

MEDICIÓN DE INTERVALOS TEMPORALES EN LA SEÑAL ECG UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET

Measurement of time intervals in the ECG signal using Wavelet Transform

RESUMEN

Este documento presenta la metodología para la medición de intervalos temporales de interés en la señal electrocardiográfica, partiendo de los datos recolectados mediante un dispositivo móvil de adquisición y almacenamiento tipo Holter.

PALABRAS CLAVES: ECG, intervalos, RR, QT, Holter, Wavelets.

ABSTRACT

This document presents the methodology for measuring time intervals of interest in the electrocardiographic signal, according to data collected through a mobile device acquisition and storage of Holter.

KEYWORDS: ECG, intervalos, RR, QT, Holter, Wavelets.

JORGE HERNANDO RIVERA

Ingeniero Electrónico, M. Sc.
 Profesor Asociado
 Universidad Tecnológica de Pereira
 j.rivera@utp.edu.co

EDISON DUQUE

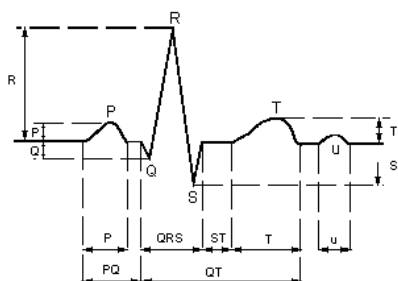
Ingeniero Electrónico, M. Sc.
 Profesor Asociado
 Universidad Tecnológica de Pereira
 eduke@utp.edu.co

LUIS ENRIQUE AVENDAÑO

Ingeniero Electrónico, M. Sc., Ph. D. (c)
 Profesor Titular
 Universidad Tecnológica de Pereira
 leavenda@utp.edu.co

1. INTRODUCCIÓN

El electrocardiograma o ECG es una representación gráfica de las fuerzas eléctricas que trabajan dentro del corazón. Durante el ciclo cardíaco de bombeo y llenado, un patrón conocido de pulsos eléctricos cambiantes refleja exactamente la acción del corazón. Estos pulsos pueden ser recogidos a través de electrodos pegados a la superficie del cuerpo. La actividad del corazón representada por ondas características puede así ser evaluada instantáneamente en un monitor o ser impresa sobre un papel milimetrado para su estudio posterior [1].



	Amplitud
Onda P:	0.25 mV
Onda R:	1.60 mV
Onda Q:	25 % R
Onda T:	0.1 – 0.5 mV

	Duración
P-R:	0.12 – 0.20 s
Q-T:	0.35 – 0.44 s
S-T:	0.05 – 0.15 s
P:	0.11 s
QRS:	0.09 s

Figura 1. Señal electrocardiográfica y sus intervalos.

En nuestro caso particular, la señal ECG se adquiere mediante un dispositivo móvil de adquisición y almacenamiento, para luego ser transferida a una computadora donde se realiza el análisis y la medición de los intervalos mediante la transformada Wavelet (TW).

2. DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO DE LA SEÑAL ECG

Una versión portátil de electrocardiógrafo esta en uso desde 1961, el registro Holter, mediante el cual se puede registrar el electrocardiograma de una persona durante las 24 horas del día. El paciente conecta los electrodos al cuerpo y por medio de cables conectores se registra la señal electrocardiográfica en un dispositivo de grabación; al cabo de uno o dos días, el médico estudia el registro para determinar que sucede en el corazón del paciente. Tradicionalmente estos equipos utilizan cintas magnéticas para almacenar la señal tomada, con los inconvenientes que esto conlleva como baja capacidad de almacenamiento, posibilidad de ruido en la señal almacenada, deterioro de las cintas por hongos, trabajar con equipos obsoletos, etc.

En la actualidad, se busca desarrollar dispositivos tipo Holter con sistemas de almacenamiento de estado sólido

(semiconductor), con lo cual se pueden obtener mayores capacidades de almacenamiento, mayor velocidad en la transferencia de datos y menor tamaño del equipo terminado. Esto se ha logrado gracias a que se han hecho grandes desarrollos en los dispositivos de procesamiento de información como son los microprocesadores, microcontroladores, arreglos lógicos programables FPGA's, dispositivos lógicos programables PLD's, procesadores digitales de señal DSP's, memorias tipo Flash, etc. Algunos de estos dispositivos permiten implantar algoritmos de compresión de datos en tiempo real haciendo que el requerimiento de capacidad de memoria sea más pequeño, teniendo como principal inconveniente su valor comercial.

