo en microcontroladores de muy bajo consumo energético y trabajar en tiempo real.

1.3 Metodología

La labor comenzó con el estudio de las características mas relevantes de las señales electrocardiográficas (ECG). Luego se procedió a la búsqueda de otros trabajos en que se abordaran la misma temática.

El desarrollo del algoritmo se llevo a cabo en el entorno de programación MatLab, debido a las facilidades que ofrece para el procesamiento de señales digitales.

En primera instancia se diseñó el algoritmo en diagrama de flujo y luego se escribió el código MatLab correspondiente, trabajando con los datos igual como se hace en un microcontrolador.

Para validar el algoritmo se utilizaron registros de señales ECG de una base de datos gratuita que además provee “marcas” realizadas por médicos que indican la presencia de los latidos normales y los que presentan anomalías.

1.4 Palabras claves

ECG, arritmia, procesamiento digital

2. Ponencia

2.1 Introducción a la problemática

La causa de muerte más común en pacientes con afecciones coronarias es la arritmia cardíaca. Es un trastorno del ritmo cardíaco en el que hay contracción descoordinada de los músculos de los ventrículos de corazón. Esto hace que tiemblen en lugar de contraerse adecuadamente.

En la Figura 1 se puede observar un registro de señal cardíaca con latidos normales. El ritmo cardíaco es constante y está bien definido.

La Figura 2 muestra un registro de señal ECG anormal. El ritmo cardíaco es irregular y es difícil identificar el comienzo y final de un latido cardíaco.



Figura 1: Latidos cardíacos normales.

El intervalo RR es la distancia entre las ondas RR pertenecientes a dos latidos cardíacos sucesivos y refleja la duración total de un ciclo cardíaco. La variabilidad de este intervalo representa una medida de la variabilidad del ritmo cardíaco y su estudio resulta muy significativo para el diagnóstico de diversas patologías cardíacas.

Un algoritmo que mida la frecuencia cardíaca debe en primer lugar detectar la presencia de las ondas R, para luego medir el tiempo entre dos ondas R y así obtener la frecuencia. Las ondas Q, R y S conforman lo que se denomina el complejo QRS y representa la porción de mayor amplitud del ECG. En el algoritmo se tiene en cuenta estos aspectos.

2.3 Algoritmo de detección

El algoritmo diseñado en este trabajo se basa en el detector de complejos QRS introducido por Pan y Tompkins (1985). El mismo es adecuado para usar en microcontroladores debido a que trabaja en tiempo real y con filtros digitales sencillos de diseñar e implementar.

La Figura 4 es una representación gráfica del algoritmo de detección y el resultado de cada etapa.

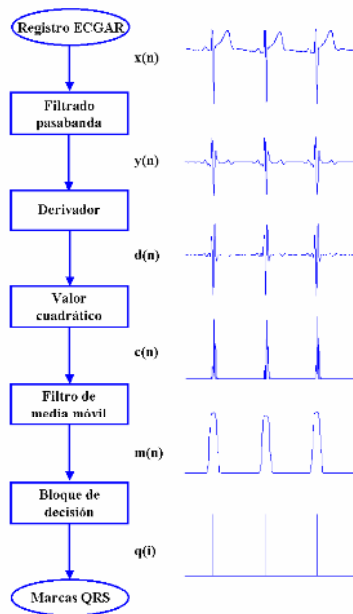


Figura4: Algoritmo de detección de complejos QRS

En primer lugar, la señal ECG pasa por un filtro pasa banda, para reducir las componentes de baja frecuencia del ECG, la interferencia de la línea eléctrica, parte del ruido muscular que provocan potenciales constantes y de baja frecuencia. Las frecuencias de corte de este filtro esta en el orden de los 5Hz para la frecuencia de corte inferior y los 25Hz para la de corte superior.

Luego la señal es diferenciada para amplificar el complejo QRS y atenuar componentes de baja frecuencia que no hayan sido atenuadas en la etapa anterior. El siguiente paso consiste en elevar al cuadrado los datos así se trabajan con todos datos positivos y nuevamente se amplifican las componentes del complejo QRS.

A continuación, se realiza un promedio de los datos tomados de a una cierta cantidad que depende de la cantidad de muestras por segundo que se toma del ECG. Esto se denomina filtrado de media móvil y se obtiene una señal semejante a un pulso rectangular que coincide temporalmente con el complejo QRS. La Figura 5 muestra el pulso obtenido.

