

Diseño y construcción de un fonocardiógrafo digital con visualización en LabVIEW

Juan Sebastián Osorio Valencia^{1,Ψ}, Luisa Fernanda Cuesta López¹, Felipe Gómez Maya¹
¹Programa de Ingeniería Biomédica EIA-CES, Línea de Bioinstrumentación, Señales e Imágenes Médicas
Recibido 30 de octubre de 2006. Aceptado 07 de enero de 2007

Resumen— Un buen diagnóstico de enfermedades relacionadas con válvulas cardiacas se debería dar a partir de un fonocardiograma capaz de suministrarle al médico una información confiable de la situación del paciente. Se presenta el diseño de un fonocardiógrafo con la capacidad de amplificar y filtrar las señales acústicas derivadas del corazón. Posteriormente se realiza una conversión análogo-digital de las señales para ser enviadas por puerto serial a un entorno gráfico en LabVIEW para su registro y análisis en tiempo real.

Palabras clave—Fonocardiografía, Amplificadores operacionales, Conversión análogo-digital, Filtrado, Sistema cardiovascular.

Abstract—The auscultation of the heart noises has always been an important tool in medicine, a good diagnosis of illnesses related to the heart valves should be given from a phonocardiogram able to give the doctor a reliable information of the patients situation. The design presented is a phonocardiograph capable of amplifying and filtering the acoustic signs derived from the heart. After an analog to digital conversion of those signs the information is sent by serial port to a graphic environment in LabVIEW for its registration and analysis in real time.

Keywords—Phonocardiography, Operational amplifiers, Analog-to-Digital conversión, Filtering, Cardiovascular system.

I. INTRODUCCIÓN

La escucha de los ruidos del cuerpo, generalmente con la ayuda de un estetoscopio, se denomina auscultación. Esta técnica ha sido una de las principales herramientas para el diagnóstico de enfermedades valvulares, debido a que el cierre de las válvulas se asocia con ruidos audibles. La auscultación es la primera herramienta de análisis que se emplea para evaluar el estado funcional del corazón, y el primer indicador utilizado para remitir al paciente donde un especialista. En ella, el médico trata de identificar y analizar separadamente los diferentes ruidos que componen el ciclo cardiaco y realiza después una síntesis de las características extraídas [1].

Durante los últimos 20 años, la importancia de la auscultación cardiaca ha disminuido frente al avance de otras técnicas diagnósticas de alta tecnología (ecocardiografía bidimensional asociada a Doppler pulsado, continuo y color; tomografía computarizada, imágenes nucleares, etc.) [1]. Sin embargo, aunque estas técnicas permiten obtener diagnósticos mucho más fiables que la auscultación, se trata de técnicas costosas no disponibles en la mayoría de los ambulatorios cardiológicos. En otras ocasiones se trata de técnicas invasivas, cuya aplicación al paciente viene limitada por la influencia negativa que pueden tener sobre éste. De ahí la necesidad de desarrollar un sistema confiable y económico que permita al médico suministrar un diagnóstico adecuado sin la utilización de equipos

de tecnología de punta. Algunas tecnologías con menor complejidad y relativamente económicas se han propuesto para la auscultación, en específico los fonocardiógrafos [2, 3].

Existen diferentes tipos de sonidos cardiacos en los cuales se debe enfatizar, estos son llamados primero y segundo tono cardiacos y son causados por el cierre de las válvulas auriculoventriculares (A-V) y semilunares respectivamente. La duración de cada uno de los sonidos del corazón es ligeramente superior a 0.1s y la amplitud de frecuencias audibles comienza en la frecuencia más baja que el oído puede captar, alrededor de 40Hz y aumenta por encima de 500Hz. Cuando se utiliza un dispositivo electrónico especial para registrar estos tonos, la mayor parte del ruido registrado se sitúa en frecuencias y niveles de sonido por debajo del intervalo audible, por este motivo, las partes principales de los tonos cardiacos pueden registrarse electrónicamente en fonocardiogramas [4] (Ver área inferior sombreada de la Fig. 1).

