

Mediciones Electrocardiográficas

Andrea Viviana Aguirre Fernández, Jorge Ignacio Enríquez Álvarez, Ing. Miguel Yapur
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación (FIEC)
Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)
Campus Gustavo Galindo vía Perimetral Km 30.5, 09015863, Guayaquil, Ecuador
andreita_aguirre21@hotmail.com, jorge_enriquez12@hotmail.com, myapur@espol.edu.ec

Resumen

En el presente proyecto se muestra el diseño y la implementación de un equipo electrónico que permite captar señales bioeléctricas del corazón y mostrarlas en una computadora. Se implementa un circuito de electrocardiografía (EKG), el cual es sensible a los biopotenciales del corazón y mediante la utilización de un software que se ha desarrollado, se podrán visualizar las derivaciones bipolares (D1, D2, D3) y las unipolares (aVR, aVF, aVL), de un individuo, en la pantalla de una computadora. Para el diseño completo del EKG se diseñaron 9 etapas, que conforman el hardware del circuito, entre el preamplificador, los filtros y el amplificador; y 3 etapas que conforman el software, necesarias para la digitalización y transmisión de la señal hacia la computadora. El lenguaje de programación que se utiliza es tipo G (gráfico) y la interfaz se realiza en LabView, con lo cual se podrá mostrar en la pantalla tanto la señal del EKG como la frecuencia cardíaca del paciente en latidos por minuto [bpm].

Palabras Claves: EKG, señal cardíaca, frecuencia cardíaca, derivaciones unipolares, derivaciones bipolares, computadora.

Abstract

This project shows the design and implementation of an electronic device that can capture bioelectric signals of the heart and display them on a computer. This circuit is an electrocardiograph (EKG), that is sensitive to biopotentials of the heart and through the use of the software that was created, we can visualize the bipolar and unipolar leads (D1, D2, D3, aVR, aVF, aVL), of an individual, through the computer. For the complete design of this EKG, there are 9 stages, which form the hardware of the circuit: preamplifier, filters, amplifier, and others; and 3 stages that form the software, which is for scanning and transmitting the signal to the computer. The programming language used is "Type G (graphic)" and the interface is done in "LabView", for the display of the EKG signal and the patient's heart rate [bpm].

Keywords: ECG, cardiac output, heart rate, unipolar leads, bipolar leads, computer.

1. Introducción

En el cuerpo humano se genera una amplia variedad de señales eléctricas, provocadas por la actividad química que tiene lugar en los nervios y músculos que lo conforman. El corazón, por ejemplo, tiene un sistema de conducción compuesto por fibras de músculo cardíaco especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos. El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación.

Un electrocardiograma (EKG) es un registro del voltaje y la dirección de la actividad eléctrica durante la despolarización y la repolarización de las células del músculo

cardíaco, representadas gráficamente en lo que respecta al tiempo.

En este trabajo se abordará de una manera sencilla y concreta las principales consideraciones que se deben tener en cuenta en el momento de realizar un diseño de un electrocardiógrafo con amplificadores de instrumentación, lo cual es importante para lograr una señal de salida aceptable que permita un diagnóstico adecuado.

El costo del circuito que se propone es bastante económico y su implementación se hará inicialmente en un protobard, para realizar las pruebas correspondientes y posteriormente pasará a un circuito impreso, cuya salida será conectada al computador para visualizar la señal cardíaca y su frecuencia.

2. Descripción del diseño

El EKG que se va a desarrollar consiste en la adquisición de señales cardiacas mediante el uso de electrodos de piel provenientes del brazo izquierdo, brazo derecho, pierna izquierda y pierna derecha (tierra flotante o referencia) que serán las entradas.

El hardware estará formado por 2 placas (baquelita) donde una de ellas contiene el circuito que se ha diseñado del EKG junto con las entradas de las derivaciones bipolares D1, D2, D3 mientras que la segunda placa, al acoplarla con la primera, proporciona las entradas para las derivaciones unipolares aVR, aVL y aVF.

Posteriormente, la señal de cada derivación pasará por etapas de acoplamiento de impedancias, pre amplificación, aislamiento óptico, filtrado analógico, amplificación y filtrado de 60Hz.