El uso de memorias digitales de estado sólido (tipo Flash por ejemplo) para almacenar la señal electrocardiográfica permite obtener grandes capacidades de almacenamiento, bajos costos, posibilidad de transferir los datos tomados a una computadora fácilmente, posibilidad de transmitirlos vía celular, entre otros, además de permitir la construcción de equipos mucho más modernos y precisos, libre de interferencias en los datos ya almacenados.

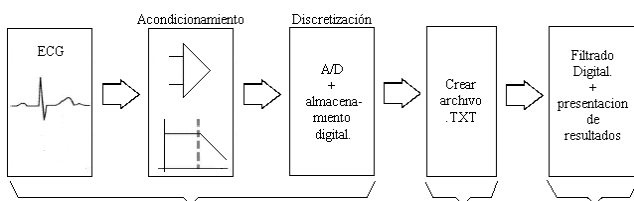


Figura 2. Diagrama en bloques del dispositivo de adquisición y almacenamiento.

El dispositivo diseñado para el presente estudio utiliza un microcontrolador PIC16F877 como elemento central, la conversión Analógico a Digital es de 12 bits con un convertidor ADS7812, se tiene un amplificador de aislamiento AD210 el cual brinda seguridad al paciente, amplificador de instrumentación INA121, almacenamiento de los datos en una memoria Flash tipo MMC con lo cual se obtiene una gran capacidad de almacenamiento y la interfaz de comunicación con la computadora es del tipo serial RS-232. En la figura 2 se muestra el diagrama de bloques del equipo.

En el circuito se incluyeron un filtro pasabajos para eliminar ruido de alta frecuencia (con corte en 50Hz), filtro rechaza-banda calculado para eliminar la señal de 60Hz y filtro pasa altos para eliminar señales de muy baja frecuencia con corte en 0,05Hz. La respuesta de los filtros se muestra en la figura 3.

Los datos almacenados en la memoria Flash se trasladan a la computadora mediante una interfaz serial RS-232, allí se reciben como un archivo de texto y posteriormente se procesan en Matlab mediante el software realizado

para filtrar digitalmente y para encontrar las ondas características de la señal P, Q, R, S y T.

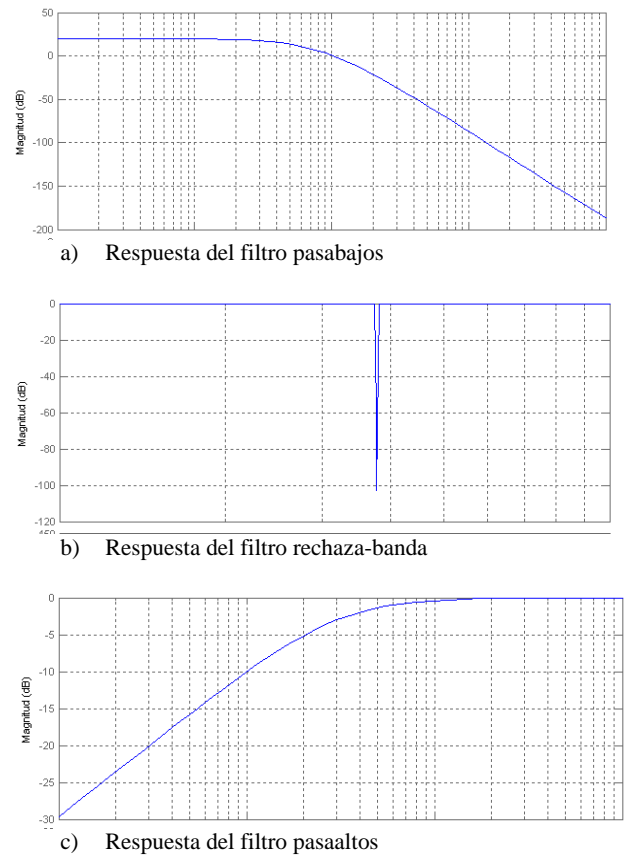


Figura 3. Respuesta de los filtros analógicos

Al encontrar estos picos en la señal se pueden medir las distancias entre ellos, para obtener valores de interés como la duración entre picos R, es decir el intervalo RR que permite calcular la frecuencia cardíaca, el intervalo QT, que permite realizar diagnósticos de potenciales arritmias, etc.