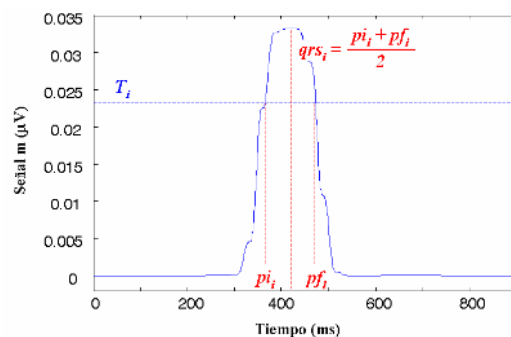


Figura 5: Pulso a la salida del filtro de media móvil

El bloque de decisión consiste en detectar el inicio y final de ese pulso rectangular para luego a través del promedio temporal inferir el instante en que ocurre la onda R. El inconveniente que se presenta es en fijar un umbral de detección para detectar el instante que se produce el inicio y final del pulso. Este es el punto mas crítico porque la amplitud del pulso puede variar de un momento a otro, por lo tanto el umbral se debe ir adaptando a la señal. Para esto diferentes autores adoptan diversos criterios.

Un criterio consiste en ir actualizando el umbral con cada latido siguiendo la siguiente regla recursiva (Laciar, 2004).

$$T_i = 0.7 * T_{i-1} + 0.3 * (0.7 * P_{i-1}) \quad (\text{ec.3.1})$$

Donde T_i es el umbral que se usará en la detección del i -ésimo latido, T_{i-1} es el umbral empleado en el latido anterior, y P_{i-1} es el valor máximo en el intervalo correspondiente al latido anterior a la salida del filtro de media móvil. El umbral para el primer latido ($i=1$) se elige como el 70% del valor máximo durante los dos primeros segundos del registro.

Esta técnica puede mejorarse si se utilizan dos umbrales de detección, uno que sea un porcentaje del representado e.c. 3.1.

Si bien parece una técnica bastante adecuada y en las pruebas realizadas ha dado muy buenos resultados, presente el inconveniente que no se adapta rápidamente a cambios bruscos en la señal de salida del filtro de media móvil. Esto provoca que muchos latidos no sean detectados. En la Figura 6 se observa lo expresado anteriormente. Las marcas de color rojo es el pulso identificado por médicos y las color negro es la detección que hace el algoritmo diseñado.

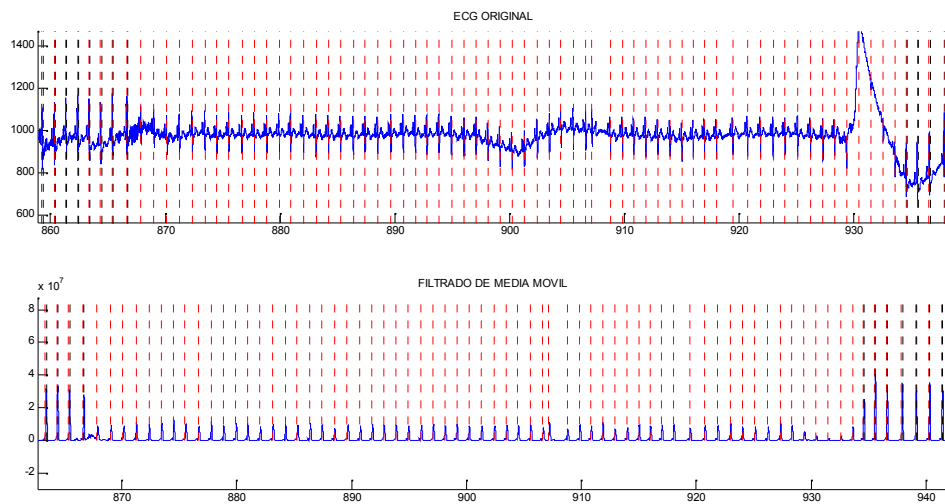


Figura 6: Detector con umbral de máximo de pulso

Otra técnica y de la cual se obtuvo mejores resultados, consiste en ir registrando el valor máximo de la señal en ventanas temporales de corta duración (250ms aproximadamente). Luego se agrupan los últimos treinta valores y se calcula la mediana.

El valor que se obtiene sirve para ajustar el valor del umbral. El sentido físico de esta técnica es ajustar el umbral en base a la energía que tiene la señal a la salida del filtro de media móvil.

Al ser un algoritmo de detección muy sensible, una baja relación de señal a ruido puede provocar falsas detecciones. Esto se soluciona imponiendo restricciones temporales a las marcas detectadas. Como es por ejemplo que la frecuencia cardiaca no puede variar dentro de cierto porcentaje de un latido a otro. Este porcentaje se ha fijado una 35% para latidos por debajo y un 180% por arriba de la frecuencia cardiaca instantánea. La Figura 7 muestra el desempeño del detector con umbral fijado por energía de la salida del filtro de media móvil.

