

Sistema Informático para Análisis de Cardiopatía Holter

Jesús Antonio Álvarez Cedillo, Juan Carlos Herrera Lozada y Patricia Pérez Romero

Resumen—El presente artículo, muestra los avances de desarrollo de una herramienta médica relacionada con los estudios de cardiopatía que esté disponible y al alcance de cualquier hospital, centro médico, o consultorio médico, que sea accesible en el costo, de fácil manejo y comprensible. Como un beneficio para el paciente, este proyecto le permitiría tener un mayor acceso a este tipo de estudios. Este proyecto también permite apoyar al médico profesional en cuanto a obtener en ciertos casos, un posible diagnóstico.

Palabras clave—Holter electrocardiográfico, cardiopatía.

Computer System for Analysis of Holter Cardiopathy

Abstract—This paper presents the development of a medical tool related to cardiopathy studies that is available and accessible to any hospital, medical center, or doctor's office, which is accessible at low cost, user friendly and understandable. As a benefit for patients, this project allows major accessibility of the corresponding medical studies. This project also allows to the medical professional obtaining in certain cases a possible diagnosis.

Index terms—Holter electrocardiography, cardiopathy.

I. INTRODUCCIÓN

EN México, el estilo de vida acelerado en el que estamos inmersos ha sido motivo para que las enfermedades cardiovasculares tengan un mayor impacto entre la población. Y se han posicionado entre las principales causas de muerte en nuestro país.

Cualquier padecimiento del corazón o del sistema cardiovascular se puede registrar bajo el nombre de cardiopatía. Que abarca diversos padecimientos propios de la estructura del corazón. Dentro de estos padecimientos se encuentran las arritmias cardíacas. Las cuales son de gran importancia dentro de este proyecto.

La electrocardiografía, es un método para registrar gráficamente las señales eléctricas del corazón, utilizado ampliamente para detectar alteraciones en el ritmo cardíaco. Con este método es posible analizar el comportamiento del corazón del paciente, y apoyar al médico profesional a emitir el diagnóstico correcto.

Una de las herramientas importantes para este método de diagnóstico es el Holter electrocardiográfico, que pretende obtener un registro de la actividad eléctrica del corazón, por un periodo de tiempo, generalmente de 24 horas. A esta técnica se le denomina ambulatoria, ya que no es necesario estar en un hospital o en un consultorio médico. Esto con el fin de obtener datos más detallados, acerca de la actividad del corazón por un tiempo prolongado, y registra todas las señales en las actividades diarias y cotidianas de un individuo.

El electrocardiógrafo Holter, recoge los datos necesarios en unidades de almacenamiento, como puede ser una memoria USB o una 'memory card' con el fin de que, posteriormente, los datos puedan ser analizados por un médico.

Al utilizar un electrocardiógrafo Holter, se busca solucionar la deficiencia que se pueda tener en un electrocardiograma convencional, ya que en este último, pueden pasar desapercibidos algunos trastornos de la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiógrafo Holter ofrece una lectura continua del ritmo cardíaco, de la frecuencia del corazón, y sus características eléctricas durante un periodo de 24 horas.

II. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE ANÁLISIS

Para la implementación del piloto de la plataforma de educación virtual se tienen los siguientes requerimientos.

A. Hardware

La solución propuesta para este trabajo, fue implementar un sistema de adquisición de señales bioeléctricas, que principalmente consta de tres etapas importantes. La etapa de la alimentación, que es elemental para el funcionamiento del sistema, la etapa para la adquisición de la señal, y la etapa para la digitalización de dicha señal adquirida. Este sistema se elaboró, a partir del diagrama de bloques que se detalla a continuación en la figura 1.

1) Etapa para la Adquisición de la Señal

En la figura 2 se muestra el circuito que se implementó para adquirir la señal cardíaca.

Este circuito es un amplificador de instrumentación, y está constituido por dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial. Al momento de adquirir las pequeñas señales que provienen del corazón, pasan por este circuito, en donde son amplificadas y al mismo tiempo se disminuyen las señales de ruido, esto es posible porque el amplificador diferencial cuenta con una característica especial, tiene una muy baja ganancia en modo común, debido a su configuración. Los amplificadores operacionales que se utilizaron son de tecnología JFET, y presentan una alta impedancia de entrada y

Manuscrito recibido el 8 de febrero del 2010. Manuscrito aceptado para su publicación el 31 de mayo del 2010.

Los autores trabajan en el Centro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo del Instituto Politécnico Nacional, México, D.F. (e-mail: jaalvarez@ipn.mx, jlozada@ipn.mx, promerop@ipn.mx).

una corriente mínima de polarización, lo cual brinda un margen de seguridad eléctrica para el paciente.

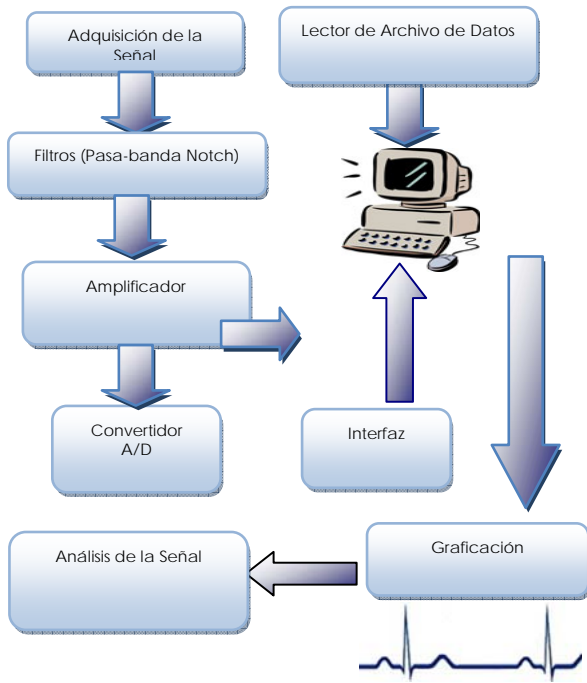


Fig. 1. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales.