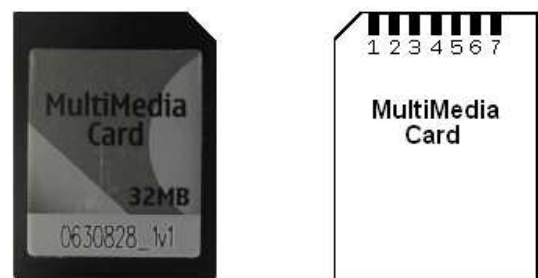


Figura 4. Memoria MMC utilizada para almacenar los datos

3. SOFTWARE DE FILTRADO DE LOS DATOS

Adicional al filtrado analógico que se realizó en el circuito de adquisición de la señal, también se realiza un filtrado digital a los datos almacenados. Este filtrado

permite corregir las posibles interferencias indeseadas que hayan quedado en la señal de ECG

Para mostrar los resultados obtenidos con el software de filtrado y análisis de los datos se utilizan dos señales de prueba, la primera es la señal 106 tomada de la base de datos del MIT-BIH (*Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital*), la segunda es una señal tomada con el dispositivo tipo Holter que se ha diseñado. Esto se hace para tener una comparación efectiva al utilizar una señal conocida y que es ampliamente utilizada en las pruebas de software en todo el mundo.

Para hacer el filtrado que elimina la señal de línea base se hace una descomposición de la señal original utilizando una *wavelet Daubechies*, con lo cual se obtienen por aparte los coeficientes de aproximación y los de detalle [2]. Siendo los primeros los que corresponden a las frecuencias bajas de la señal, y son eliminados al hacer la reconstrucción de la señal.

Para eliminar el ruido de alta frecuencia lo que se hace es eliminar los coeficientes de detalle que corresponden a las frecuencias altas de la señal.

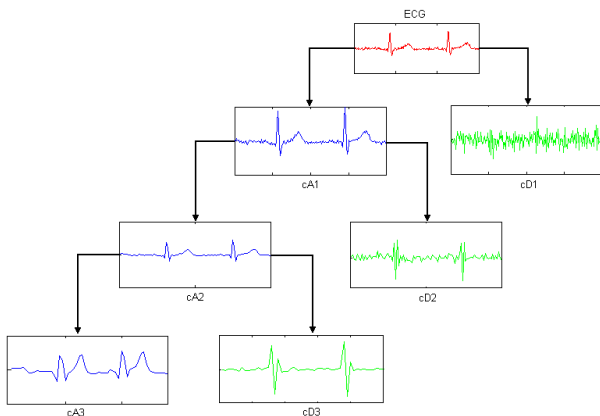


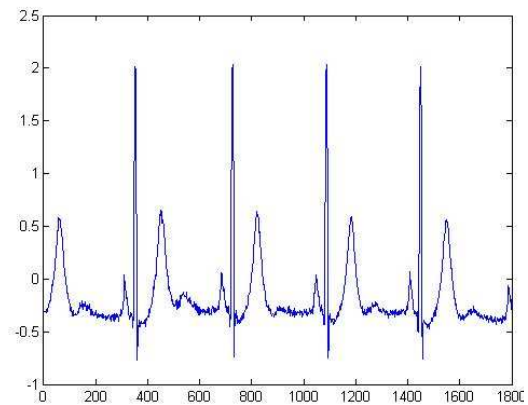
Figura 5. Efecto de la descomposición wavelet.

Para presentar los resultados del software de filtrado se muestran en la figura 6 las dos señales probadas, la primera corresponde a la señal 106 de la base de datos MIT-BIH, la segunda a una señal tomada con el dispositivo de adquisición y almacenamiento a un joven de 22 años. Posteriormente en la figura 7 se muestran las señales ya filtradas, nótese la mejora en la claridad de la señal.