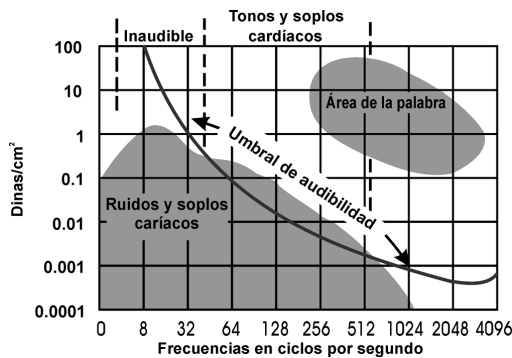


Fig. 1. Amplitud de las diferentes vibraciones de frecuencia en los tonos y soplos cardiacos en relación con el umbral de audibilidad [4].

En la Fig. 2 se muestran los diferentes tipos de patologías valvulares que se pueden presentar.

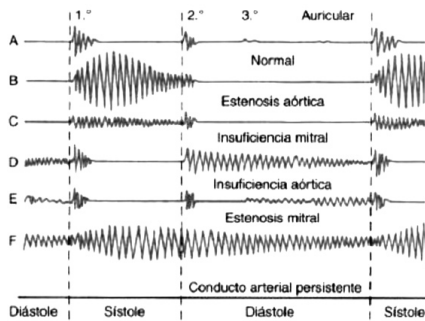


Fig 2. Fonocardiograma de un corazón normal (A) y otros con patologías (B, C, D, E, F) [4].

El artículo presenta el desarrollo de un fonocardiógrafo digital con registro de la señal en tiempo real.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Materiales

Software: LabVIEW 7.0 (National Instruments), Sistema operativo Windows XP - Edición Profesional (Microsoft).

Hardware: Computador personal (disco duro: 40Gb, Procesador: 500MHz, RAM: 256Mb), estetoscopio, microcontrolador PIC 16F877A (Microchip, EE.UU.), micrófono capacitivo, MAX232, amplificadores operacionales (TL072 y LM358).

B. Métodos

En la Fig. 3 se muestra un diagrama de bloques con el funcionamiento del dispositivo desarrollado. En la primera etapa, se adapta a un estetoscopio un micrófono capacitivo (o electrostático) de tamaño reducido, el que hace la conversión electroacústica de la señal.

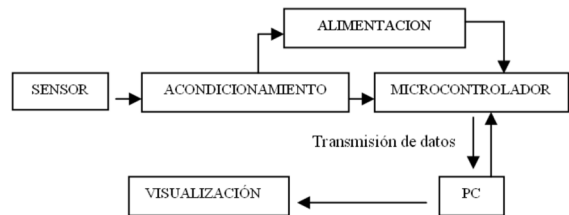


Fig. 3. Diagrama de bloques del fonocardiógrafo desarrollado.

El siguiente paso (ver etapa de acondicionamiento en la Fig. 3) consiste en una amplificación y filtrado de la señal. Se utiliza un filtro pasabandas con una frecuencia de corte inferior de aproximadamente 10Hz y superior de 700Hz, lo cual corresponde al rango de los ruidos y soplos cardiacos [5]. A partir de (1), y conociendo las frecuencias de corte y un valor fijo de capacitancia, se halla la resistencia necesaria para el filtrado [6]:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{1}$$

En la Fig. 4 se muestra el esquema de la etapa de acondicionamiento, la que se subdivide en tres: en la primera se tiene un filtro pasa-altas (10Hz) de la señal y un amplificador no inversor con una ganancia de 11, calculado con (1); en la segunda etapa se tiene un filtro pasabajos (700Hz) que invierte la señal (amplificador inversor) pero no se presenta ganancia alguna; y en la última etapa se vuelve a invertir la señal con una amplificación de 47. En total y por propiedades de los amplificadores operacionales se tiene una amplificación total de unas 517 veces el voltaje de entrada.

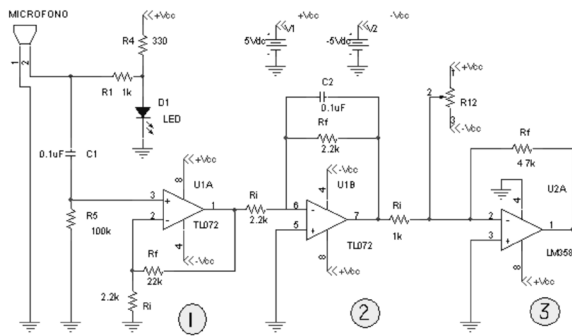


Fig. 4. Etapas de obtención de la señal y acondicionamiento.