Una vez que la señal se “limpia” (después de pasar por las etapas de filtrado) se le da un nivel de offset de tal manera que cumpla con los niveles de voltajes que requiere el microcontrolador para que éste no se dañe; esto es, que no existan voltajes negativos ni que exceda los 5V. La onda resultante del microcontrolador se la envía al módulo USB y éste la procesa para enviarla a la PC.

El software que se utiliza es LabView y es la herramienta encargada de mostrar la señal resultante, así como también variar el nivel DC para recuperar la parte negativa normal en una onda cardiaca y por ultimo mostrarla en la pantalla.

2.1 Diagrama de bloques

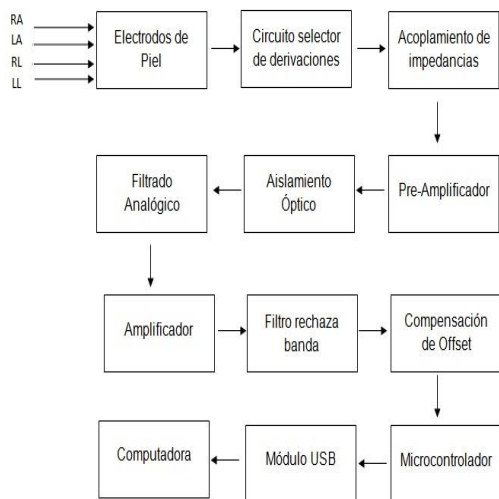


Figura1. Diagrama de bloques

La figura 1 muestra el diagrama de bloques del EKG. Los electrodos ubicados en las 4 extremidades son usados para captar señales débiles e invariantes en el tiempo.

El circuito selector de derivaciones contiene un seguidor de voltaje para acoplar impedancias entre el electrodo y la piel; este diseño puede aumentar la sensibilidad de la medición.

Un amplificador de instrumentación con una ganancia de 100 es aplicado como pre-amplificador para capturar la señal unipolar de los vectores EKG. El circuito de aislamiento es diseñado para separar o aislar la señal proveniente del preamplificador con el voltaje de la fuente usando un método óptico.

El ancho de banda del circuito está entre 0.1 y 100Hz, y el amplificador posee una ganancia de 85. Después de que la señal pasa a través del filtro rechaza banda de 60Hz, la señal resultante será mostrada en la pantalla del osciloscopio.

2.2 Electrodos de piel

El electrodo es un dispositivo electrónico que permite capturar las señales bioeléctricas del paciente, con lo cual se puede realizar un modelo eléctrico para su posterior análisis y así determinar anomalías y/o enfermedades.

El tipo de electrodo que se eligió para la recepción de las señales del cuerpo son de tipo pinza que poseen una laminilla metálica adherida a ellas, se realizaron pruebas también con electrodos tipo parche, pero las pinzas poseen más adhesión al cuerpo debido a que ejercen mayor presión en el brazo y la pierna evitando así que se muevan o se despeguen de la piel.



Figura 2. Tipos de electrodos.

2.3 Circuito de derivaciones

El electrocardiograma consta de 12 derivaciones, que son el resultado de la exploración indirecta del corazón desde distintos planos.

Para realizar el monitoreo de un paciente, se utilizan tres derivaciones denominadas bipolares.

Cuando se requiere realizar un monitoreo más profundo o un diagnóstico, existen nueve derivaciones más; las cuales 3 son llamadas

unipolares aumentadas y las otras 6 son llamadas derivaciones precordiales. Esto da un total de 12 derivaciones que se dividen en 3 grupos:

- Derivaciones bipolares o estándar.
- Derivaciones unipolares aumentadas.
- Derivaciones precordiales.

Las señales que se visualizarán en el EKG son las derivaciones bipolares y las unipolares.

