



Conversión de una PC en Monitor Cardíaco de tres Canales

Mayken Espinoza Andaluz ⁽¹⁾, Carlos Gencón Villamar ⁽²⁾, Miguel Yapur Auad ⁽³⁾
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación ^{(1) (2) (3)}
Escuela Superior Politécnica del Litoral - ESPOL ^{(1) (2) (3)}
Km 30.5 Vía Perimetral, Guayaquil, Ecuador ^{(1) (2) (3)}
msepino@espol.edu.ec ⁽¹⁾, cgencon@espol.edu.ec ⁽²⁾, myapur@espol.edu.ec ⁽³⁾

Resumen

En el presente documento se exponen los principios básicos, el diseño y la implementación de un módulo de adquisición de las señales bioeléctricas del corazón. Se toman las derivaciones eléctricas y se realiza el tratamiento de la señal; luego se las ingresa para presentarlas en el monitor de la computadora a través del puerto paralelo. El módulo está compuesto por diferentes bloques: el bloque de tratamiento de la señal donde se la amplifica, filtra y se suma un voltaje DC de tal manera que esté lista para ingresar a la siguiente etapa que es la digitalización; esta etapa de digitalización está formada por el microcontrolador PIC16F877 que toma las tres señales y las digitaliza de acuerdo a la señal de sincronismo que recibe de la computadora. Una vez ingresadas las señales por el puerto paralelo, son presentadas en una interfaz gráfica desarrollada en Visual Basic, la misma que mostrará tres derivaciones establecidas.

Palabras Claves: Adquisición, derivaciones, puerto paralelo, microcontrolador, visual basic.

Abstract

This paper presents the basic principles, design and implementation of a heart bioelectric signals acquisition module. Electrical derivations are taken and signal treatment, then enter to present on the computer monitor on the parallel port. The module consists of different blocks: block signal processing where it is amplified, filters, and adds a DC voltage so that is ready to enter the next stage that digitalization; this stage of digitalization is composed of microcontroller PIC16F877 that takes three signals and digitizes them according to the receiving computer sync signal. Once entered the signals for the parallel port, are presented in a graphical interface developed in Visual Basic, it displays three established derivations.

1. Introducción

Esta Las enfermedades del corazón son en nuestros días una de las principales causas de muerte a nivel mundial. Factores genéticos, hipertensión arterial, diabetes, tabaquismo, tasas altas de colesterol, mala alimentación y estrés provocan el incorrecto funcionamiento del corazón. Una de las herramientas importantes en el análisis y diagnóstico de las enfermedades cardiacas es la electrocardiografía. En la mayoría de centros de atención médica se cuenta con equipos computarizados para el diagnóstico clínico. El avance de la tecnología ha logrado que la electrocardiografía también vaya en crecimiento en cuanto al número de equipos electrónicos, pero los equipos son costosos para las labores propias del galeno.

En el proyecto que se presenta se ha construido un electrocardiógrafo tomando como base una computadora personal (PC), cuyo objetivo es que la respuesta sea igual a la de un electrocardiógrafo comercial pero a un costo más bajo, con la posibilidad de analizar la señal cardiaca en tiempo real y poder guardar dicha señal como imagen para su respectivo análisis posterior.

Otra de las ventajas que presenta el proyecto es que es portátil, se lo puede trasladar e instalar sin mayor dificultad, además la visualización de la señal se la presenta en una interfaz gráfica amigable y entendible que ayudará al especialista a realizar los respectivos análisis posteriores.

2. Marco Teórico

El corazón es la bomba responsable, mediante sus latidos, del desplazamiento de la sangre a lo largo del sistema vascular, asegurando con ello el aporte de O₂ y nutrientes a los tejidos. El corazón de vertebrados es miogénico, es decir, se contrae independientemente del sistema nervioso. Está dotado de un sistema especializado para: 1) generar rítmicamente impulsos que causan la contracción rítmica del miocardio y 2) conducir estos impulsos con rapidez a todas las células cardíacas.

En el corazón de mamíferos, la onda de despolarización se propaga desde el nódulo S-A hacia ambas aurículas, las cuales se despolarizan y se contraen. Las aurículas están conectadas eléctricamente a los ventrículos tan sólo a través del nódulo aurículo-ventricular (AV). La excitación se

propaga al ventrículo a través de una serie de fibras especiales, que permiten que todas las fibras musculares del ventrículo se contraigan también sincrónicamente, pero más tarde. El significado funcional de la organización eléctrica del miocardio es su capacidad para generar contracciones sincrónicas y separadas de las aurículas y los ventrículos. Así, la propagación del estímulo cardíaco desde las aurículas a los ventrículos permite que la contracción de las aurículas preceda a la de los ventrículos y proporciona un desfase de tiempo que permite el paso de sangre desde las aurículas a los ventrículos.