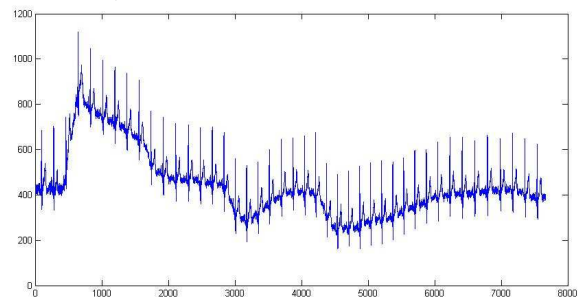
4. SOFTWARE PARA LA DETECCIÓN DE LAS ONDAS CARACTERÍSTICAS

Después de tener la señal ECG filtrada, se aplica la transformada wavelet continua (CWT) ya que permite tener la señal en diferentes escalas, las cuales son utilizadas en la detección de las ondas características.

De esta forma, se buscan los pares de módulos máximos que corresponden a la onda R, para determinar el pico se

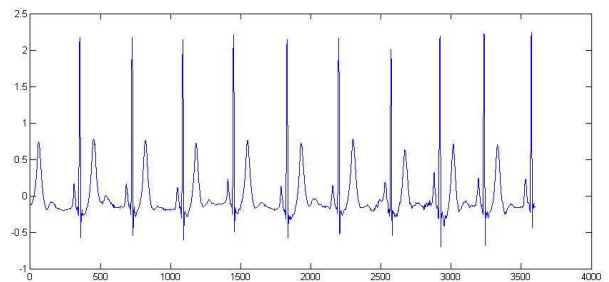


a) Señal 106 de la base de datos MIT-BIH en su forma original.

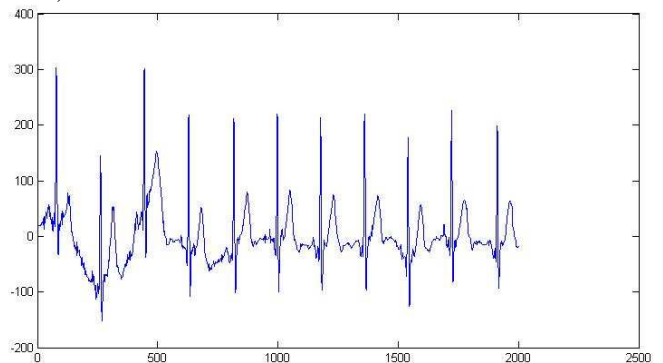


b) Señal tomada con el dispositivo de adquisición y almacenamiento en su forma original

Figura 6. Señales originales a ser filtradas



a) Señal 106 de la base de datos MIT-BIH filtrada



b) Señal tomada con el dispositivo de adquisición y almacenamiento luego de filtrada

Figura 7. Señales filtradas utilizando descomposición

Wavelet (son las mismas de la figura 6 ya filtradas) buscan un par de módulos máximos de signo opuesto, y el cruce por cero entre ellos nos determinan la ubicación de la onda R.

Para la detección de la onda Q se toma una ventana de 120 ms hacia atrás del pico R y para la onda T una ventana de 200ms hacia adelante del pico R.

Con las funciones utilizadas obtenemos la distancia entre picos R, lo cual nos da la frecuencia cardíaca, como se verá en las figuras siguientes. También obtenemos vectores que indican la localización de los picos R, Q y T. De esta forma la medición de los tiempos se lleva a cabo tomando en cuenta la posición de la muestra en el vector y la frecuencia de muestreo. Para el caso de la señal del MIT-BIH la señal de muestreo es de 360 y para el dispositivo tipo Holter de 250.

Con los vectores obtenidos realizamos las medidas de los tiempos RR, QT y QTc (QT corregido). Este último correspondiente a la fórmula de Bazzet y que en algunos casos resulta de gran interés para los médicos ya que la presencia de un intervalo QT prolongado es una patología bastante riesgosa para el paciente.

