

# HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA EL ANÁLISIS DE LA FRECUENCIA CARDÍACA INSTANTANEA.

**Johann A. Nieto C.**

Universidad SantoTomás, Bogotá D.C., Cundinamarca, Colombia, johannnieto@usantotomas.edu.co

**Cristian C. Velandia C.**

Universidad SantoTomás, Bogotá D.C., Cundinamarca, Colombia, cristianvelandia@usantotomas.edu.co

**Javier E. González B. (Tutor)**

Universidad SantoTomás, Bogotá D.C., Cundinamarca, Colombia, javiergonzalezb@usantotomas.edu.co

## ABSTRACT

Heart rate is a parameter calculated through the acquisition of digital electrocardiographic (ECG) signal. This parameter contains information and it can be used to diagnose diseases of the cardiovascular and nervous systems. This paper presents the results of the design and implementation of a computer tool developed under the Matlab GUIDE graphical environment for the acquisition, filtering and detection of the R wave of the ECG signal for measuring the instantaneous heart rate.

**Keywords:** Electrocardiogram, R wave, digital filtering, software interface.

## RESUMEN

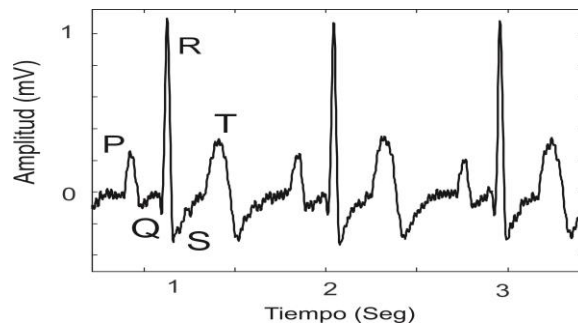
La frecuencia cardíaca es un parámetro calculado a través de la adquisición en formato digital de una señal electrocardiográfica (ECG). Este parámetro contiene información que puede ser utilizada para el diagnóstico de enfermedades del sistemas cardiovascular y nervioso. Este trabajo presenta los resultados del diseño e implementación de una herramienta informática desarrollada bajo el ambiente gráfico GUIDE de Matlab para la adquisición, filtrado y detección de la onda R de la señal ECG para la medición de la frecuencia cardíaca instantanea.

**Palabras claves:** Electrocardiograma, onda R, filtrado digital, Interfaz gráfica.

## 1. INTRODUCCIÓN

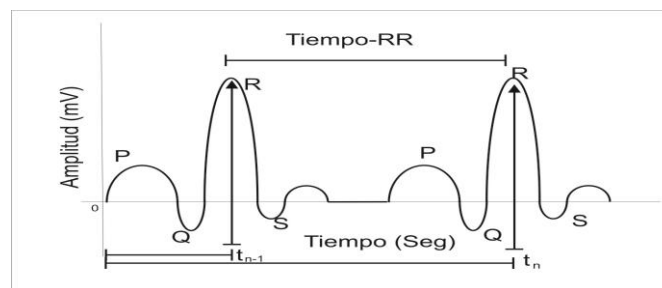
El electrocardiograma (ECG) es una señal eléctrica que permite analizar el comportamiento del corazón. Cada componente de la señal ECG o complejo QRS describe una etapa de cada movimiento producido por el corazón durante el proceso de compresión y dilatación que permite llevar la sangre a los diferentes sistemas del cuerpo humano. La figura 1 describe las diferentes ondas que componen la señal ECG.

Dentro del complejo QRS se destaca onda R, que corresponde al pico positivo de mayor amplitud en la señal ECG. El tiempo entre cada onda R (Tiempo R-R) permite el establecer el valor de la frecuencia cardíaca instantanea (Guyton, 2007). Debido a que se ha demostrado que el tiempo entre ondas R no es estable, es necesario tener en cuenta que la frecuencia cardíaca presenta una variabilidad y que su medición puede aportar información del estado del sistema cardiaco y también del comportamiento del sistema nervioso autónomo (Bansal,2009).



