

# SISTEMA PARA EL PROCESAMIENTO Y VISUALIZACION DE SEÑALES CARDIACAS

Wilmer H. Rojas, Jadir G. Acuña, Jhon F. Herrera,  
Jaime A. López

Ingeniería Electrónica, Semillero De Investigación, Grupo Gama, Universidad Del Quindío  
gama@uniquindio.edu.co

## Resumen

En este trabajo se realiza la descripción del diseño e implementación de un sistema para la adquisición, procesamiento y visualización de la señal cardiaca, para ello fue necesario diseñar las etapas de adquisición y procesamiento de la señal basadas en diferentes técnicas de preamplificación, amplificación, filtrado análogo y digital. Finalmente se realizó una interfaz gráfica con C++ Builder y posteriormente una eliminación de ruido basada en la técnica de Denoising con la transformada Wavelet Discreta con el objetivo de obtener una señal identificable y comparable a las obtenidas en la actualidad por los electrocardiógrafos estandarizados.

**Palabras clave:** Adquisición, Denoising, ECG, Procesamiento, Señal cardiaca, Visualización, Wavelet.

## I. INTRODUCCIÓN

El corazón es el órgano más importante del cuerpo humano. Este es muy propenso a sufrir enfermedades, que en muchos casos pueden originar la muerte de la persona, pues según estadísticos se ha demostrado que en los países en vía de desarrollo el 78% de las muertes absolutas se han originado por patologías cardiovasculares y en Latinoamérica 31 de 35 países presentan como principal causa de muerte las enfermedades cardiovasculares.

Es por estas razones que el monitoreo de la señal cardiaca se ha convertido en la principal herramienta para diagnosticar y evitar dichas anomalías que afectan el corazón. Para ello se utiliza una herramienta electrónica llamada electrocardiógrafo (ECG) cuya función es registrar la señal cardiaca en papel o visualizarla en una pantalla LCD o en un PC, este tipo de señales son afectadas por ruido proveniente de ondas electromagnéticas, la red eléctrica, los ruidos acoplados de otros dispositivos,

las contracciones musculares y la respiración y el contacto entre el electrodo y la piel.

Su funcionamiento general puede ser descrito con el diagrama de bloques de la figura 1.

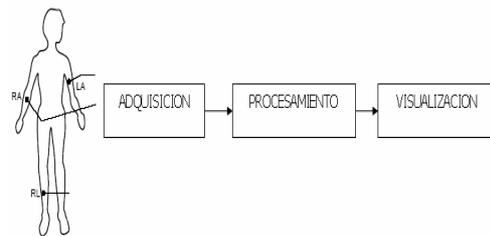


fig. 1 Diagrama de bloques básico de un ECG

## II. DESCRIPCION DEL PROYECTO:

El sistema implementado consta de las siguientes etapas (fig2):

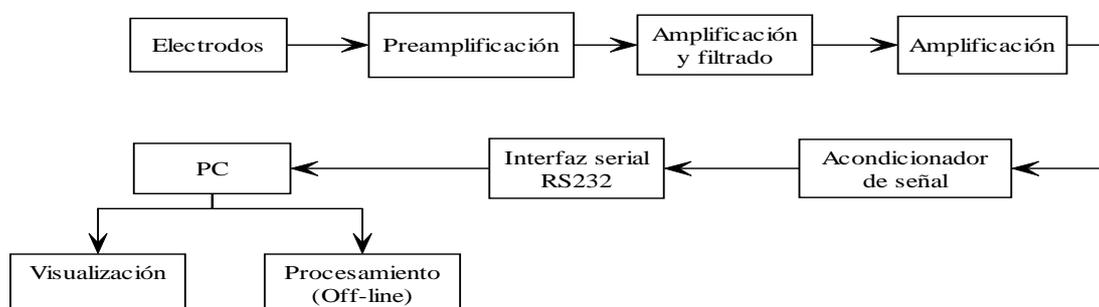


fig. 2: Diagrama de bloques del sistema

## A. Adquisición de la señal:

Se utilizaron electrodos de tipo Ag/AgCl como sensores para adquirir la señal, utilizando tres derivaciones: brazo izquierdo, brazo derecho y pie derecho, con las cuales se puede obtener una señal que permite observar los picos típicos P, Q, R, S y T presentes en la señal cardiaca (fig 3). Luego se diseñaron diferentes etapas con el propósito de tener una señal con poco ruido y debidamente amplificada. A continuación se presenta la descripción de cada una de estas etapas.