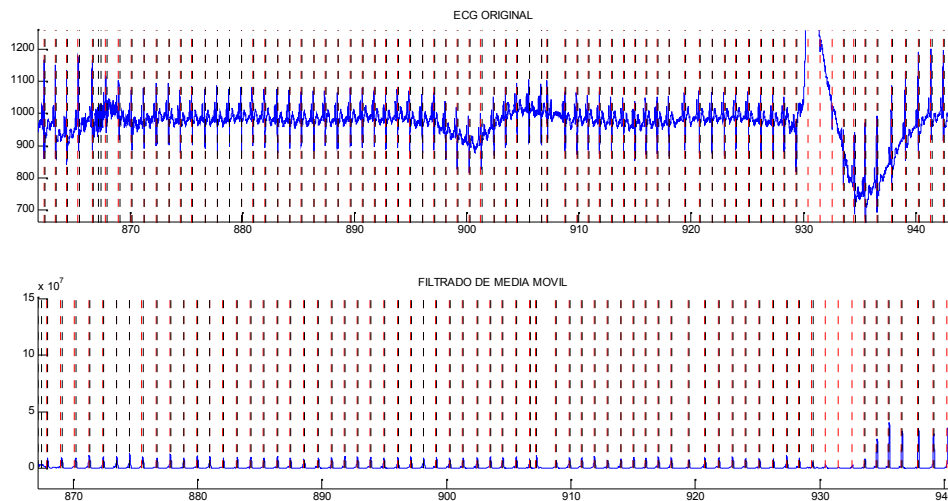


Figura 7: Detector con umbral fijado por energía de la señal

Como se dijo anteriormente la técnica de fijar el umbral a través de energía es la más efectiva y es la que se utiliza en el algoritmo.

Una vez detectados los pulsos el algoritmo mide el tiempo transcurrido entre dos pulsos y analiza los valores de la frecuencia cardiaca. Concretamente, que la frecuencia no este por encima de los 200Hz, y además que tenga un ritmo regular dentro de un cierto rango.

2.4 Resultados

El algoritmo de detección ha sido evaluado cualitativamente en diferentes registros ECG obtenidos de las bases de datos que proporciona gratuitamente Physionet¹. Puntualmente fueron utilizados registros con arritmia y con alto contenido de ruido, de la base de datos MIT-BIH².

El análisis cualitativo, en este caso, consiste en hacer una inspección visual de los registros ECG, junto con la salida del filtro de media móvil, las marcas realizadas por profesionales médicos y las marcas de la detección del algoritmo. Esto permite evaluar su desempeño en ciertas situaciones, para realizar los ajustes necesarios.

Algunos de los registros seleccionados para evaluar el desempeño han sido tomados como referencia de otros trabajos sobre la temática. Se puso particular atención en los inconvenientes que presentaban las soluciones que proponían.

2.5 Conclusiones

Si bien aun el algoritmo se encuentra en etapa de ajuste y validación, los resultados obtenidos son satisfactorios. Se ha logrado un algoritmo capaz de detectar ECG con diversas distorsiones y niveles de energía.

Un obstáculo que aun queda resolver es la degradación de la señal ECG por altos niveles de ruido electromiográfico, producidos por la actividad física de cuerpo humano durante la adquisición del ECG y que dificulta la detección de latidos.

De acuerdo a como se ha planteado el algoritmo la carga computacional es baja y adecuada para implementarse en un chip microcontrolador. La cantidad de operaciones que realiza por cada muestra nueva de ECG son reducidas y básicas.

La siguiente etapa es la realización del algoritmo en lenguaje de programación C, para luego implementarlo en el microcontrolador MSP430BT5190 de la empresa Texas Instruments.

¹ Physionet, www.physionet.org

² En inglés *Massachusetts Institute of Technology - Beth Israel Hospital*. MIT-BIH Arrhythmia y MIT-IH noise stress

2.6 Bibliografía

Para el desarrollo del siguiente trabajo se consulto la siguiente bibliografía.

1. Eugene N. Bruce (2000), “Biomedical Signal Processing and Signal Modeling”.
2. Pan J., Tompkins W.J. (1985), “A real-time QRS detection algorithm”, IEEE Trans. Biomed. Eng., 32: 230-236.
3. Apuntes de Cátedra de la asignatura “Complementos de Bioinstrumentación” a cargo profesor Dr. Ing. Eric Laciari Leber, que se dicta en la Carrera de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de San Juan.
4. Max E Valentinuzzi (2004), “Understanding The Human Machine”, World scientific Publishing.
5. Dr. Ing. Eric Laciari Leber (2004), Tesis doctoral “Tecnicas temporales espectro-temporales de señal promediada y latido a latido en ECG de alta resolución”