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (\text{fórmula de Bazzet})$$

En la figura 8 se puede observar que la escala 2 de la wavelet gaussiana serviría para encontrar los picos R y la escala 16 para hallar las ondas T, por ejemplo.

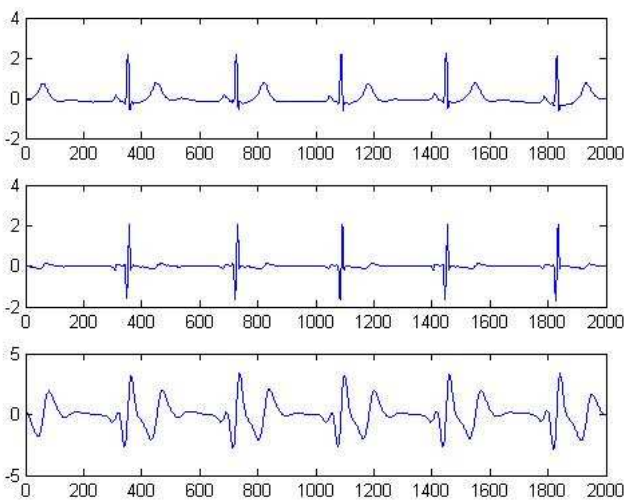
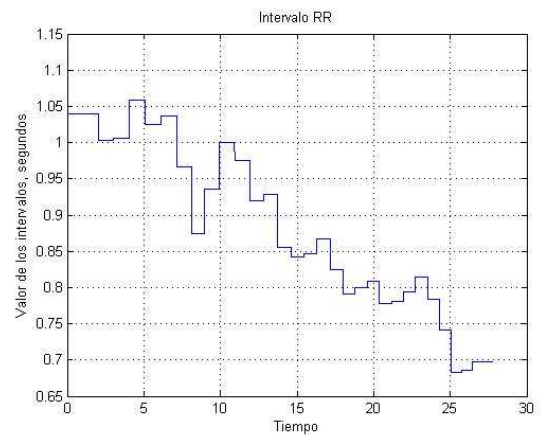
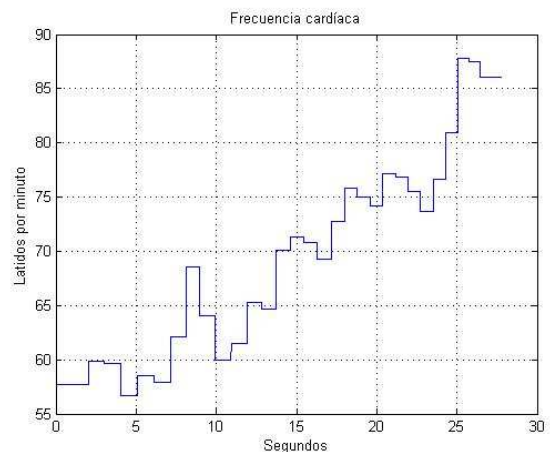


Figura 8. Comparación de diferentes escalas de la wavelet Gaussiana.

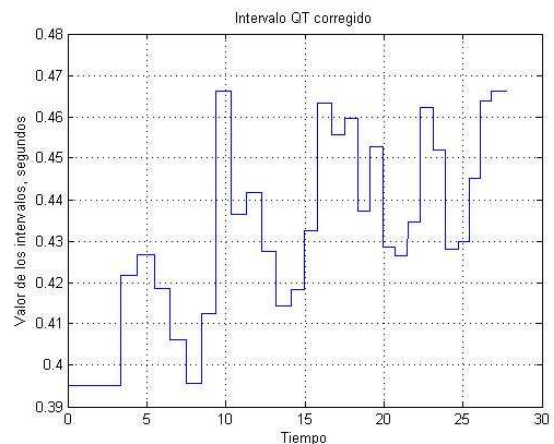
Utilizando entonces las técnicas mencionadas se calculan las distancias entre los picos de interés, por ejemplo entre picos R para hallar la frecuencia cardíaca, entre los picos Q y T para medir el intervalo QT y el intervalo QT corregido. En la figura 9 se muestran los resultados obtenidos para la señal 106 de la base de datos del MIT-BIH y en la figura 10 los resultados obtenidos para la señal tomada con el dispositivo de adquisición y almacenamiento a un joven de 22 años.