Las derivaciones son las combinaciones de puntos corporales desde los cuales se registra rutinariamente el EKG. Para el registro del electrocardiograma existen 12 derivaciones: Tres derivaciones bipolares de las extremidades D1, D2 y D3, tres derivaciones unipolares o aumentadas de las extremidades (aVR, aVL y aVF), seis derivaciones precordiales (V1 – V6).

3. Características del Sistema

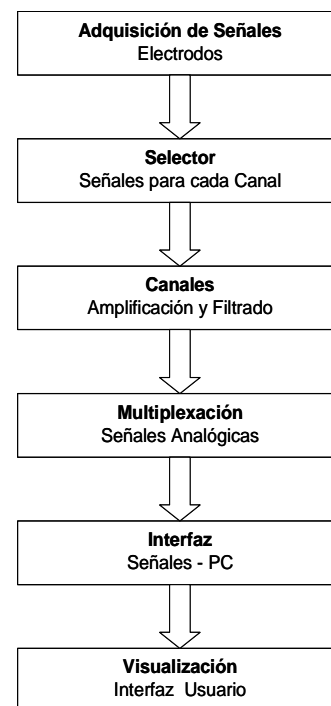


Figura 1. Flujo del tratamiento de la señal cardiaca. Muestra como fluye la información desde que se adquiere por medio de los electrodos hasta que llega al computador para ser visualizada.

La adquisición de las señales bioeléctricas del corazón se la hace por medio de los electrodos; una vez obtenida la señal y realizado el acoplamiento, se la



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y TECNOLÓGICA



introduce a un circuito que se encargará de amplificarla ya que las señales eléctricas que se generan están en el orden de los milivoltios.

Una vez obtenida esta señal, el objetivo es que ésta se encuentre con la menor cantidad de ruido posible (artefacto), por lo tanto se realiza el filtrado de dicha señal utilizando un filtro pasa banda, teniendo como base que la señal cardiaca se encuentra en un rango de frecuencias de entre 0.05 Hz y 100 Hz. Luego la señal es llevada a un amplificador sumador para que le sume un voltaje DC y así garantizar que la señal se encuentre entre 0 y 5 V y que posteriormente pueda ser digitalizada.

La computadora no reconoce valores analógicos, es decir el lenguaje que usa la computadora es binario; debido a esto será necesaria la digitalización de las señales analógicas que tenemos de cada una de las tres derivaciones. Para la parte de la digitalización se utiliza el microcontrolador PIC16F877, que presenta varios pines de entrada. Este proyecto utiliza tres de ellas y tiene una alta resolución en cuanto a la digitalización que puede llegar a 10 bits; en este proyecto se ha utilizado únicamente 8 bits.

La visualización será a través de la pantalla del computador en la que se observará la señal cardiaca del paciente; se la realiza mediante un programa desarrollado en Visual Basic. Se escogió este programa ya que presenta una interfaz amigable y de fácil uso. Dicha interfaz presenta en tiempo real las señales cardiacas.

4. Diseño del Hardware

Cada uno de los canales por donde va a pasar la señal cardiaca tiene la misma estructura desde su ingreso al amplificador de instrumentación hasta cuando la señal vaya a ser ingresada al microcontrolador. Por lo tanto los componentes de dichas etapas serán descritos de manera general, debido a que el tratamiento de la señal es el mismo para las tres señales cardiacas con la diferencia en la etapa previa al amplificador de instrumentación.

Amplificador de Instrumentación: Los amplificadores constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y el entorno físico de aplicación. Las señales biológicas se caracterizan por un bajo nivel de amplitud. En particular, la actividad eléctrica del corazón consiste en una serie de impulsos miogénicos sincronizados, destinados a generar la activación mecánica del miocardio para

cumplir con la función eyectora de la sangre. Los impulsos eléctricos se propagan a través del cuerpo (conductor de volumen), generando biopotenciales a nivel de la epidermis que están directamente relacionados con la actividad eléctrica cardiaca.

Esta actividad se manifiesta con señales comprendidas en el rango entre 0.1–1.0 mV. Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Alta Relación de Rechazo en modo común. (CMRR)
- Alta impedancia de entrada.
- Respuesta en frecuencia apropiada.
- Bajo Voltaje Offset.
- Bajas corrientes de polarización de entrada.
- Circuito de protección contra sobre voltajes.

5. Diseño del Software

El lenguaje de programación Visual Basic es un ambiente gráfico de desarrollo de aplicaciones para el sistema operativo Microsoft Windows. Las aplicaciones creadas con Visual Basic están basadas en objetos y son manejadas por eventos. Visual Basic se deriva del lenguaje Basic, el cual es un lenguaje de programación estructurado. Sin embargo, Visual Basic emplea un modelo de programación manejada por eventos.