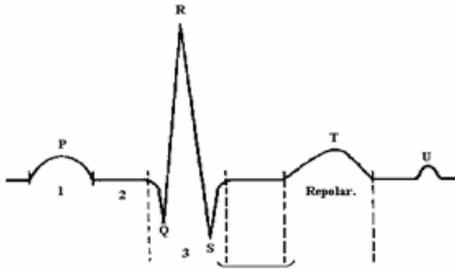


Fig. 3: Señal típica ECG

**1. Preamplificación:** La señal obtenida inicialmente con los electrodos es aplicada a un amplificador de instrumentación (AI) AD620AN, con una realimentación de la derivación del pie derecho (que además ayuda a mejorar el CMRR del AI) utilizando un amplificador operacional OP97FPZ (fig 4). Ambos amplificadores son integrados de Analog Devices. La ganancia de esta etapa es de 8 y las características del amplificador de instrumentación son las siguientes:

Alta precisión, bajo costo, excelente desempeño de DC: CMRR >> 100dB, para  $f$  cercanas a 1Khz, voltaje offset máximo de  $50\mu\text{V}$ , baja entrada de corrientes parásitas (1 nA máximo), bajo voltaje de ruido a la entrada ( $0.28\mu\text{V}$  en las frecuencias de 0.1Hz~10Hz).<sup>[1]</sup>

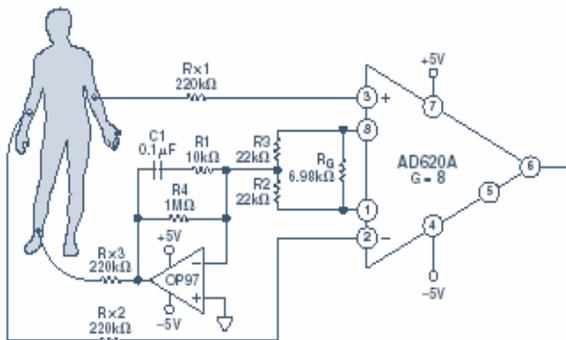


Fig.4: Etapa de preamplificación

**2. Amplificación y filtrado análogo:** Se diseñaron dos filtros de tipo Butterworth orden 4, (cuya característica principal es que tanto la banda de paso como la de rechazo son planas, garantizando de esta manera una alta selectividad en el filtrado) un filtro pasaltos (fig 5) con frecuencia de corte de 0.02Hz obtenido a partir de la ecuación 1 con una ganancia de 6.3 (ecuación 2) y uno pasabajos (fig 6) con frecuencia de corte de 100Hz obtenido a partir de la ecuación 3 con una ganancia de 10 (ecuación 4), para así tener un filtro pasa banda con un ancho de banda estándar en un ECG.

$$f_c = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C^2}}$$

Ecuación (1)

$$G = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \left(1 + \frac{R_4'}{R_3'}\right)$$

Ecuación (2)

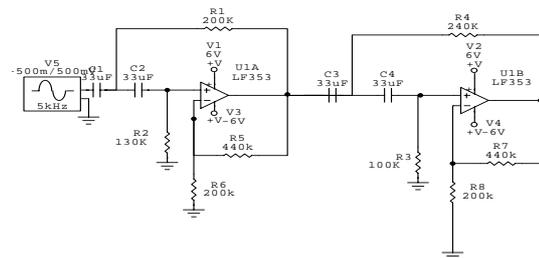


Fig. 5: Filtro pasa altos

$$f_c = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C C_1}}$$

Ecuación 3

$$H = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \left(1 + \frac{R_4'}{R_3'}\right)$$

