

Tarjeta de adquisición de datos para el sistema integrado de estetoscopio digital y ECGAR del proyecto SEDAR

Data acquisition card for integrated system of digital stethoscope and ECGAR of SEDAR Project

Nelson Dugarte Jerez³, Antonio Álvarez¹, Edinson Dugarte³, Adolfo González¹, Gabriel Álvarez¹, Marcelo Gómez², Jorge Cassia¹

RESUMEN

El artículo presenta el desarrollo de una tarjeta de adquisición de datos (TAD) para uso biomédico. Este diseño forma parte de un sistema que permite realizar un análisis comparativo entre los sonidos cardiopulmonares (SC) y el electrocardiograma de alta definición (ECGAR). La TAD reportada digitaliza simultáneamente tres señales adquiridas. Los dos primeros canales digitalizan las señales correspondientes a las derivaciones dI y dIII del ECGAR. El tercer canal digitaliza la señal captada del SC. El instrumento consta de dos partes, una etapa de hardware para adquirir la señal y un software para la manipulación de datos en la computadora. El hardware está compuesto por un microcontrolador de alto rendimiento, una interfaz de comunicación con la computadora vía USB y los circuitos de seguridad eléctrica inherentes a un equipo médico. El software permite la adquisición de las señales transmitidas desde el hardware, su visualización gráfica y el almacenamiento de la información en una base de datos. Las pruebas de funcionamiento demostraron errores inferiores al 0,1 % en las mediciones de amplitud y no se registró pérdida de información en la comunicación con la computadora.

Palabras claves: Adquisición simultánea de señales, Estetoscopio digital, Electrocardiografía de alta resolución, Contraste entre bioseñales acústicas y eléctricas.

ABSTRACT

The paper reports the development of a data acquisition card (TAD) for biomedical use. This design is part of a system that allows a comparative analysis between cardiopulmonary sounds (SC) and the high-definition electrocardiogram (ECGAR). The reported TAD simultaneously digitizes three acquired signals. The channels 1 and 2 digitize the ECGAR signals corresponding to leads dI and dIII. The channel 3 digitizes to SC captured signal. The instrument consists of two parts, a hardware for acquire the signal and a software for data manipulation in the computer. The hardware consists of a high performance microcontroller, a USB communication interface with the computer and the electrical safety circuits inherent to medical equipment. The software allows the signals acquisition transmitted from the hardware, its graphic visualization and the information storage in a database. The performance tests showed errors less than 0.1 % in amplitude measurements and no loss of information in the communication with the computer.

Key words: Simultaneous signals acquisition, Digital stethoscope, High resolution electrocardiography, Contrast between acoustic and electrical biosignals.

1. Instituto Regional de Bioingeniería (IRB), Universidad Tecnológica Nacional (UTN). Mendoza, Argentina.

2. Grupo de Bioingeniería Regional la Rioja (GEMLAR) – UTN. Mendoza, Argentina.

3. Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Universidad de Los Andes (ULA), Mérida, Venezuela.

Mail: ndj0227@gmail.com, antonioalvarezabril@yahoo.com.ar, edinson0909@gmail.com, gabo_121_7@hotmail.com, mgomez_ar@hotmail.com, jorge.cassia@ypf.com.

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades del sistema cardiorrespiratorio son una de las principales causas de muerte en el mundo⁽¹⁾. El uso del cigarrillo, el licor, las drogas, la desnutrición infantil, la cultura alimentaria basada en alto consumo de grasas saturadas, la marginalidad social y la carencia de políticas activas relacionadas con la prevención, agravan el cuadro de salud asociado con este tipo de enfermedades⁽²⁾.

El diagnóstico de este tipo de afecciones se realiza empleando diversas técnicas de análisis, tales como la electrocardiografía, la auscultación de los sonidos cardiopulmonares, los estudios por Ultrasonido, Rayos X, etc. Destacando la electrocardiografía y la auscultación como los métodos más utilizados, debido a que son económicos, eficientes y no invasivos⁽³⁾.

La electrocardiografía o ECG, originalmente desarrollada por Willem Einthoven, consiste en medir las señales eléctricas que se originan como consecuencia de la contracción del corazón⁽⁴⁾. El ECG convencional, es adquirido para visualizar señales con frecuencias por debajo de 120 Hz. Normalmente digitalizada a 500 muestras por segundo (mps) con 8 bits de resolución. La definición que se obtiene es suficiente para visualizar el funcionamiento del corazón, pero está comprobado que muchos detalles pueden pasar desapercibidos al análisis del experto⁽⁵⁾. Para una mayor definición se utiliza el electrocardiograma de alta resolución (ECGAR)^(5,6). El ECGAR se fundamenta en adquirir la señal cardiaca en un rango ampliado de ancho de banda y con mayor resolución que el ECG convencional.

La auscultación⁽³⁾, es un examen físico que realiza el médico especialista, para evaluar el trabajo mecánico de órganos específicos por medio de la captación de los sonidos que se generan con su funcionamiento. Para escuchar estos sonidos el especialista utiliza un aparato conocido como estetoscopio.

El estetoscopio es un instrumento médico inventado por René Laënnec en 1816, que permite captar los sonidos corporales^(3, 7). El instrumento se estructura en tres partes: un sensor que permite captar la señal acústica del cuerpo, un transduc-

tor que amplifica la señal captada y una etapa de salida en donde el médico escucha el sonido manipulado con una relativa ganancia en las características acústicas.