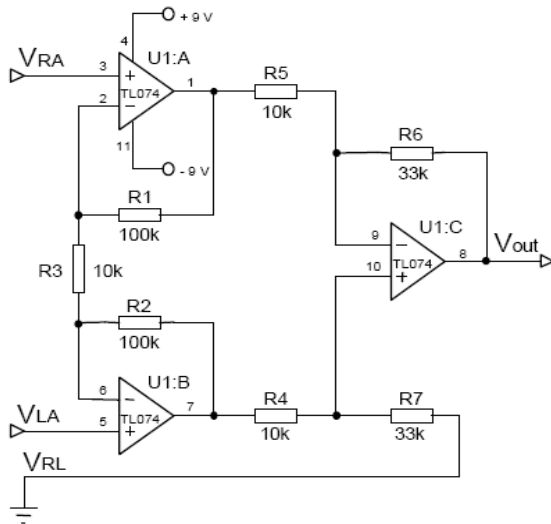


Fig. 2. Amplificador de instrumentación.

Para cada una de las etapas de este sistema de adquisición de señales, se realizó la simulación en el programa MULTISIM, para comprobar su buen funcionamiento y su modo de operación, antes de implementar el circuito físicamente. La figura 3, muestra la simulación de la etapa del amplificador de instrumentación.

En la figura 2, se muestra el circuito amplificador de voltaje, las entradas VRA y VLA, son los potenciales eléctricos de la mano derecha e izquierda respectivamente, y VRL es el potencial eléctrico que se mide en la pierna

derecha, y se le utiliza como una referencia de los potenciales bioeléctricos.

Este circuito, se alimentó a la entrada con dos señales de 1 y 2 mV y a una frecuencia de 1 Hz, para que la frecuencia no salga de los límites normales, para frecuencias cardiológicas. El circuito funcionó de manera correcta, y la figura 4 muestra lo que se obtuvo en la pantalla del osciloscopio.

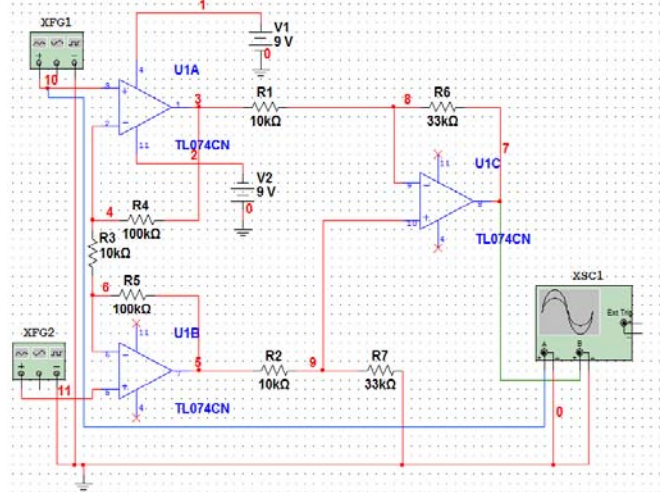


Fig. 3. Simulación de la etapa del amplificador de Instrumentación.

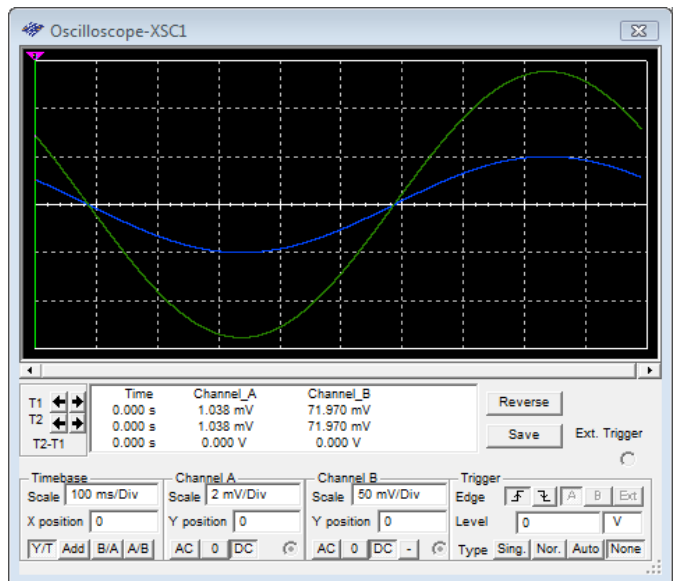


Fig. 4. Señal de entrada tiene menor amplitud, señal de salida amplificada tiene mayor amplitud.

Para la implementación del amplificador de instrumentación, tanto R1 como R2 deben de ser de igual valor, porque haciendo esto se puede controlar la ganancia para esta parte del circuito, en conjunto con las resistencias R3 y R1 o R2. Para que se logre eliminar la señal de ruido también R6 y R7 deben ser iguales, de igual manera R5 y R4.