Ecuación 4

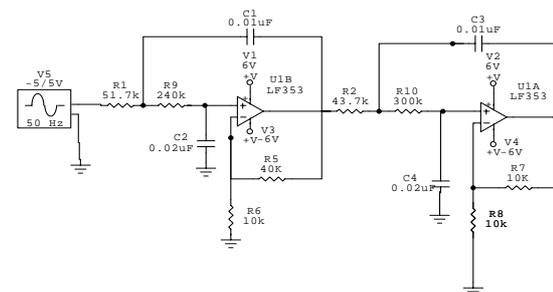


Fig. 6: Filtro pasa bajos

**3. Amplificación:** Debido a que la señal luego de la etapa de amplificación y filtrado es todavía muy pequeña como para visualizarla ya que la amplitud de ésta permanecía aún en el orden de los milivoltios, entonces se realizó una última etapa de amplificación (Fig. 7) con una ganancia de 3.2 con el propósito de tener una señal con una amplitud entre 0.5V y 4,5V para poder ser procesada por el ADC del microcontrolador GP32 de Motorola. De esta manera la amplificación total del sistema es de 1612. Los integrados utilizados en estas dos últimas etapas corresponden al amplificador operacional AD706JNZ también de la AnalogDevice.

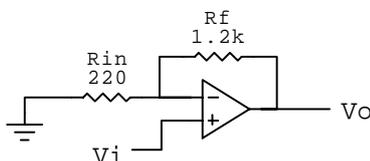


Fig. 7: Amplificador No Inversor

**4. Acondicionamiento De La Señal:** Debido a que el microcontrolador soporta únicamente valores positivos se diseñó un desplazador de nivel (Fig. 7) el cual recibe valores entre 5 y - 5 voltios y en la salida ofrece valores de voltaje entre 0 y 5V

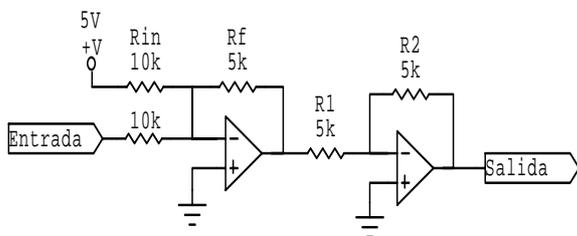


Fig. 7: Desplazador de nivel

**5. Interfaz Serial RS232:** Para visualizar la señal en el PC se diseñó una transmisión serial utilizando un microcontrolador GP32 de Motorola (previamente programado para transmitir y recibir datos a una velocidad de 38400 baudios) y un MAX232 que además de cumplir con el protocolo de comunicación serial RS232 brinda un aislamiento entre el PC y el microcontrolador en caso de que se presenten corrientes no deseadas que puedan poner en riesgo al paciente.

## B. Visualización:

La visualización de la señal fue realizada de manera ON-LINE en el entorno gráfico C++ Builder 6 con una ventana que brinda la posibilidad de: graficar la señal, guardar los datos en un archivo de texto, cambiar la frecuencia de muestreo, configurar el puerto serial del PC, borrar los datos y realizar el denoising a la señal visualizada o alguna que se haya guardado previamente. La figura 8 muestra la ventana de visualización:

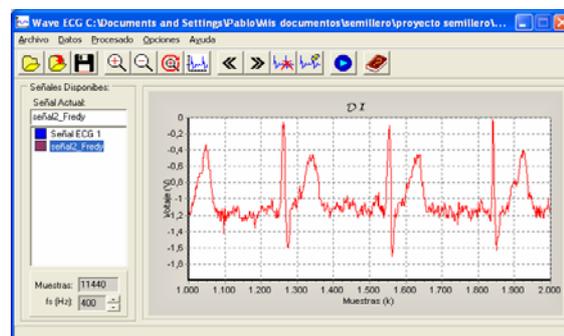


Fig. 8: Ventana De Visualización De La Señal ECG

## C. Filtrado digital:

Para eliminar el ruido aún presente en la señal, se implementó un filtrado digital utilizando la técnica de Denoising con transformada Wavelet discreta. Para ello se utilizó como Wavelet madre la Daubechies de orden 4 (Fig. 9) debido a su gran parecido con la señal típica ECG.