a) Intervalo RR

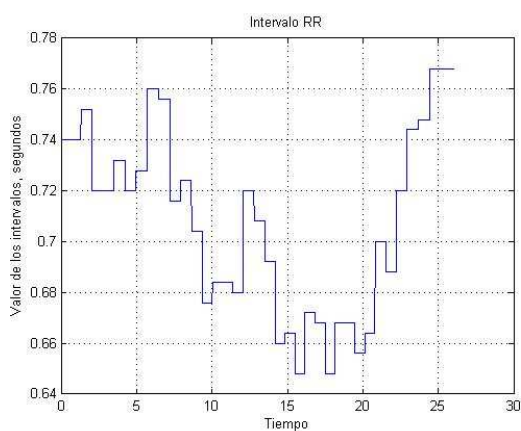


b) Frecuencia cardíaca

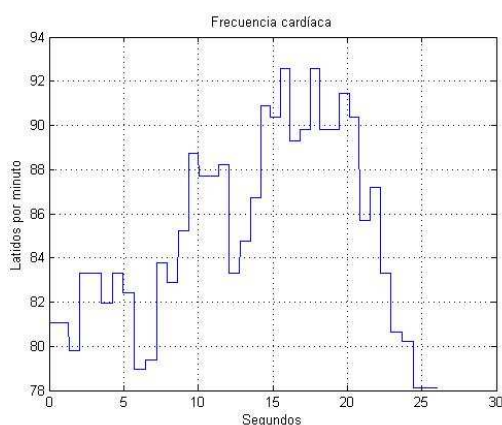


c) Intervalo QT corregido

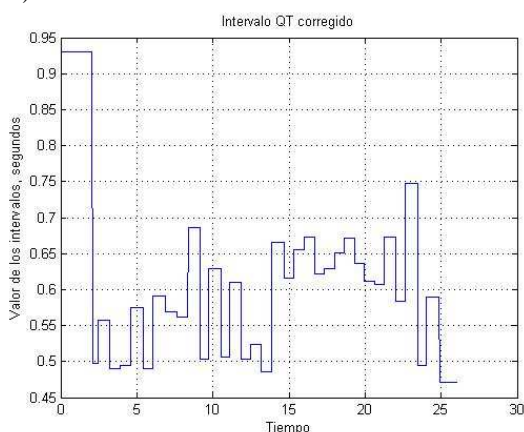
Figura 9. Resultados obtenidos con la señal de prueba 106 de la base de datos MIT-BIH



a) Intervalo RR



b) Frecuencia cardíaca



c) Intervalo QT corregido

Figura 10. Resultados obtenidos con la señal tomada con el dispositivo de adquisición y almacenamiento a un joven de 22 años

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El diseño del dispositivo tipo Holter permite capturar la señal electrocardiográfica en un dispositivo de almacenamiento digital de última generación. Esto permite almacenar señales electrocardiográficas de larga duración que pueden ser analizadas posteriormente mediante software en MATLAB.

Se cuenta con algoritmos que permiten reducir las diferentes perturbaciones que afectan el análisis de la señal electrocardiográfica, como es el caso de la umbralización y la descomposición multinivel que ofrece la transformada wavelet.

La transformada wavelet utilizada como herramienta de análisis permite detectar características importantes de la señal electrocardiográfica como es el caso de las duraciones RR necesarias para visualizar la evolución del ritmo cardíaco en el tiempo, detección del complejo QRS, del intervalo QT, etc.

Las señales de ECG fueron depuradas del ruido causado por interferencia de la red y desviación de línea de base con la aplicación de la descomposición multinivel que ofrece la transformada wavelet y así se comprobó su utilidad en el suavizado de la señal al utilizar únicamente los coeficientes de aproximación en la reconstrucción de la misma.

En la obtención del inicio y final de las ondas Q y T en ocasiones no se tuvo gran exactitud, debido a las fuertes influencias de interferencia de la red (alta frecuencia), línea base, y/o a la muy pequeña amplitud de las mismas.