2) Etapa de Filtro Pasa Banda

La señal que se obtiene de la etapa anterior, debe pasar al filtro pasa banda, para asegurar que se encuentre dentro de la banda especificada por las normas médicas, que es entre 0.05 Hz y 100 Hz.

Se han realizado estudios que demuestran que las señales que tienen una frecuencia arriba de 100 Hz no son cardiológicas, y también, al filtrar las frecuencias que son menores de 0.05 Hz, se elimina una diferencia de potencial existente entre los electrodos y la superficie de la piel, que llegan a alcanzar niveles de hasta 300 mV, y esto puede ocasionar que se saturen los circuitos del amplificador. Al eliminar estas frecuencias, se puede asegurar una ganancia alta de la señal electrocardiográfica.

El circuito del filtro pasa banda se puede apreciar en la figura 5, en este circuito la resistencia R3 y el capacitor C2, funcionan como un filtro pasa altas y el valor de estos componentes, es lo que determina la frecuencia de corte inferior (fL), que es de 0.05 Hz. Se empleó la siguiente expresión para calcular los valores de los componentes.

$$fL = \frac{1}{2 \pi R_3 C_2} \quad (1)$$

De modo contrario la resistencia R2 y el capacitor C1, son los que forman el filtro pasa bajas que en este caso se necesita, este filtro define la frecuencia de corte superior (fH) de 100 Hz. A partir de la siguiente expresión, se encuentran los valores correspondientes a R2 y C1.

$$fH = \frac{1}{2 \pi R_2 C_1} \quad (2)$$

En esta etapa de filtrado, la señal obtiene una amplificación que es posible calcularla, si se eliminan los capacitores implicados. Esta operación se puede realizar solamente, debido a que en las frecuencias en las que opera el capacitor C2, funciona como un cortocircuito, y asimismo el capacitor C1 trabaja como un circuito abierto.

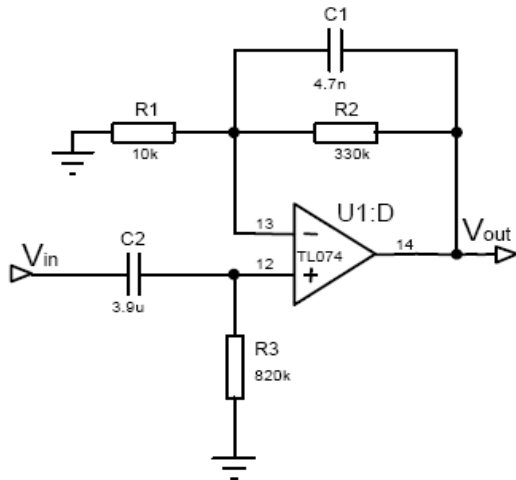


Fig. 5. Filtro pasa banda.

De esta manera el circuito se puede reducir a un amplificador no inversor, y su señal de salida se puede definir con la siguiente ecuación.

$$V_{OUT} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) V_{IN} \quad (3)$$

Empleando este circuito se logra amplificar la señal obtenida, y además se delimita la banda de frecuencia entre 0.05 Hz y hasta 100 Hz.

Aquí se muestra el circuito simulado con el programa MULTISIM.

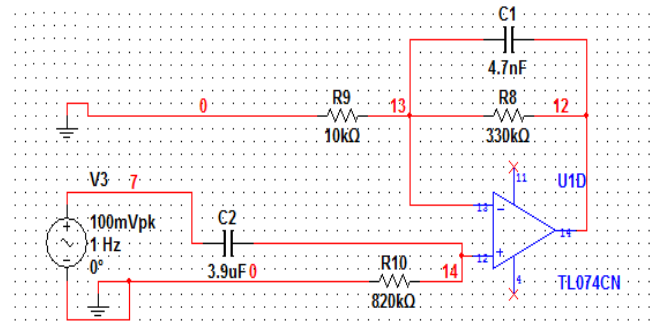


Fig. 6. Simulación de filtro pasa bajas.

3) Etapa Filtro Rechaza Banda (Notch)

Ya que se determinó el rango de frecuencias para la señal que se ha adquirido, lo que viene a continuación es implementar un filtro Notch e ingresar dicha señal. Esto se realiza porque la presencia del ruido en el registro de biopotenciales, no se puede evitar, y este tipo de filtro tiene la característica de eliminar señales de alguna frecuencia específica. El objetivo de realizar este filtro en este proyecto, es para eliminar ruido inducido a través de la red eléctrica, y demás aparatos como lámparas, computadoras, impresoras, y otros dispositivos que se alimentan de la red eléctrica doméstica de 60 Hz. Con esta información, se implementa el filtro Notch para la frecuencia de 60 Hz, eliminando así las señales de ruido que se producen a partir de esta frecuencia, y que distorsionan la señal electrocardiográfica.

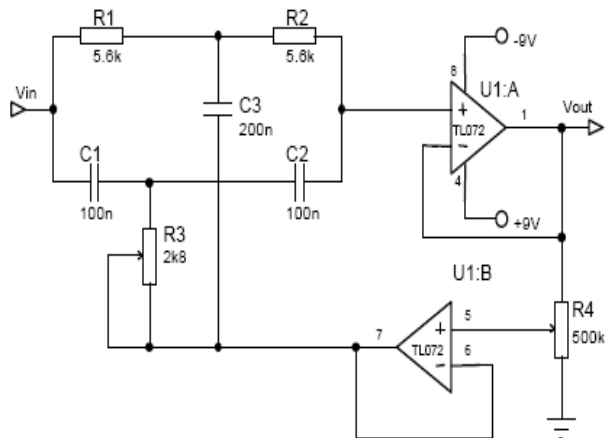


Figura 7. Filtro rechaza banda (Notch).