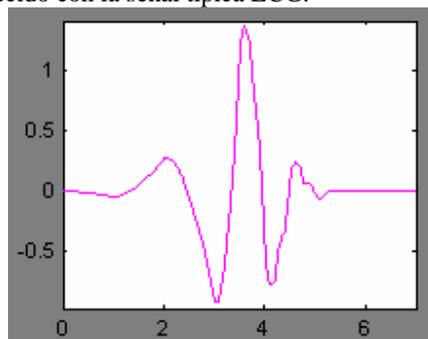


Fig. 9: Wavelet madre Daubechies de orden 4

La eliminación de ruido, utilizando esta transformada consiste en:

1. Cálculo de la transformada Wavelet discreta (DWT).
2. Elección del nivel de ruido presente en la señal.

3. Eliminación del ruido aplicando fijación de umbral, mediante el procedimiento siguiente:

Se utilizó una transformada wavelet con 5 niveles de descomposición, donde cada nivel tiene un umbral (En términos de la amplitud máxima de los coeficientes de la transformada en el nivel correspondiente) que es definido de la siguiente manera:

- Nivel 1 → Se eliminan todos
- Nivel 2 → Se eliminan todos
- Nivel 3 → umbral 0.8
- Nivel 4 → umbral 0.8
- Nivel 5 → umbral 0.4

Para la salida del último LPF se utilizó un umbral de 0.2 y en todos los umbrales se aplicó denoising suave.

4. Cálculo de la transformada Wavelet inversa (IDWT) para la reconstrucción de la señal.

Finalmente se hace una comparación con la señal original y la IDWT, para obtener la calidad de la reconstrucción, y una comparación entre la DWT filtrada y la DWT original, con el fin de observar la calidad del denoising.

El cálculo de la transformada se realiza mediante la descomposición de la señal en varios niveles, exponiendo la señal a filtros pasaaltos y pasabajos y luego a un submuestreo en cada nivel de descomposición. Al filtrar con pasaaltos se obtienen los coeficientes Wavelet de cada nivel, y con pasabajos se obtiene la nueva entrada para el siguiente nivel. Para reconstrucción de la señal se utiliza el procedimiento inverso.<sup>[2]</sup>

Esta técnica se implementó en el entorno de desarrollo C++ Builder 6.0.

En la grafica 10 se muestra la señal visualizada luego de aplicarle el denoising.

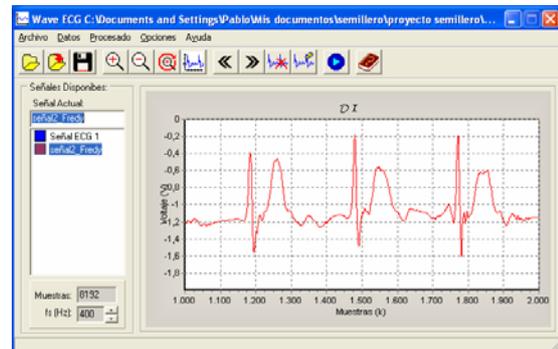


Fig. 10: Señal ECG Luego De Aplicar Denoising

En la grafica anterior puede observarse la gran cantidad de ruido que se ha eliminado de la señal en comparación a la que se obtiene inicialmente (Fig. 8), aunque esta señal aún no está completamente libre de ruido, puede decirse que las componentes de este aún presentes pueden ser eliminadas con un tratamiento más profundo de la técnica de denoising implementada bajo la transformada Wavelet discreta.

#### D. RESULTADOS OBTENIDOS:

En las figuras 11-15 se muestran las formas de onda obtenidas en cada una de las etapas:

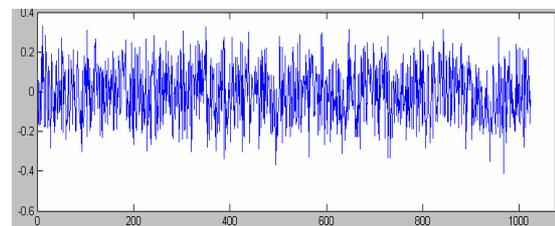


Fig. 11: Salida del Amplificador de Instrumentación.