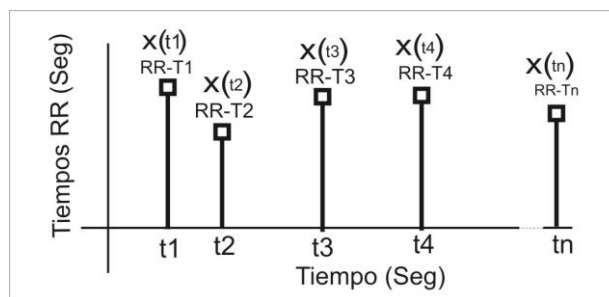
**Figura 1: Señal ECG y las ondas que componen el Complejo Cardíaco.**

El valor de la frecuencia cardíaca instantánea puede ser estudiado a través de los diferentes valores del Tiempo RR entre cada latido calculados durante la adquisición de una señal ECG. La figura 2 contiene un ejemplo gráfico del valor del Tiempo RR calculado a través de dos ondas R consecutivas.



**Figura 2: Tiempo RR estimado a través de la señal ECG.**

Con los valores de Tiempo RR tomados de la señal ECG se genera un arreglo de datos que es denominado la señal de ritmo cardíaco (ver figura 3). Esta señal puede ser analizada a través de índices estadísticos (dominio del tiempo) y por medio de medidas extraídas en el cálculo del espectro (dominio de la frecuencia) (Nague et al, 2010).



**Figura 3: Señal de Ritmo Cardíaco.**

Los diferentes índices estadísticos que son calculados en el dominio del tiempo a partir de la señal de ritmo cardíaco, pueden ser observados en la figura 4. Estos valores permiten estudiar las tendencias de variación de la frecuencia cardíaca durante diferentes pruebas ejecutadas en pacientes (Malik, 1998).

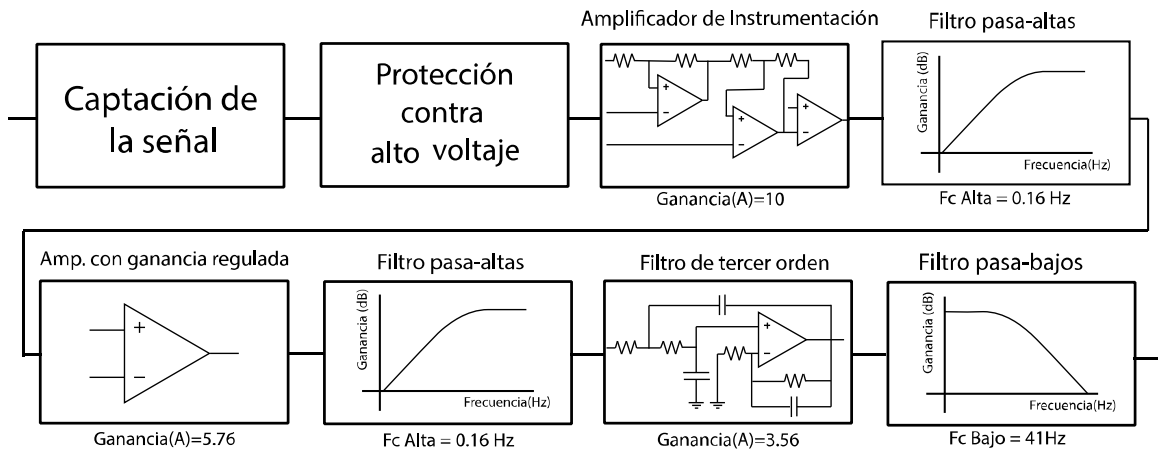
VARIABLE	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	FÓRMULA
SDNN	ms	Desviación estandar de los intervalos RR.	$\sigma_{RR} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR(i) - \bar{RR})^2}$
RMSSD	ms	Raíz cuadrada del promedio se la suma de las diferencias entre intervalos RR adyacentes.	$RMS_{difRMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR(i))^2}$
NN50	n	Número de pares de intervalos RR adyacentes cuya diferencias es de más de 50 ms.	$(RR(i) - RR(i+1)) > 50 \text{ ms}$
pNN50	%	Porcentaje del conteo de NN50 de todos los intervalos RR: (conteo de Nn50/conteo total de los intervalos RR)x100.	$\% (RR(i) - RR(i+1)) > 50 \text{ ms}$