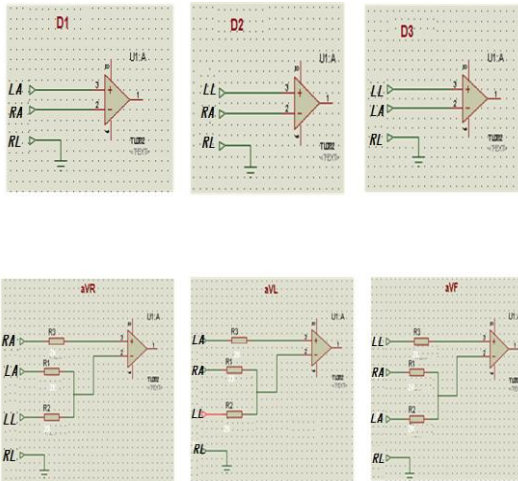


Figura 3. Derivaciones bipolares (D1, D2, D3) y derivaciones unipolares (aVR, aVL, aVF).

2.4 Acoplamiento de impedancias

Este circuito permite acoplar la señal eléctrica de entrada proveniente desde el electrodo, con el circuito EKG. Esta etapa tiene una ganancia unitaria, sin inversión de fase o polaridad (seguidor de voltaje), y además actúa como un circuito ideal con una impedancia de entrada muy alta y de salida casi nula, por lo tanto se tiene la siguiente expresión:

$$E1 = E1'$$

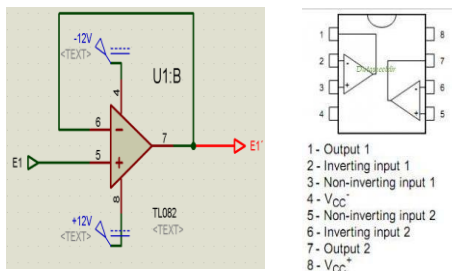


Figura 4. Acoplamiento de impedancias

2.5 Pre-amplificador

El amplificador de instrumentación se puede construir a base de componentes discretos con operacionales, o también, para reducir el hardware, se puede encontrar el encapsulado (por ejemplo el AD620an). La operación que realiza es la resta de sus dos entradas, multiplicada por un factor.

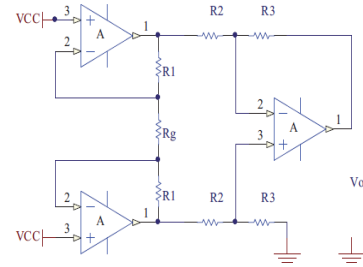


Figura 5. Pre-amplificador

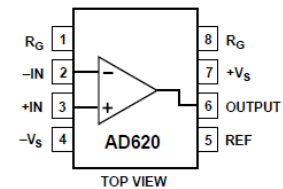


Figura 6. Encapsulado AD620AN

El cálculo de la ganancia del amplificador de instrumentación se da mediante la siguiente ecuación:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

donde G es el valor de la ganancia que queremos obtener y R_G es el valor de la resistencia que estamos buscando.

2.6 Aislamiento óptico

Esta etapa es muy importante, porque separa dos circuitos, que se los acopla mediante un diodo emisor de luz, que se activa cuando es alimentado con el voltaje requerido, y permite activar el circuito que se encuentra en el lado del transistor.

El circuito de opto-acoplamiento que se utiliza es el fototransistor 4n35. Este circuito integrado consta de 6 pines; en la figura 7 se detalla la conexión de la etapa del optocoplador:

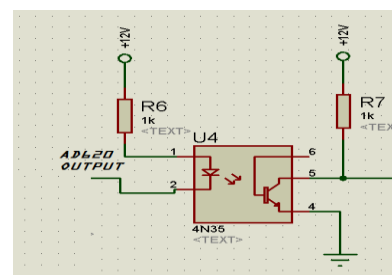


Figura 7. Aislamiento Óptico

2.7 Filtros Analógicos

Para este circuito de EKG, se utiliza el modelo de filtro Sallen Key por su simplicidad. Es un tipo de filtro activo de segundo orden muy simple, el circuito produce un filtro pasa bajo o pasa alto de dos polos usando dos resistencias, dos condensadores y un amplificador.