Es necesario tener en cuenta que los amplificadores operacionales TL072 tiene una alimentación de -5V y +5V, con un voltaje de saturación de aproximadamente 4V, mientras que el LM358 se alimenta solo con +5V y tierra (no es necesaria una alimentación negativa en este amplificador operacional) y funciona como rectificador de nivel. Así se evita que al microcontrolador lleguen voltajes negativos. Además se destaca el uso de un potenciómetro para localizar la señal en un voltaje de *offset* adecuado (+2V) que permita su posterior visualización actuando como un sumador de nivel.

• Programación Conversión A/D – Serial

Luego del acondicionamiento de la señal se realiza la conversión análogo–digital y la transmisión serial por medio de un microcontrolador PIC 16F877A. El programa envía dos registros con el resultado de la conversión después de recibir una señal del PC (la letra “C”). La comunicación se da vía RS232 a través del COM1.

La medida analógica se realiza mediante el canal RA0 de entrada del módulo A/D (conversión análogo-digital), el cual se configura para que utilice un reloj de conversión dependiente del oscilador ($F_{osc}/32$) con un tiempo mínimo de conversión de 19,2µs para un oscilador HS (*High Speed*) de 20MHz. Se implementa la tensión interna de alimentación del microcontrolador como tensión de referencia, por lo tanto la resolución del conversor está dada por:

$$Rsl = \frac{5V}{1023} = 4,887mV \quad (2)$$

La forma como se acopló la transmisión serial asíncrona fue la siguiente: una vez realizada la conversión A/D de la señal fonocardiográfica amplificada, el resultado es almacenado temporalmente en dos registros del microcontrolador y luego transmitido al computador a través de un pin del puerto C. Los parámetros de configuración para el transmisor (microcontrolador) y el receptor (PC) son

los siguientes: velocidad de transmisión de 57600 BPS, sin paridad, 8 bits y un bit de parada.

El diagrama de flujo de la Fig. 5 muestra cómo la conversión se realiza constantemente y se verifica prácticamente de forma simultánea la bandera RCIF del registro PIR1, la cual indica que un dato del PC se ha recibido completamente. Cuando la bandera está activada se comprueba que el dato recibido en efecto sea una “C” (código ASCII) para proceder a enviar los registros que contienen el resultado de la conversión.

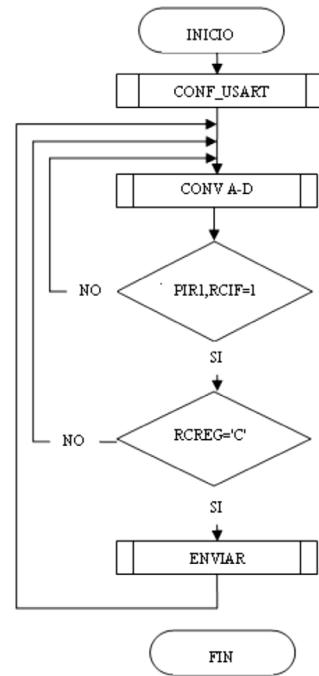


Fig. 5. Diagrama de flujo simplificado del algoritmo utilizado para la conversión análogo-digital y envío de la señal.

Dado que el microcontrolador sólo trabaja con niveles TTL (Lógica Transistor a Transistor) es necesario convertir éstos para que cumplan con el protocolo RS-232, los cuales son niveles que pueden viajar una distancia mayor y son los que están presentes a la entrada del puerto serial, por tal motivo se utiliza el hardware indicado en la Fig. 6.

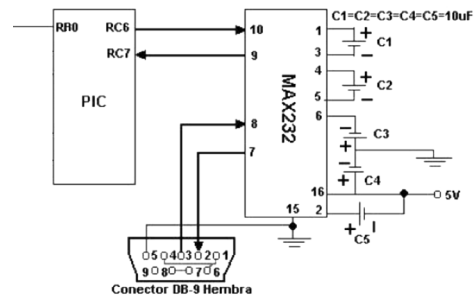


Fig. 6. Hardware de la comunicación serial.

• *Visualización de la señal utilizando LabVIEW*

Labview es un entorno de programación y visualización de señales por medio de instrumentos virtuales, el cual consiste en un modulo de software que simula el panel frontal de un instrumento y realiza una serie de medidas como si se tratara de un instrumento real [7, 9].