**Figura 4: Índices estadísticos**

Este trabajo contiene el resultado del diseño e implementación de una estrategia para adquirir la señal electrocardiográfica libre de ruido para evitar distorsiones que puedan causar error en la cuantificación de la frecuencia cardiaca integrado a una interfaz gráfica (Nikolic, 2013). Posterior al proceso de filtrado se podrán encontrar los resultados obtenidos al implementar una herramienta informática para generar la señal de ritmo cardiaco que permite medir y cuantificar las variaciones de la frecuencia cardiaca. Este parámetro se calcula a través del filtrado y detección de la onda R mediante herramientas estadísticas como la umbralización y el histograma dando así un método alternativo para el análisis de datos correspondientes al sistema cardiovascular para un uso médico, que permite evaluar el funcionamiento adecuado del corazón, diagnosticar problemas y enfermedades, evaluar el rendimiento físico entre otros.

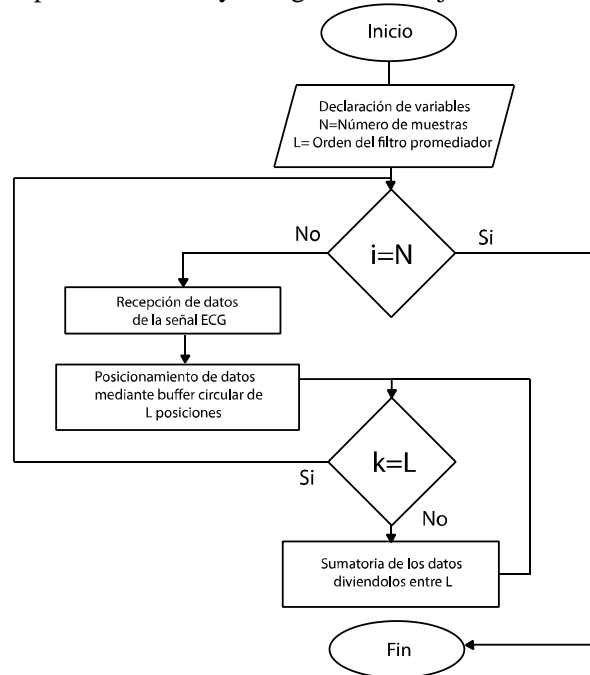
## 2. MÉTODO

El proyecto realizado contempló el diseño e implementación de diferentes etapas para la adquisición y tratamiento digital de la señal ECG. Como fuente de señal de prueba fue utilizado un simulador de paciente de referencia *ProSim2* del fabricante *Fluke*. Este dispositivo fue utilizado para tener una señal de referencia con frecuencia cardíaca conocida y para evitar la realización de pruebas con sujetos humanos. Esta referencia se tomó de 80 latidos por minuto (BPM). El simulador de paciente fue conectado a un sistema de amplificación y filtrado de referencia SHIELD EKG/EMG del fabricante *OLIMEX®* (Olimex, 2014). La figura 5 ilustra el diagrama de bloques del circuito contenido en el sistema de amplificación, que está compuesto por una etapa que contiene un amplificador de instrumentación y filtros analógicos con frecuencias de corte entre 0,16 y 40 Hz.