En la figura 7, se aprecia el filtro que se utilizó, en el cual el valor de R1 es igual a R2, al mismo tiempo que el valor de R3 es la mitad de éstos. Por otro lado los valores para los capacitores C1 y C2 es el mismo, y el de C3 es la suma de C1

y C2. El valor de la frecuencia que se desea eliminar se determina con la siguiente ecuación.

Simulación en MULTISIM del filtro rechaza banda o Notch se muestra en la figura 8.

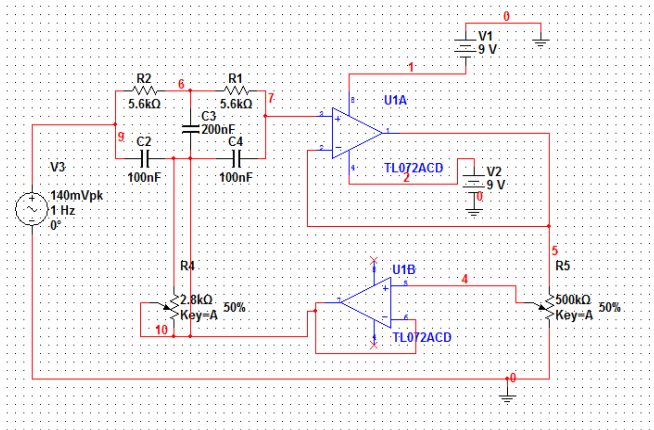


Fig. 8. Filtro rechaza banda.

4) Etapa de Amplificación

Ahora bien, ya que la señal ha pasado por todos los circuitos anteriores, necesita ser manipulada, para que pueda alcanzar una amplitud que se encuentre entre 0v y 5 v, esto es para poder digitalizarla con el ADC0809, que solamente acepta señales que estén comprendidas en este rango.

B. Diseño del Software

In software design, an important point to consider is the communication port to be used in this project is the parallel port of the computer, so below is a brief description of the most important in terms to this port for communication.

1) Registros del puerto paralelo

Este puerto recibe el nombre de paralelo porque tiene un bus de datos de 8 líneas, y además es posible escribir en él 8 bits al mismo tiempo. En las computadoras de escritorio, este puerto se encuentra en la parte posterior y es un conector DB25 hembra generalmente.

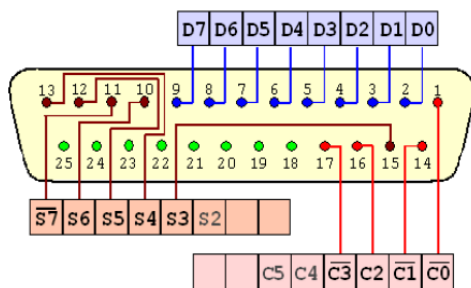


Fig. 9. Puerto Paralelo

Se podría profundizar de forma detallada, el uso específico de cada terminal del puerto paralelo, pero para este trabajo sólo es de interés conocer las terminales, en las que podemos escribir datos hacia el dispositivo, y en qué terminales podemos leer datos desde el hardware.

En la figura 9, se especifican principalmente tres registros:

- Datos (D0-D7) – tiene 8 terminales de salida,
- Estado (S2-S7) – tiene 5 terminales de entrada,
- Control (C0-C5) – tiene 4 terminales de salida,
- Tierra (18-25) – tiene 8 terminales aterrizadas.

Gracias a esta información, se observa que se puede utilizar el registro de Datos para escribir hacia el hardware, y el registro de Estado se utiliza para leer datos desde el hardware. Y las cuatro líneas de control, usualmente son salidas pero también se pueden utilizar como entradas, esto quiere decir que son modificables tanto por medio de software como por hardware.

C. Implementación Física del Hardware

Las imágenes a continuación, muestran la implementación física del sistema de adquisición de señales bioeléctricas del corazón (figuras 10, 11, 12), el cual se montó sobre una tablilla de pruebas (protoboard), y posteriormente se evaluaron los resultados, siendo éstos favorables, figura 13.

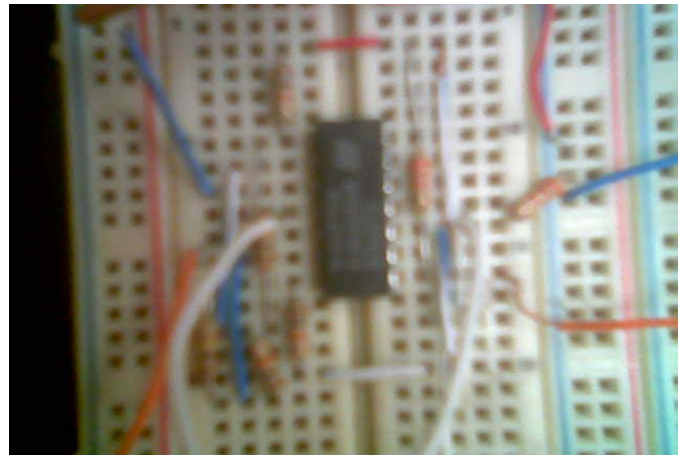


Fig. 10. Sistema de adquisición de señales biomédicas (1).