De acuerdo con el diagrama de flujo de la Fig. 7, el programa comienza esperando la orden del usuario de empezar la comunicación serial con el microcontrolador (PLAY).

Una vez dada esta orden, el programa empieza a enviar sucesivamente “C” para que el microcontrolador devuelva por el puerto serial tres registros: el primero es un registro de control que contiene el signo pesos (\$) en código ASCII, el cual permite verificar que la comunicación se está realizando satisfactoriamente. A su vez sincroniza el envío de los otros dos registros (*H_BYTE* y *L_BYTE*) que contienen el resultado de la conversión A/D. Estos registros se procesan independientemente para poder convertirlos en un único valor de voltaje entre 0 V y 5V, posteriormente se lleva la señal a un filtrado digital con el objeto de asegurar que los datos recibidos sí correspondan al rango de la señal fonocardiográfica. El proceso de filtrado consiste en un filtro pasa bandas con una frecuencia de corte inferior de 10Hz y una frecuencia de corte superior de 700Hz, igual al filtro del hardware.

Una vez filtrada la señal, el paso siguiente es graficar punto a punto en el dominio del tiempo el voltaje obtenido, para lo cual se utiliza un visualizador XY donde X es el tiempo y Y la amplitud de la onda capturada (en voltios).

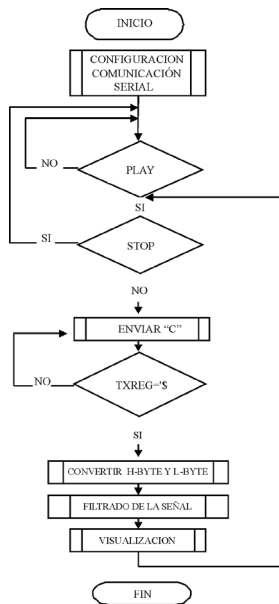


Fig. 7. Diagrama de flujo simplificado del algoritmo realizado en LabVIEW.

III. RESULTADOS

En la Fig. 8 se puede apreciar el comportamiento del filtro implementado en el hardware (simulación en Orcad PS-pice) donde se comprueba el paso de frecuencias superiores a $f_2=10\text{Hz}$ e inferiores a $f_1=700\text{Hz}$. En f_1 y f_2 , la amplitud de la salida corresponde al 70% de la máxima. El ancho de banda es 690 Hz y el factor de calidad 0,206.

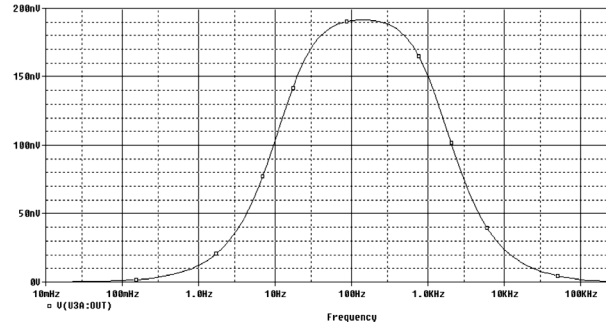


Fig. 8. Respuesta en frecuencia del filtro pasabandas.

En pruebas realizadas con el software se pudieron apreciar las variaciones características de las señales fonocardiográficas. Éstas se registraron como ondas que varían su frecuencia y amplitud en respuesta a los sonidos captados por el transductor.

El prototipo construido, además de los elementos que realizan el acondicionamiento de la señal, consta de un cable serial y de un estetoscopio, fundamental para la obtención de los ruidos cardiacos. Es un dispositivo de fácil transporte y de poco peso (Fig. 9).

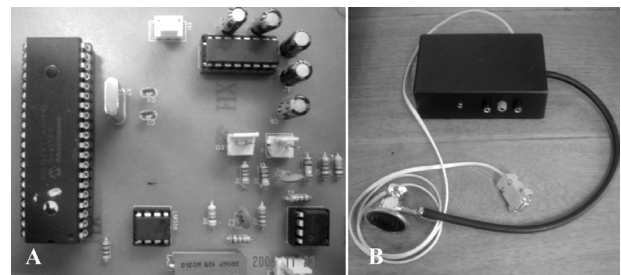


Fig. 9. Prototipo final. Vista interna (A) y vista externa (B).