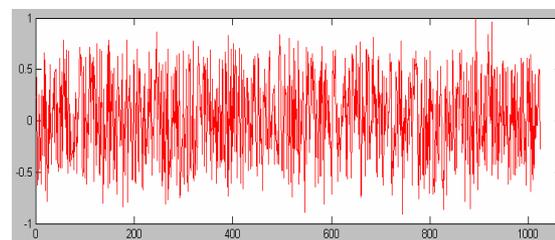


Fig. 12: Salida del Filtro pasaaltos.

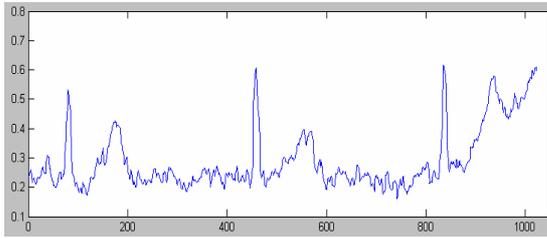


Fig. 13: Salida del Filtro pasabajos.

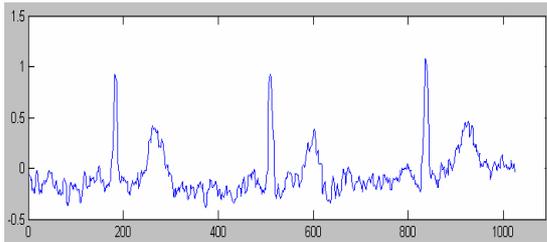


Fig. 14: Señal de salida de la última etapa amplificadora

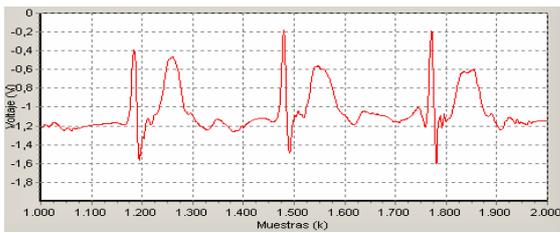


Fig. 15: Señal de salida aplicando denoising.

Realizando una comparación entre las dos últimas figuras se puede observar que al aplicar denoising se elimina gran parte del ruido presente en la señal. Aunque todavía existen algunas componentes, estas se pueden eliminar en su gran mayoría empleando un número superior de niveles en el proceso de eliminación de ruido, según lo observado con el software que se implementó para el proceso de denoising.

Para la verificación de la señal obtenida al aplicar denoising se utilizó la herramienta de Matlab "Wavemenu", que brinda la posibilidad de escoger el número de niveles, el tipo y orden de la wavelet madre y además cargar una señal para realizar el análisis respectivo (Fig. 15).

En la fig. 16 se puede observar la respuesta del análisis realizado, la señal en rojo son los datos que se adquirieron y la señal en amarillo es la que se obtiene luego del análisis con Denoising. Nótese la similitud de esta última con las figuras 10 y 14. En la parte izquierda se pueden observar los detalles de cada nivel, y a la derecha se encuentran los iconos con los que se pueden cambiar las variables antes mencionadas.