En las aplicaciones manejadas por eventos, la ejecución no sigue una ruta predefinida. En vez de esto, se ejecutan diferentes secciones de código en respuesta a eventos. Los eventos se desencadenan por acciones del usuario, por mensajes del sistema o de otras aplicaciones. La secuencia de eventos determina la secuencia en que el código se ejecuta. Es por esto que la ruta que sigue el código de la aplicación es diferente cada vez que se ejecuta el programa.

Una parte esencial de la programación manejada por eventos es el escribir el código que responda a los posibles eventos que pueden ocurrir en una aplicación. Visual Basic facilita la implementación del modelo de programación manejada por eventos. Contemplando los eventos posibles en flujo desarrollado para la aplicación, este lenguaje se presenta como una fuerte herramienta para el desarrollo del proyecto.

6. Referencias



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y TECNOLÓGICA



- [1] Pritchard A, *Statistical Bibliography or Bibliometrics*, Journal of Documentation, 1969 Kwon, O. K., and Pletcher, R. H., "Prediction of the Incompressible Flow Over a Rearward-Facing Step," Technical Report HTL-26, CFD-4, Iowa State University, Ames, IA, 1981.
- [2] Avila R, *Notas para la historia de la Sistematización de la Bibliografía Médica de Cuba*, acimed [Serie de Internet], 2004.
- [3] Bronzino D, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press. Non Invasive Instrumentation and Measurement in Medical diagnostics, Robert B Northrop, 2002.
- [4] Robert F, Coughlin y Frederick F, *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales*, Driscoll, cuarta edición, Prentice Hall, 1993.
- [5] Dubin T, *Introducción a la Electrocardiografía Clínica*, Editorial Addison Wesley, 1992.
- [6] Mahan, Katherine y Sylvia Escott-Stump, *Circuitos Digitales*, WB. Saunders Company, 9ed, 1996
- [7] Wilmore, Jack y David Costill, *Physiology of sport and exercise*, EUA, Human Kinetics, 2ed, 1999.

7. Conclusión y resultados.

En base al desarrollo de este proyecto se concluye lo siguiente:

La aplicación del INA114 en el diseño de adquisición de señal facilitó el tratamiento de la señal cardíaca que es de amplitud muy baja permitiendo la reducción del ruido y simplificando sustancialmente el tamaño físico de la placa analógica.

La correcta aplicación de los valores de resistencia y capacitancia en el filtro pasabanda garantizan que la señal tratada se encuentre entre los rangos de frecuencia cardíaca y evitan que ruidos no deseados alteren dicha señal.

El tratamiento digital de la señal mediante el software de la interfaz ayuda a corregir la forma de la onda ingresando una ganancia virtual permitiendo que la señal se adapte a los requerimientos del usuario.

El uso del PIC en el proceso de digitalización permite una adaptación simple para los voltajes de referencia en el proceso de muestreo de la señal analógica.

La velocidad de sincronización y temporización es un factor crítico en el flujo de datos y este objetivo fue alcanzado gracias a la implementación de un proceso de "send-request" entre la interfaz y el PIC.

Se estableció un proceso de muestreo en el cual la adquisición, el flujo y la presentación de la

señal en la interfaz toman un tiempo por canal de 1 segundo.

Aplicando un software diferente para la interfaz se podría mejorar el tiempo de muestreo ya que el tiempo de ejecución por línea sería menor.

Debido a que se utilizó baterías como elementos energizadores del sistema se pudo obviar la utilización del filtro Notch (específico para frecuencias de 60 Hz).

Las recomendaciones son las siguientes:

Para la calibración correcta del equipo respecto a la señal visualizada en el computador se deben utilizar potenciómetros más estables que disminuyan la sensibilidad a su variación.

Se podría mejorar el tiempo de estabilización de la señal realizando un análisis más detallado respecto a los circuitos analógicos respecto a la respuesta del sistema a la señal de ingreso.

Se debe tomar en cuenta en el diseño de la caja la facilidad para hacer cambios y correcciones de forma rápida y sencilla.

Debido a la utilización del PIC se pudo realizar la multiplexación y digitalización de una manera mucho más rápida y efectiva vía software; teniendo presente que el PIC tiene ocho entradas para señal analógica de las cuales fueron utilizadas tres, de tal manera que un próximo proyecto puede ser no únicamente la presentación de 3 señales simultáneas sino la de 8 señales cardíacas.

Se podría realizar la implementación de este proyecto vía USB, que permitiría un mayor caudal de datos para presentar.