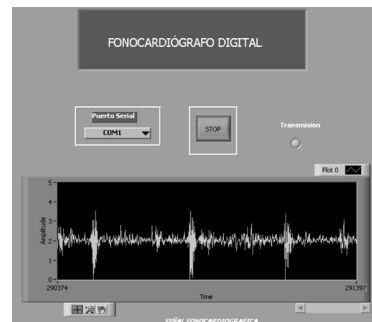


Fig. 10. Visualización de la señal fonocardiográfica en LabVIEW. Pantalla de la interfaz gráfica diseñada.

En la gráfica de la señal (como la que se visualiza en la Fig. 10) se observan los diferentes sonidos cardíacos que fueron obtenidos, donde se destacan el primero y segundo tono. La resolución vertical esta dada por la resolución del conversor A/D (4,8mV) y la resolución horizontal se relaciona con la frecuencia de muestreo y de envío de la señal por el puerto serial, la cual es de aproximadamente 2,2KHz según cálculos realizados teniendo en cuenta la velocidad de transmisión y el reloj de conversión.

IV. DISCUSIÓN

El dispositivo permite la toma de datos y su visualización en tiempo real, ofreciendo de esta forma un método diagnóstico efectivo e inmediato. Asimismo plantea la posibilidad de un “auto-diagnóstico” basado en la información suministrada por un programa especialmente diseñado para el procesamiento y el análisis de los datos, facilitando de esta forma la tarea del médico.

La velocidad de la comunicación serial alcanzada fue de gran importancia para la visualización en tiempo real, además la transformación de los registros que contenían el resultado de la conversión A/D a valores de voltaje se hizo mediante LabVIEW, lo cual ahorró tiempo de muestreo. El diseño del fonocardiógrafo digital ilustra la flexibilidad que ofrece la instrumentación virtual, tal como lo proponen Olansen *et al.* 2002 [9]. La flexibilidad se refleja en la facilidad del manejo y acondicionamiento de la señal, ahorrando requerimientos de hardware, además de la posibilidad de generar un entorno gráfico amigable al usuario y configurable según sus necesidades.

Las señales fonocardiográficas obtenidas, a pesar de que son una muy buena aproximación a las señales de otros dispositivos ya existentes, dependen mucho de las condiciones del ambiente en el cual se realiza la auscultación, además estas señales varían de una persona a otra dificultando aun más su análisis.

El fonocardiógrafo digital puede incorporarse a un sistema más complejo para la medición de otras variables fisiológicas, lo cual enriquecería la actividad investigativa y profesional de la práctica médica.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos al profesor Juan Carlos Ramírez Giraldo, y a Alejandro Herrera por su colaboración y asesoría en la realización de este proyecto.

REFERENCIAS

- [1] Martínez J. Fonocardiografía: Estado del arte. Universidad Politécnica de Cartagena. Noviembre 2006. Disponible en: <http://himilce.detcp.upct.es/PB63002-FCGRev.pdf>
- [2] Várady P., Wildt L., Benyó Z., Hein A. An advanced method in fetal phonocardiography. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 71 (3), 283-296, Julio 2003.
- [3] Luisada A., MacCanon D., Feigen L., Griffen P., Darrel B. Design and first results of a new phonocardiograph. *The American Journal of Cardiology*, 28 (2), 134-139, Agosto 1971.
- [4] Guyton A.C. Tratado de fisiología médica. Mc Graw Hill, Edición 10. 2000, Capítulo.23, 295-304.
- [5] Schaumann R., Mac E., Valkenburg V. Design of Analog Filters. Oxford University Press, 2001, Capítulos 2-3.
- [6] Chua C.S., Hin S.M. Digital Blood Pressure Meter. Motorola Application Note AN1571, 1997.
- [7] Jaramillo J.W., Torres R.A. Fonocardiógrafo Digital. Tesis de grado, Universidad de Antioquia, Medellín, 2000.
- [8] Webster J.G. Medical Instrumentation. Application and Design. Edición 3. John Wiley & Sons, 1998, 308-312.
- [9] Olansen J.B., Rosow E., Virtual Bio-instrumentation. Biomedical, Clinical and Healthcare applications in LabVIEW. Prentice Hall PTR., 2002. Page 115.
- [10] Vergara J. M. Curso de biomecatrónica I EIA-CES, comunicación privada, Noviembre de 2005.