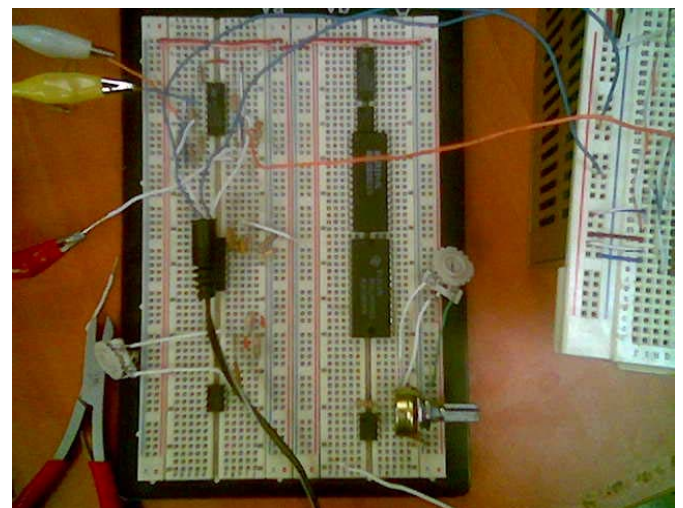


Fig. 11. Sistema de adquisición de señales biomédicas (2).

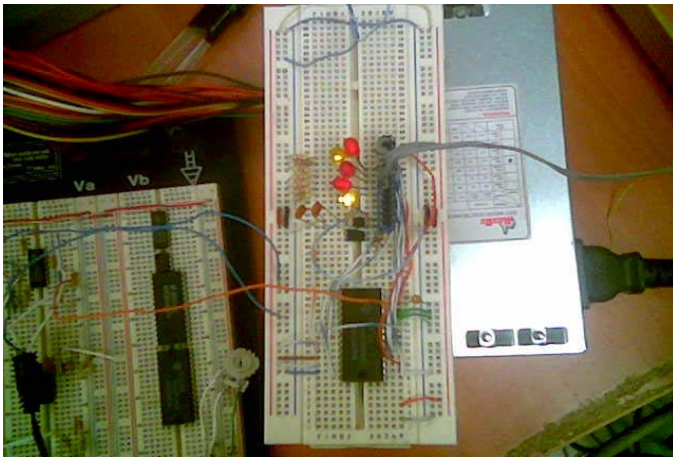


Fig. 12. Sistema de adquisición de señales biomédicas (3).

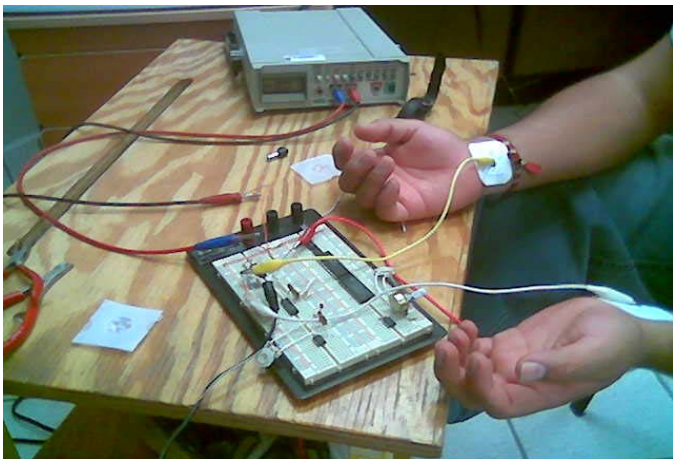


Fig. 13. Sistema de adquisición de señales biomédicas (4).

III. SOFTWARE

El lenguaje de programación que se eligió para desarrollar este proyecto de una manera visual amigable, fue Visual Basic 6.0. Las razones por la cual se eligió este entorno se mencionan brevemente:

- Es un lenguaje sencillo y es fácil de aprender,
- Es un lenguaje popular,
- Existen diversos recursos para implementarlos en Visual Basic,
- Herramientas disponibles en Internet, como las librerías DLL o archivo OCX.

Para la implementación en código de este proyecto, es necesario contar con una librería que trabaje con el puerto paralelo, las razones se explicarán a continuación.

Lectura y Escritura de datos en el puerto paralelo utilizando Visual Basic 6.0

Para realizar las operaciones de escritura y lectura en el puerto paralelo, utilizando el entorno de programación Visual Basic 6.0, es necesario controlar el puerto a través de una librería DLL, esto es, una librería de enlace dinámico, ya que Visual Basic 6.0 no cuenta con instrucciones propias para escribir o leer datos del puerto. Las librerías de enlace

dinámico, forman parte de uno de los elementos primordiales del sistema operativo Windows. Básicamente las librerías DLL son archivos ejecutables independientes, que incluyen funciones y recursos para que puedan ser llamados por otros programas, e incluso por otras DLL, para llevar a cabo ciertos trabajos. No es posible ejecutar una DLL de manera independiente, sino que sólo se puede utilizar hasta que un programa u otra DLL, llamen a alguna de las funciones de la librería. El hecho de que sea una librería de “enlace dinámico”, hace referencia al código que contiene la DLL, es decir, al hecho de que el código que contiene la DLL se incorpora al programa ejecutable, y ésta es llamada sólo al momento en que es solicitada, esto es, en tiempo de ejecución.

Dentro de la librería DLL existen funciones para controlar el puerto paralelo, y desde Visual Basic pueden ser fácilmente llamadas.