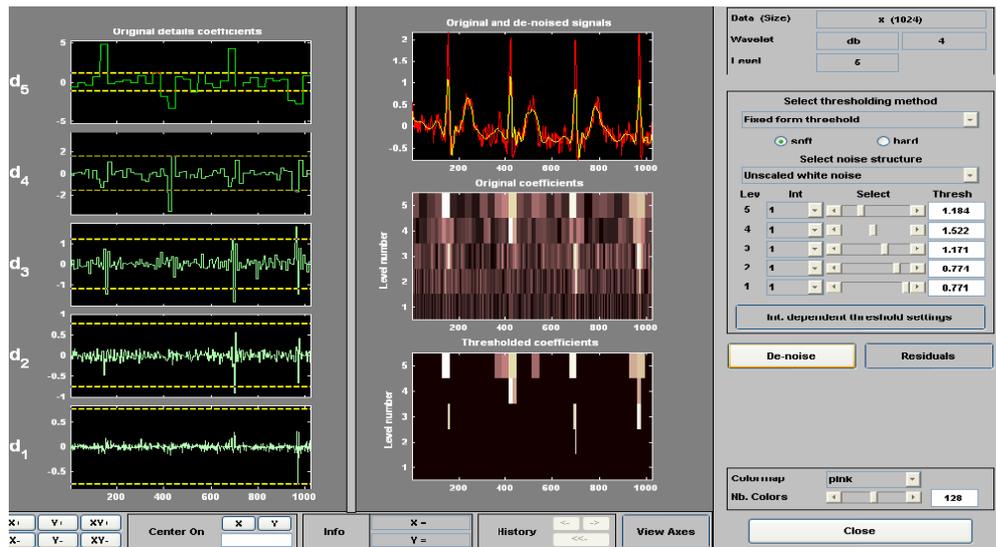


Fig. 16: Entorno de Matlab wavemenu

### III. CONCLUSIONES.

- La calidad del filtrado digital de la señal adquirida depende de el número de niveles que se implementen en el proceso de Denoising, mientras más niveles se tengan hay mayor eficacia en la supresión de ruido.
- Los filtros análogos diseñados deben ser muy selectivos para no tener frecuencias no deseadas dentro del ancho de banda estándar de una señal ECG.
- La transformada wavelet es una técnica eficaz para el procesamiento de bioseñales debido a su gran capacidad para eliminar ruido.
- Al implementar una herramienta para la visualización, adquisición y procesamiento de una señal ECG fuera de línea, en un entorno de desarrollo como el C++ Builder se tienen diferentes opciones y ventajas para el usuario como la posibilidad de guardar datos, elegir la frecuencia de muestreo, configurar el puerto serial y aplicar Denoising para eliminar ruido presente en la señal.

### IV. TRABAJOS FUTUROS

Realizar el tratamiento necesario de la señal para eliminar el movimiento oscilatorio y aleatorio de la media, causado por diferentes fuentes de ruido como la respiración, el movimiento de los músculos y el mal contacto de los electrodos con la piel.

Construir un prototipo del sistema implementado en este trabajo y elaborar una base de datos con este tipo de señales que puedan ser utilizadas en el análisis de las enfermedades del corazón y más adelante entrenar una máquina de aprendizaje que pueda reconocer una patología específica.

### V. REFERENCIAS

- [1]. ECG Front-End design is simplified with Microconverter; Company-Bosch, Enrique; AnalogDevices
- [2]. Análisis espectral del Electrocardiograma; Agretti, Hernan G., Monzón Jorge E.; UNNE; Argentina.

- [3]. Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada Wavelet; D. Cuesta Frau, D. Novak, M. Llorca Alcón; UPV; Czech Technical University in Praga, Republica Checa.

- [4]. Diseño de un Electrocardiógrafo portátil; R. Gonzales, J. Martínez, A. Fernández, H. Garrido, J. Rodríguez; Instituto central de investigación digital, La Habana, Cuba.

- [5]. ECG; Ingeniería Biomédica, Universidad de la República Oriental de Uruguay.

- [6]. Módulo de adquisición para prueba de esfuerzo Cardio-vascular; P. Niño, O. Avilés, J. Saavedra; Universidad Antonio Nariño.

- [7]. Wavelet, Subband and block transforms in communications and multimedia; Ali N. Akansu, Michael J. Medley; 1999.

### VI. AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen de manera muy cordial a los Msc Jorge Iván Marín Hurtado y Jaiber Evelio Cardona, al Ingeniero Pablo Andrés Muñoz y al estudiante Jaime Andrés López, por su valioso aporte al desarrollo de este proyecto, todos ellos vinculados al programa de ingeniería electrónica de la Universidad del Quindío.