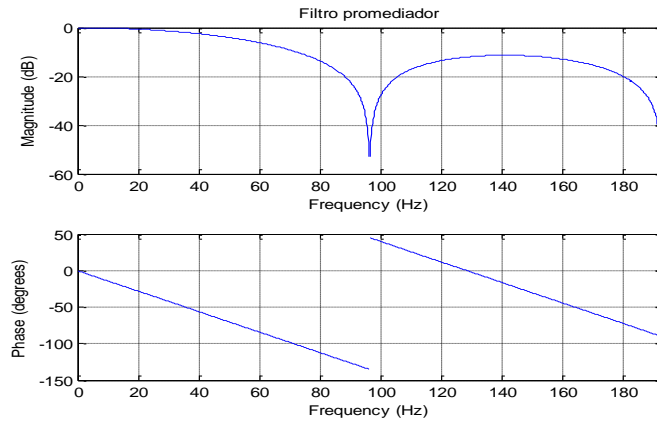
**Figura 5: Diagrama de bloques del sistema de amplificación.**

El sistema de amplificación es conectado a la plataforma comercialmente conocida como *WIRING®* la cual está orientada para el desarrollo de programas para micro-controladores *Atmel®* (Barragán, 2014). En la plataforma digital fue implementado un filtro promediador cuyo diagrama de flujo está descrito en la figura 6.



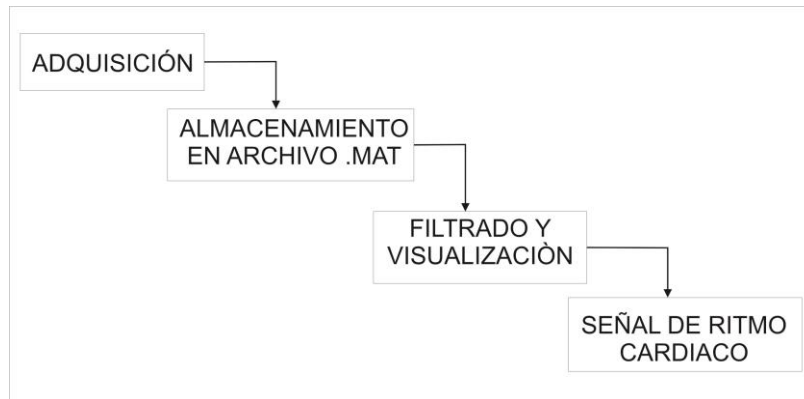
**Figura 6: Diagrama de flujo Filtro promediador.**

El filtro promediador permite obtener una señal ECG en formato digital con una frecuencia de muestreo de 385Hz. El filtro implementado es un filtro de tipo F.I.R. de orden 4 el cual suaviza la señal haciendo un promedio entre la muestra de entrada y 4 muestras anteriores (Proakis, 2007). Para efectos prácticos el algoritmo cuenta con un buffer circular el cual recibe tramas de 4 datos de la señal de análisis con el fin de evitar un vector de datos inicial que permita promediar la primera muestra que se adquiriera. Se escoge este filtro de bajo orden para eliminar ruidos de altas frecuencias. La respuesta en frecuencia del filtro F.I.R. diseñado se puede apreciar en la Figura 7. La respuesta en frecuencia permite observar que el filtro actúa como pasa bajas con frecuencia de corte aproximada de 20Hz y elimina totalmente las frecuencias altas (Weeks, 2011).