En este proyecto se trabajó con la librería *NTPort.dll*, la cual permite tener acceso a los puertos de entrada y salida de una computadora, sin la necesidad de utilizar el paquete Windows Drivers Development Kit (DDK).

Además la librería *NTPort*, brinda un soporte para los sistemas operativos Windows 95/98/Me y Windows NT/2000/XP/Server 2003.

A. Interfaz Gráfica

Para resolver de forma rápida y sencilla la estructura de esta aplicación, se desarrolló un diagrama de flujo, en el que se contemplan cada una de las etapas de adquisición de datos, y el proceso que conllevan. El diagrama de flujo, fue una herramienta de gran utilidad en este proyecto, para plantear los resultados que se deseaban obtener y cómo se alcanzarían. Principalmente se desarrollaron tres etapas importantes, dos para la adquisición de datos—éstas se describen más adelante—, y una para la base de datos, que servirá como punto de referencia, para el análisis de la señal electrocardiográfica adquirida, en cualquiera de las etapas anteriores. Se puede observar el diagrama de flujo en la figura 14.



Fig. 15 a) Adquisición de datos por el puerto paralelo;
b) Datos en pantalla principal para su análisis.

La adquisición de las señales biomédicas a través del puerto paralelo en tiempo real, haciendo uso de la librería NTPort y el hardware del sistema de adquisición de datos, con el cual, el médico puede realizar una revisión al paciente que así lo requiera. Esto se muestra en la figura 15.

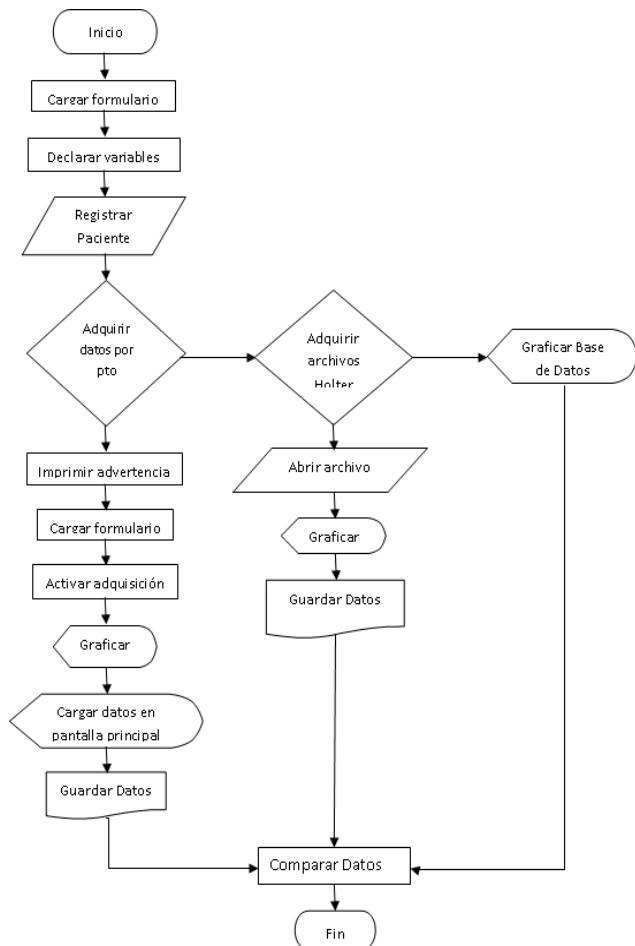


Fig. 14. Diagrama de flujo.

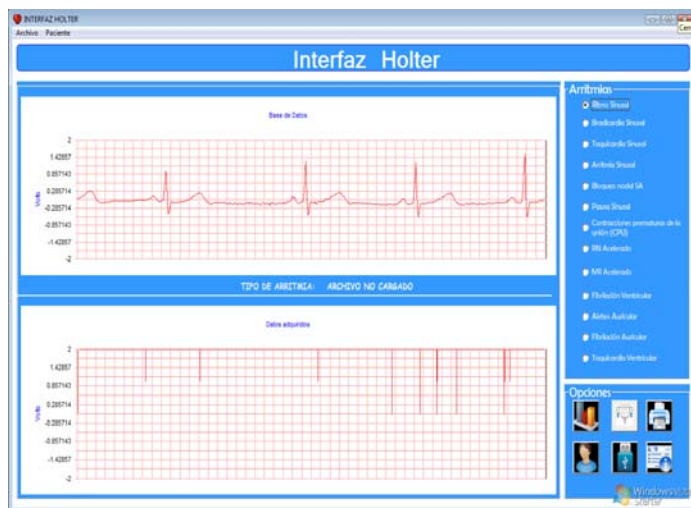


Fig. 16. Ritmo sinusal normal.

Por otra parte, se realizó la etapa de análisis de datos adquiridos, mediante archivos portables en algún dispositivo

de almacenamiento, como una memoria USB o una 'memory card'.

Para este caso la aplicación realizada, tiene la opción para buscar el archivo creado por el dispositivo Holter, y cargarlo en una ventana para su graficación, con esto el médico puede identificar el tipo de anomalía en el ritmo cardiaco del paciente.



Fig. 17. Alteración cardiaca – Arritmia.

Para la ventana principal, se presenta una pantalla con las gráficas que muestran, según el caso, las señales para el análisis del médico, ya sea que la información se haya obtenido por medio de un archivo, o por el puerto paralelo.