Muchas veces, debido a la polarización de los electrodos y el offset de los opamps, se suma una componente DC que provoca que en las etapas subsiguientes los opamps se saturen y ocasionen un inadecuado funcionamiento del equipo, por esto se colocó un filtro pasa alto de segundo orden con frecuencia de corte específica de 0.723Hz ubicado después de la ganancia del pre-amplificador de instrumentación.

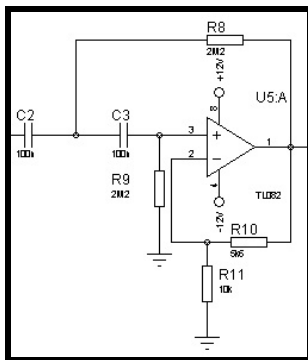


Figura 8. Filtro pasa-alto

Para el filtro pasa-bajo, se fija una frecuencia de corte igual a 106,103Hz, variando el valor de las resistencias, para evitar que señales superiores a esa frecuencia, entren a las demás etapas del EKG evitando así captar señales de ruido.

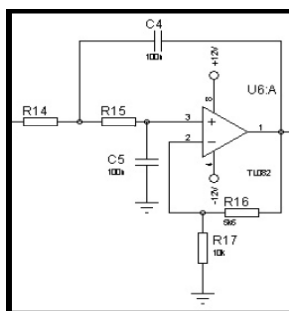


Figura 9. Filtro pasa-bajo

El filtro notch se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que esté interfiriendo con el circuito; al censar las señales del EKG por medio de los electrodos, se induce ruido eléctrico procedente del ambiente; por ejemplo, de las lámparas fluorescentes y otros dispositivos que emiten ruido a través de ondas de 60Hz.

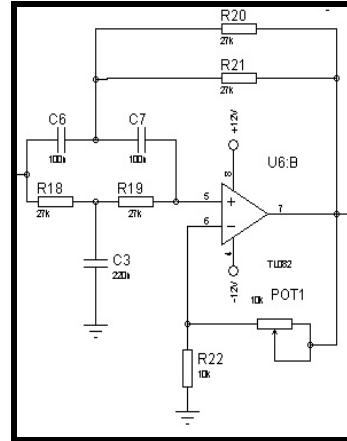


Figura 10. Filtro rechaza banda

2.8 Amplificador

Para esta etapa, utilizamos el OPAMP en modo amplificador no inversor. Conociendo el voltaje en el pin negativo (que es el mismo del pin positivo) se puede calcular la relación que existe entre el voltaje de salida y el voltaje de entrada, haciendo un divisor de voltaje.

Para este diseño se eligió una ganancia de 85, para lo cual se fija R1 en 1.2K y R2, despejando de la fórmula $V_o = V_{in} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$ se obtiene como resultado 100K, quedando el esquema como indica la figura:

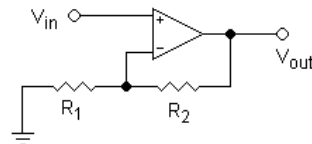


Figura 11. Divisor de voltaje

2.9 Compensación de Offset

Como última etapa de diseño para el hardware del EKG, se implementó al circuito la etapa de acoplamiento de la señal. Con esto logramos remover momentáneamente la parte negativa de la señal EKG, pero sin distorsionar la señal, solo se necesita elevar el nivel DC de la señal cardíaca para poder utilizar correctamente el microcontrolador, debido a que este solo trabaja con valores positivos entre 0 y 5V.

Para esto, utilizamos el opamp en modo restador inversor, donde se resta la señal EKG menos un valor negativo, que en este caso es de -1.2V, permitiendo así, el aumento del nivel DC de la señal, haciendo la señal totalmente positiva para no dañar de esta manera el microcontrolador.

Todo este proceso se ejecuta continuamente dentro de un lazo while hasta que no hayan más datos que transmitir, que sucede solo cuando se presione el botón de “Stop” en el programa.