**Figura 7: Respuesta en frecuencia del filtro promediador.**

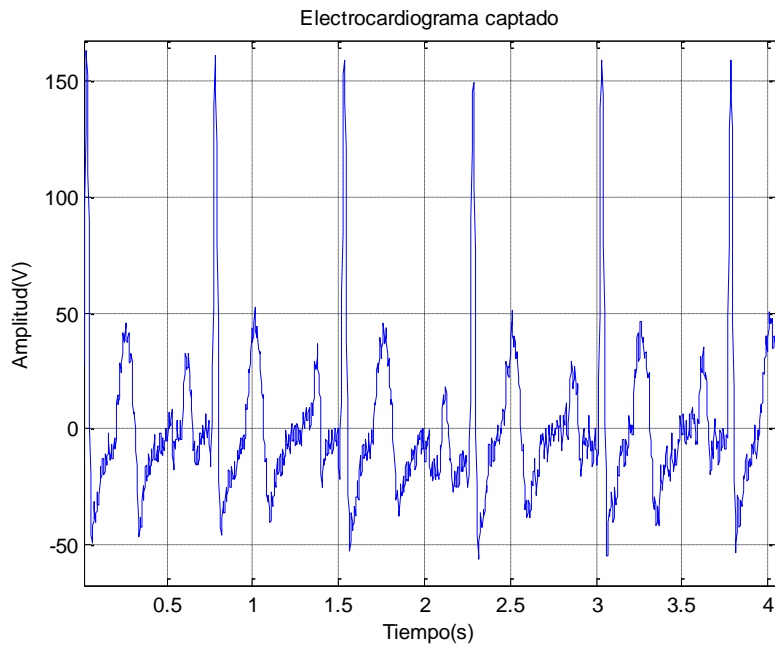
El sistema basado en microcontrolador e implementado en la plataforma WIRING, proporciona un arreglo de datos que contiene la señal ECG en forma discreta. Estos datos son enviados a un computador personal a través del puerto USB. Con la finalidad de poder controlar la recepción, almacenamiento y tratamiento digital de los datos en el Computador personal, se ha diseñado una interfaz gráfica diseñada en la herramienta GUIDE del asistente matemático Matlab®. En la interfaz gráfica se realizan diferentes procesos que son descritos en el diagrama de bloques de la figura 8.



**Figura 8: Proceso ejecutado por la interfaz gráfica.**

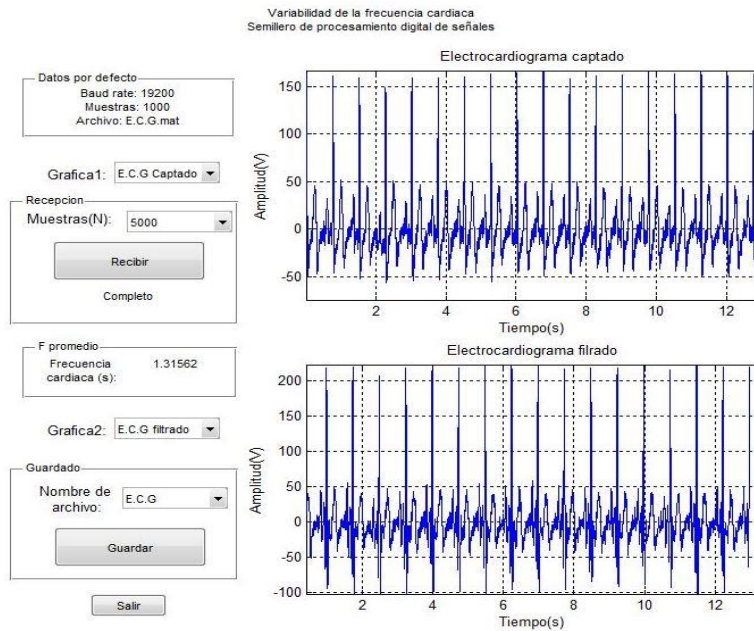
### 3. RESULTADOS.

La implementación del sistema de adquisición permitió obtener una señal E.C.G que fue adquirida desde un simulador de paciente. Este método evitó la realización de pruebas en seres vivos. El resultado del proceso de adquisición como se puede ver en la figura 9.



**Figura 9: Señal adquirida por el sistema de adquisición.**

La señal proporcionada por el sistema de adquisición es tomada por la interfaz gráfica diseñada con la herramienta GUIDE de Matlab® ( ver Figura 10). El panel frontal contiene diferentes opciones para mostrar la señal ECG adquirida y su versión filtrada. También se pueden ver las opciones de configuración para la adquisición de datos, cantidad de muestras y almacenamiento de la señal.