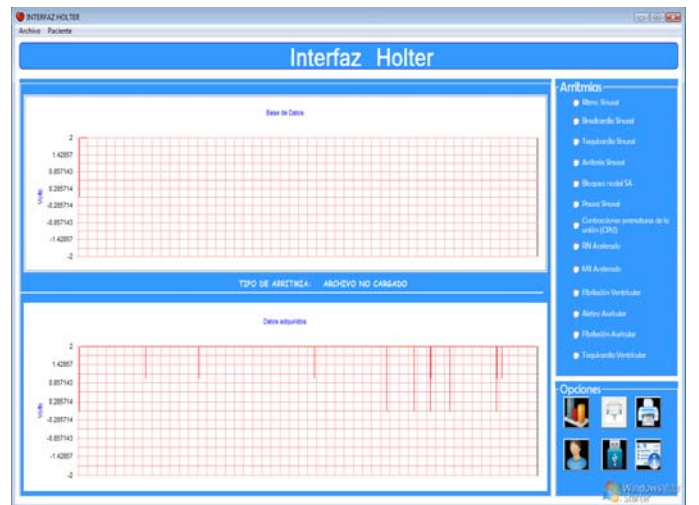


Fig. 18. Interfaz Holter.

También es posible, contar con los datos necesarios del paciente que se realiza el estudio Holter.

Antes de adquirir la señal a través del puerto paralelo, la aplicación lanza una advertencia, para verificar que el paciente tenga colocados los electrodos de manera correcta, como se muestra en la figura 20.

Se pueden observar tanto los datos adquiridos por el puerto paralelo, como los que se obtienen a través del dispositivo Holter, y al mismo tiempo tener una referencia, que sería la

base de datos, para permitir al médico realizar un análisis de manera detallada. Comparando de manera visual las señales electrocardiográficas. Esto se puede apreciar en la ventana principal de la aplicación, la cual se muestra en la figura 21.



Fig. 19. Datos del paciente.

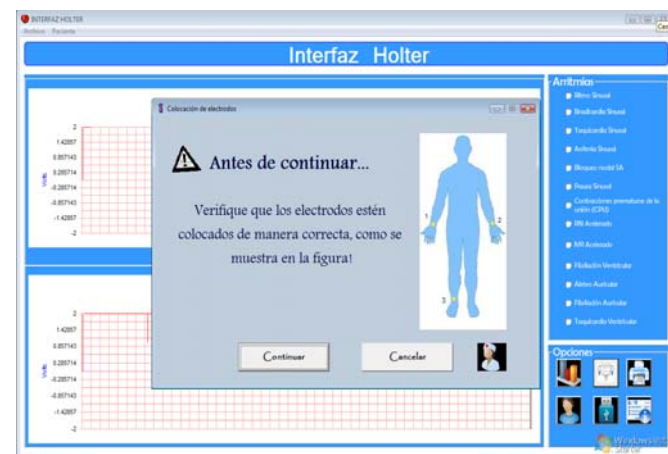


Fig. 20. Colocación de electrodos.

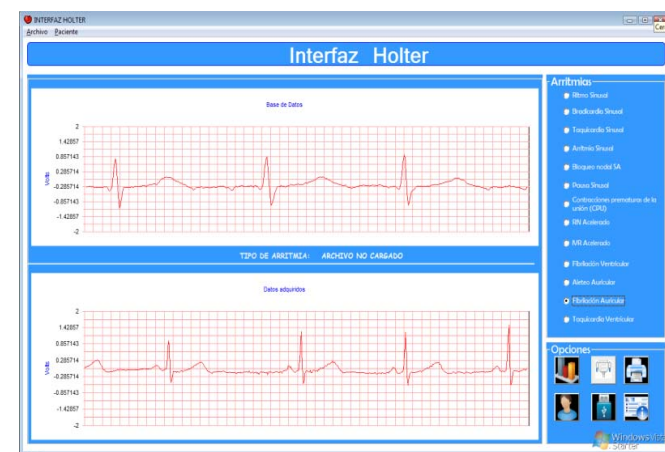


Fig. 21. Pantalla principal para realizar comparaciones.

Se puede hacer uso de la base de datos, por medio del panel derecho, al seleccionar algún tipo de arritmia, ésta se

visualizará en el gráfico superior. La figura 21, muestra lo que se ha descrito.

La aplicación ofrece otra opción, que es la de guardar el gráfico de los datos adquiridos, en un archivo de imagen, esto facilitará que cualquier señal electrocardiográfica guardada, pueda ser analizada posteriormente, si no es necesario hacerlo en el momento. Figura 22.



Fig. 22. Gráfica guardada como archivo de imagen.

IV. CONCLUSIONES

En la realización de este proyecto se presentaron diferentes situaciones, y cada una implicaba resolver un conflicto, algunos más complejos que otros, en algunas etapas se tuvo que invertir un tiempo mayor del que estaba estipulado.

Al implementar el dispositivo, prácticamente no existieron problemas relevantes que impidieran el avance de este proyecto.

En cuanto al manejo del lenguaje Visual Basic 6.0, los problemas que se presentaron fueron en el manejo de ciertos controles, que se resolvieron fácilmente.

El software que se desarrolló, se llevó a cabo por etapas, de acuerdo a la planeación inicial y conforme se obtenían resultados exitosos. Como se mencionó al principio, uno de los objetivos fue realizar una aplicación que fuera amigable con el usuario, es decir, fácil de usar. Por esto se trabajó con muchos elementos visuales, para un mejor y más rápido aprendizaje acerca de la interfaz, por parte del personal que estará trabajando con ella.