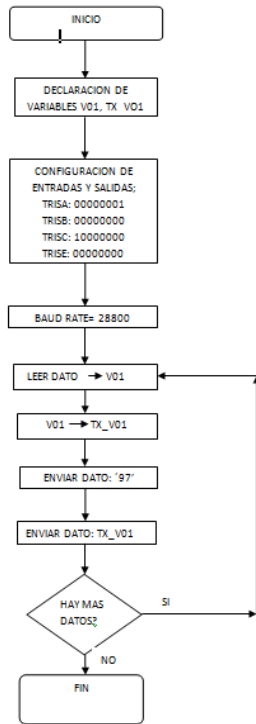


Figura 14. Diagrama de flujo

4. Resultado final

El objetivo fue diseñar un equipo médico capaz de captar señales cardíacas, digitalizarlas y por medio de una computadora procesarlas para ser graficadas en un monitor. El principal objetivo fue obtener un sistema que obtenga la señal con la menor interferencia y ruido posible para que sea una réplica confiable de la señal del corazón.

El costo del circuito que se propone será bastante económico y su implementación se hará inicialmente en protoboard, para realizar las pruebas correspondientes, visualizando las señales en un osciloscopio, y posteriormente pasarlo a un impreso, que es el equipo que se tiene, visualizando las señales con el software que se desarrolló como osciloscopio virtual en la computadora.

En la figura 15 se muestra la interfaz gráfica desarrollada en Visual Basic 6.0. Esta interfaz, a más de mostrarnos la señal electrocardiográfica, nos visualiza también los latidos del corazón por minuto (BPM). Para comenzar a correr el programa solo debemos hacer un clic en el botón “Play” y la interfaz comienza a graficar la señal

electrocardiográfica como se muestra en la figura 15.

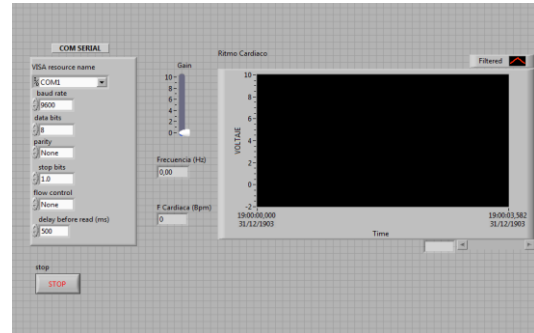


Figura 15. Panel frontal

Una vez acoplado el circuito que se implemento, con el computador a través del puerto USB, se puede realizar las pruebas con el electrocardiógrafo desarrollado.

A continuación, se presentan los gráficos correspondientes a la señal cardíaca medida de un paciente, con los diferentes tipos de derivación.

Derivaciones bipolares:

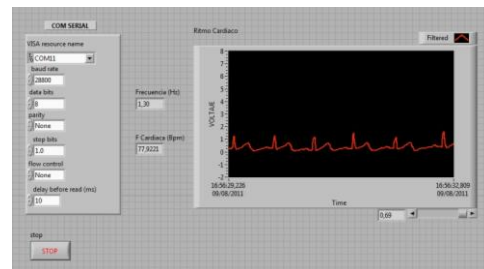


Figura 16. Derivación I, D1

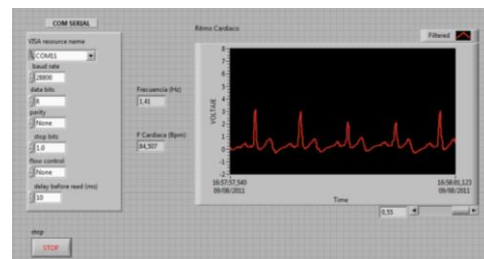


Figura 17. Derivación II, D2

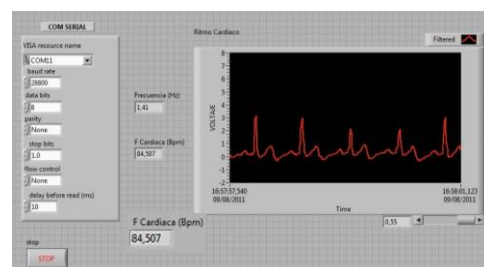


Figura 18. Derivación III, D3

Derivaciones unipolares:

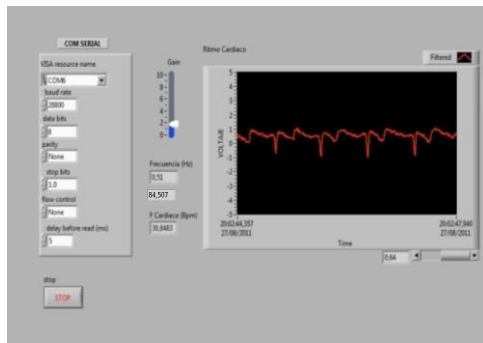


Figura 19. Señal aVR

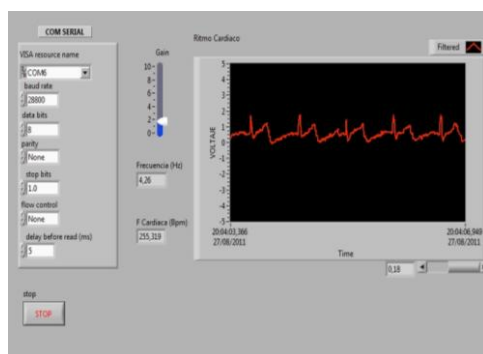


Figura 20. Señal aVL

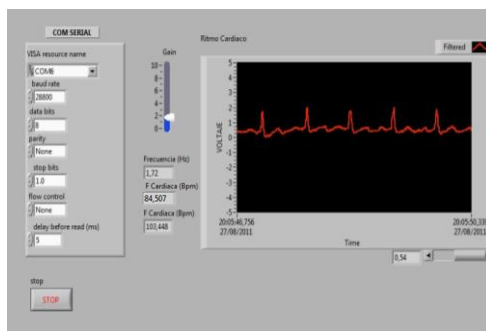


Figura 21. Señal aVF

De acuerdo a las pruebas realizadas, se demuestra la correcta visualización de una onda cardíaca y la respectiva frecuencia cardíaca del paciente.

Los resultados obtenidos durante dicha prueba fueron los esperados, ya que el valor de la frecuencia cardíaca, que se aprecia en los gráficos anteriores, está dentro del rango normal de una persona adulta. Como ya se sabe, la frecuencia normal de un adulto oscila entre los 60 bpm y 100bpm.

5. Conclusiones

Con este proyecto, se ha conseguido obtener una señal electrocardiográfica bastante limpia, permitiendo su visualización a través de un osciloscopio o computadora; a través de la computadora, se ha conseguido obtener una imagen de la señal con bastante similitud a la visualizada por el osciloscopio real.

El sistema que se ha desarrollado se destaca por su bajo costo y portabilidad. La capacidad de poder visualizar las imágenes desde una computadora que opere con el sistema operativo Windows, permite su uso desde cualquier lugar.

Se ha conseguido realizar un prototipo de electrocardiógrafo para computadora, ya sea portátil o de sobremesa, teniendo además una comunicación, por el puerto USB, que aceptan la mayor parte de las computadoras en la actualidad.

6. Referencia

- [1] Gillian Pocock, Christopher D Richards, Fisiología humana: La base de la medicina, 2005.
- [2] Klabunde, R.E. Electrical activity of the heart, Cardiovascular physiology concepts, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [3] Portal Médico, Guías de valoración y tratamiento de eventos más frecuentes en un servicio de emergencias <http://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/748/6/Guías-de-valoración-y-tratamiento-de-eventos-más-frecuentes-en-un-servicio-de-emergencias>, 2009.
- [4] Sociedad Española de Cardiología, Frecuencia Cardíaca <http://www.fundaciondelcorazon.com/prevencion/riesgo-cardiovascular/frecuencia-cardiaca.html>, Julio 2009
- [5] Dalcame, Grupo de Investigación Biomédica, Electrocardiografía, <http://www.dalcame.com/ecg.htm>, 2005.
- [6] Van Mieghem C, Sabbe M, Knockaert D, *The clinical value of the ECG in noncardiac conditions*, *Chest* 2004
- [7] Waller AD, A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat, *J Physiol*, 1887.
- [8] Tim Phalen, Barbara Aehlert, American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care - Part 8: Stabilization of the Patient With Acute Coronary Syndromes. *Circulation*, 2005.