Para la continuidad de este trabajo se recomienda como desarrollo futuro:

- Desarrollar un sistema automatizado de clasificación de arritmias cardíacas utilizando los registros almacenados por dispositivos tipo Holter.
- Construcción de un prototipo de Holter con un reloj de tiempo real que permita registrar el instante de tiempo en que se comienza a almacenar la señal electrocardiográfica. Esto permite registrar la señal electrocardiográfica en diferentes instantes del día y hacer un análisis más sistematizado en la detección de arritmias cuando estén ocurriendo determinados síntomas.

6. BIBLIOGRAFÍA

[1] Jorge Muñoz Marí. Compresión de ECG en tiempo real con el DSP TMS320C25. Tesis de licenciatura, Universidad de Valencia, 1997.

[2] Juan Diego Pulgarín Giraldo. Regularización Mediante Modificación Discreta de Señales ECG Perturbadas. Trabajo de grado, Universidad Nacional Colombia – Sede Manizales, 2004.

Referencias consultadas:

- [3] B. F. Giraldo. Contribución al diagnóstico automático de arritmias cardíacas basado en el código Minnesota. PhD thesis, Instituto de Cibernética, Universidad Politécnica de Cataluña, Cataluña, 1996.
- [4] D. Cuesta. Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas. PhD thesis, Valencia, 2001.
- [5] Luís Enrique Llamosa Rincón. Diseño de canales para la detección de biopotenciales. Universidad Tecnológica de Pereira, 2005.
- [6] PhysioNet. Frequently Asked Questions about PhysioNet. <http://www.physionet.org/faq.shtml>.
- [7] Hoja de datos del amplificador de aislamiento AD210.
http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/AD210.pdf
- [8] Enrique Company-Bosch. ECG front-end design is simplified with microconverter.
<http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/37-11/ecg.html>.
- [9] Hoja de datos del amplificador de instrumentación INA121P.
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>.
- [10] Hoja de datos del amplificador de instrumentación AD620.
<http://www.analog.com/en/prod/0,2877,AD620,00.html>
- [11] hoja de datos del circuito integrado TL084CN.
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tl084.pdf>.
- [12] Hoja de datos del microcontrolador PIC16F873A-I.
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39582b.pdf>.
- [13] Hoja de datos del convertidor ADS7812P.
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ads7812.pdf>
- [14] MultimediaCard Specification. Samsung Electronics Co., LTDA.
<http://www.samsung.com/Products/Semiconductor/FlashCard/MMC/index.htm>.
- [15] Particle MMC Card Reader.
<http://www.hcilab.org/projects/particles/particles-mmc.htm>
- [16] Hoja de datos del circuito integrado MAX232A.
<http://www.ladyada.net/techproj/Atmex/MAX232,232I.pdf>.
- [17] D.Cuesta, “Revisión de Métodos y Algoritmos para el Tratamiento de Señales Electrocardiográficas”, Trabajo de Investigación, departamento DISCA, PV, Junio 99.
- [18] A. Koski, M. Juhola y M. Meriste, “Syntactic Recognition of ECG Signals by Attributed Finite Automata”, Pattern Recognition, Vol. 28, Núm. 12, pp. 1927- 1940, 1995.
- [19] P. Trahanias y E. Skordalakis, “Syntactic Pattern Recognition of the ECG”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence”, Vol. 12, Núm. 7, pp. 648-656, Julio 1990.
- [20] D.L. Donoho, “De-Noising by Soft-Thresholding”, Technical Report, Dept. of Statistics, Stanford University, 1996.
- [21] H. Inoue y A. Miyazaki, “A Noise Reduction Method for ECG Signals Using the Dyadic Wavelet Transform”, IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E81-A, Núm. 6, pp. 1001-1007, Junio 1998.
- [22] M. Martínez, E. Soria, A. Rosado, J. Francés, R. Magdalena, J. Muñoz, y A.J. Serrano, “Eliminación de las Oscilaciones de la Línea Base en Registros de Electrocardiografía Fetal”, CASEIB 98, pp. 81-83, 1998.
- [23] P. Laguna, “Nuevas Técnicas de Procesado de Señales Electrocardiográficas: Aplicación a Registros de Larga Duración”. Tesis Doctoral. Instituto de Cibernética de Cataluña. Octubre, 1990.