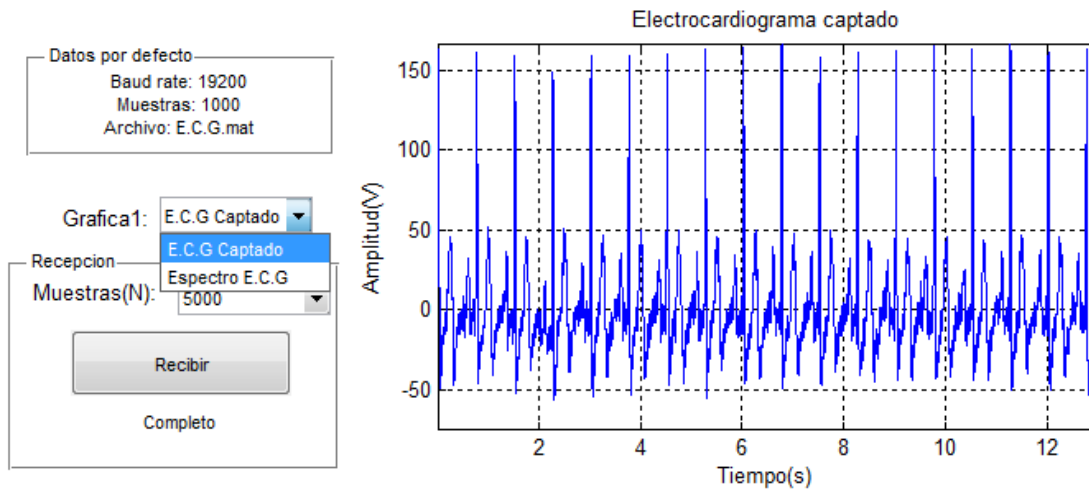
**Figura 10: Interfaz gráfica de la herramienta informática.**

El panel frontal posee un selector que permite seleccionar el número de muestras el cual es equivalente a una cantidad de tiempo determinada. Para este diseño se implementó un valor máximo de 16000 muestras que equivalen a aproximados 40 segundos de señal (Figura 11).



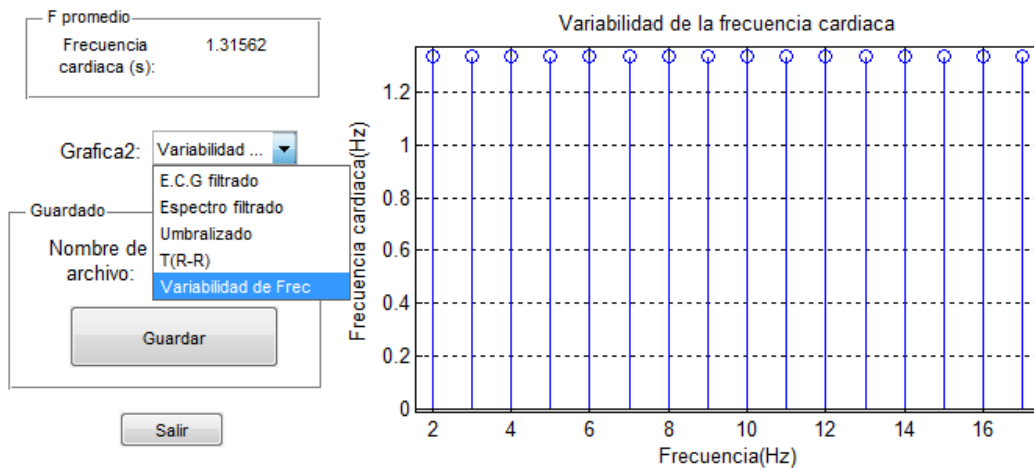
**Figura 11: Selector de muestras, botón de recepción y valores por defecto.**

Para establecer una comunicación entre el dispositivo de adquisición y el computador, fue necesario establecer una comunicación de tipo serial con una velocidad de 19200 baudios. Este valor de velocidad fue seleccionada luego de varias pruebas que demostraron que es óptimo para captar una aceptable cantidad de datos sin que se vea afectada la comunicación entre ambos dispositivos. La interfaz posee un par de selectores de imagen los cuales pueden alternar entre diferentes graficos que muestran la señal filtrada (Figura 12).