Al finalizar este trabajo se logró el objetivo, que se planteó antes de iniciar la realización de este proyecto. Ya que al concluir se obtuvo un sistema de interpretación de datos, que está basado en un analizador de cardiopatías, mejor conocido como electrocardiógrafo Holter, y que cumple la función de ser una herramienta de apoyo médico.

Se aplicó la metodología médica, y se obtuvo la interfaz gráfica amigable con el usuario.

Con esto al finalizar este proyecto, se cuenta con una interfaz accesible y de bajo costo. Es un sistema confiable y muestra la respuesta de la actividad eléctrica del corazón, de

manera fiel como lo haría cualquier electrocardiógrafo convencional.

V. TRABAJO FUTURO

Respecto a las mejoras que se le pueden hacer a este proyecto a futuro, la ciencia y la tecnología van en aumento, y cada vez más se desarrollan infinitas aplicaciones, para cubrir las necesidades de los seres humanos, por lo tanto las modificaciones y mejoras que se puedan implementar en este proyecto, dependerán de las necesidades del usuario y de la imaginación del ingeniero a cargo del proyecto, y de esta forma se obtendrá la mejora de este software.

Una característica por mencionar, puede ser que el sistema de adquisición de datos, ya no trabaje utilizando el puerto paralelo, ya que cada vez más está en desuso, y está siendo reemplazado por nuevos dispositivos de comunicación con la computadora, de los cuales se puede echar mano.

Y en lugar de esto, realizar las modificaciones pertinentes para que pueda transmitir datos por vía USB, incluso se puede trabajar para que la transmisión de información sea posible, a través de infrarrojo o incluso utilizando la tecnología Bluetooth, con estas mejoras, sin lugar a dudas esta aplicación tendría una mayor aceptación, una mayor aplicación y grandes posibilidades de que se utilice, ya sea para innovar en nuevas aplicaciones, o para que el sistema tenga una mejora considerable en su rendimiento, y se adapte a las nuevas tecnologías.

Otra de las mejoras que se le podrían hacer a este proyecto, podría ser que transmitiera los datos o un informe detallado del paciente vía Internet, o también se podría implementar en un móvil o incluso en un dispositivo PDA.

REFERENCIAS

- [1] C. M. Agulhari, R. M. R. Silveira, and I. S. Bonatti, *Lossless compression applied to sequences of bits*, Technical report, Unicamp, Brazil, 2007. Available: http://www.dt.fee.unicamp.br/~ivanil/lossless_bitmap_agulhari_2007.pdf.
- [2] A. Alshamali and A. S. Al-Fahoum, "Comments on An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50 (8), 1034-1037, Aug. 2003.
- [3] C. Rodríguez, S. Borromeo, R. de la Prieta, J. A. Hernández, N. Malpica, "Wireless ECG based on Bluetooth protocol: design and implementation," in *Proc. of IEEE int. conf. on Information Technologies in Biomedicine*, Ionannina, Greece, Oct. 2006.
- [4] P. Bifulco, G. Gargiulo, "Bluetooth Portable Device for Continuous ECG and Patient Motion Monitoring During Daily Life," *Medicon 2007 IFMBE Proceedings* 16, 2007, pp.369-372.
- [5] V. Nopparat, P. Keeratiwintakorn "The Three-Lead Wireless ECG in Sensor Networks for Mobile Patients," in *SICE Annual Conference Japan*, August 20-22, 2008.
- [6] Harri Kailanto, Esko Hyvärinen, and Jari Hyttinen, "Mobile ECG measurement and Analysis System Using Mobile Phone as the Base Station." in *Proc. of Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 2008.
- [7] F. Sufi, Q. Fang and I. Cosic, "ECG R-R Peak Detection on Mobile Phones," in *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale*, Lyon, France, August 23-26, 2007.
- [8] S. Arslan and K. Kose, "A Design of DSPIC Based Signal Monitoring and Processing System," *Journal of Electrical and Electronics Engineering*. number 1, volume 9. 2009.
- [9] F. Spadini and F. Vergari, "A Wireless and Context-Aware ECG Monitor : An iMote2 Based Portable System," *Computers in Cardiology* 35, pp. 997--1000, 2008.
- [10] H. Ming , Z. Yajun , and H. Xiaoping, "Portable ECG Measurement Device based on MSP430 MCU," in *Proceedings of the 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, May 27-30, 2008, p.667-671.
- [11] J. Zhu , N. Rao , D. Liang , and W. Chen, "Design of Pre-processing Circuit for Wireless ECG Monitoring System," in *Proceedings of the 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, May 27-30, 2008, pp. 598-602.
- [12] A. Tahat, "Mobile Personal Electrocardiogram Monitoring System and Transmission Using MMS," in *Proceedings of the 7th International Caribbean Conference on Devices, Circuits and Systems*, Mexico, Apr. 2008, pp. 28-30.
- [13] P. Frehill and D. Chambers. "Using Zigbee to Integrate Medical Devices," in *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale*, Lyon, France, August 2007, pp.23-26.
- [14] S. Pavel, M. Pavlik, and R. Vrba, "Smart Differential Pressure Sensor with Bluetooth Communication Interface," in *Proceedings of the Third International Conference on Systems*, April 13-18, 2008, pp.363-367.
- [15] M. J. Moron, R. Luque, E. Casilari and A. Díaz-Estrella, "Analysis of Bluetooth Transmission Delay in Personal Area Networks," *IEEE*, 2008.