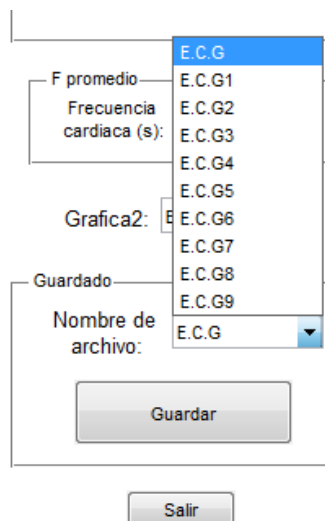
**Figura 12: Selector de imagen para Señal ECG adquirida y filtrada.**

La señal de ritmo cardiaco puede observarse en la otra opción de selector de imagen. Como ejemplo se encuentra la figura 13.



**Figura 13: Selector de imagen para cuadro N°2.**

Finalmente tiene un boton de guardado y un selector de nombres para los archivos que permiten guardar diferentes señales captadas en archivos de extension “.mat” (Figura 14). Para efectos practicos de visualizacion se tienen 2 secciones que permiten graficar y dar salida a la señal captada asi como tambien un espacio que calcula la frecuencia cardiaca promedio en segundos.



**Figura 14: Selector de nombre para almacenar archivo.**

#### 4. CONCLUSIONES.

Las herramientas informáticas permiten automatizar diversos procesos para proporcionar datos que son de utilidad en el análisis del desempeño de los sistemas fisiológicos del ser humano. En este artículo se pudo



evidenciar la utilidad de una herramienta informática con interfaz gráfica que permite que un computador personal pueda conectarse con un dispositivo externo para la adquisición y almacenamiento de una señal electrocardiográfica.

## 5. AUTORIZACIÓN Y AGRADECIMIENTOS.

Los resultados obtenidos en este trabajo fueron logrados dentro del proyecto de investigación “SISTEMA DIGITAL PARA LA CUANTIFICACIÓN EFICAZ DE LA FRECUENCIA CARDIACA INSTANTÁNEA”. Este proyecto cuenta con fondos patrocinados por el programa Jóvenes Investigadores de la Universidad Santo Tomás, Colombia. Los fondos fueron aprobados en la convocatoria FODEIN 2014, capítulo 4, semilleros de investigación.

## REFERENCIAS

- Guyton, A. (2007); Hall, J., “Textbook of medical physiology,” 11th ed., Pp. 103-108.
- Bansal, D. (2009); Khan, M.; Salhan, A.K., "A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability," Computer and Automation Engineering, 2009. ICCAE '09. International Conference on , vol., no., pp.243,246, 8-10 March 2009.
- Nagae, Daisuke; Mase, A.(2010), "Measurement of heart rate variability and stress evaluation by using microwave reflectometric vital signal sensing," Review of Scientific Instruments , vol.81, no.9, pp.094301,094301-10, Sep 2010.
- Malik, M (1998). Clinical Guide For Autonomic Test. Springer, USA. 1998. pp149.
- Nikolic-Popovic, J.; Goubran, R. (2013), "Impact of motion artifacts on Heart Rate Variability measurements and classification performance," Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on , vol., no., pp.156,159, 4-5 May 2013.
- Olimex (2014). Shiel- EKG- EMG- Open Source Hardwae Board. In [http://: www.olimex.com](http://www.olimex.com). Consultado en Feb 12 de 2014.
- Barragan H (2014). Plataforma Wiring. In <http://: wiring.org.co>. Consultado en Feb 12 de 2014.
- Proakis J, Manolaki D (2007). Tratamiento Digital de Señales. Pearson Prentice Hall, España 2007. pp589.
- Weeks, M (2011). Digital signal processing Using MATLAB and wavelets, Jones and BartlettFecha Ed, USA 2011. pp 10 – 20.
- Moore, H (2007). Matlab para Ingenieros. Pearson, USA, 2007.pp 30 – 40.