El estetoscopio original consiste de una membrana sujeta a un cono hueco que sirve como acoplamiento con el cuerpo del paciente, un tubo hueco que conduce el sonido y las terminaciones auriculares que permiten escuchar el sonido. Actualmente el sensor se hace más sofisticado con elementos altamente sensibles al sonido como micrófonos con cristal piezoeléctrico o por efecto capacitivo. En los instrumentos modernos la señal acústica se transforma en señales eléctricas y se digitaliza, con lo cual se facilita el tratamiento y manejo de la señal captada^(6,8). El tratamiento de la señal normalmente implica amplificación y filtrado no lineal⁽⁸⁾. Para escuchar el sonido se utilizan auriculares de alta calidad.

La detección de las patologías cardiopulmonares es objeto de investigación en todo el mundo. Se encuentra amplia documentación sobre el desarrollo de una gran variedad de electrocardiógrafos y estetoscopios digitales^(3, 8, 9). Algunas investigaciones están orientadas al desarrollo de instrumentos más sensibles o más eficientes, en otros casos se pretende un mejor filtrado de las señales que no son de interés médico^(10, 11, 12, 13). Entre otras cosas se realizan investigaciones sobre cómo aplicar análisis de señales en las adquisiciones de sonidos cardiopulmonares^(6,14), o en la electrocardiografía digital^(15, 16, 17). Pero es notable la poca información que se encuentra disponible sobre los parámetros que correlacionan la electrocardiografía con la acústica que se genera a partir del trabajo mecánico de los tejidos.

Recientemente, en los laboratorios del Instituto Regional de Bioingeniería (IRB) de la Facultad Regional Mendoza de la UTN en conjunto con la Facultad de la Rioja de la UTN y con apoyo del Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA) de la Universidad de Los Andes, se trabaja en el desarrollo de un instrumento que integra la auscultación sónica digital con la electrocardiografía de alta resolución, bajo el nombre de proyecto SEDAR (Sonido y Electrocardiografía Digital de Alta Resolución). Este proyecto tiene el propósito de integrar el

análisis simultáneo del sonido cardiorrespiratorio con la electrocardiografía de alta resolución, en busca de patrones para la detección temprana de patologías cardiopulmonares.

La **Fig. 1**, describe las partes que componen el proyecto SEDAR. Este instrumento permite la adquisición multicanal de los parámetros eléctricos y acústicos del paciente y registra las señales captadas en un software diseñado para funcionar en la computadora. Dada la envergadura del proyecto, en este artículo solo se reporta el desarrollo de una tarjeta de adquisición de datos o TAD, la cual se identifica en el diagrama como el módulo de digitalización.

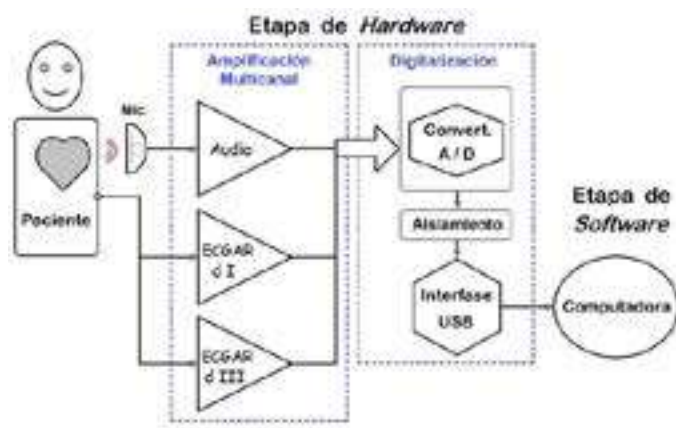


Fig. 1. Diagrama general de las partes que compone el Instrumento SEDAR.

METODOLOGÍA

Esta parte del instrumento se diseñó basado en la TAD desarrollada para el instrumento DIGICARDIAC⁽¹⁸⁾ pero con los ajustes correspondientes para digitalizar las señales que se obtienen con el sistema SEDAR. La TAD consta de dos etapas, ver **Fig. 2**. Una etapa de hardware, con la cual se digitaliza las tres señales de entrada y una etapa de software instalada en el computador, que permite graficar y almacenar las señales adquiridas.



Fig. 2. Diagrama de funcionamiento de la TAD desarrollada.

El diagrama de la **Fig. 3**, muestra el circuito eléctrico de la TAD desarrollada. Las entradas rotuladas

como I y III digitalizan las señales correspondientes a las derivaciones dI y dIII del ECGAR. La entrada rotulada como Vx digitaliza la señal captada del SC.

El circuito integrado dsPIC30F3013, identificado como U1 en el esquema de la **Fig. 3**, es un microcontrolador de alto rendimiento con prestaciones para adquisición y procesamiento de señales⁽¹⁹⁾. Puede funcionar a frecuencias de reloj de hasta 120 MHz a partir de una referencia externa con un cristal de cuarzo de 4,00 MHz. Posee un módulo convertidor analógico a digital (CAD) con definición de 12 bit y velocidad de adquisición hasta 200 kilo muestras por segundo (mps).

Secuencia de funcionamiento

El microcontrolador funciona siguiendo los pasos dictados en el listado de instrucciones del programa o Firmware, almacenado en su memoria permanente.

Este programa no depende del computador y se ejecuta automáticamente desde que el hardware se conecta al puerto USB. El diagrama de la **Fig. 4**, presenta la secuencia de la rutina principal.

Al iniciar el programa se llama a la subrutina del CAD, para obtener las primeras muestras de adquisición. Seguidamente se activa el módulo temporizador para establecer una base de tiempo de 25 μ s. Dado que el temporizador funciona en un lazo cíclico, se reinicia automáticamente cada vez que completa un periodo. El CAD se utiliza solo cuando se completa un periodo de tiempo, con lo cual se puede obtener un muestreo de 40 kmps.

La subrutina Comunicación_TX permite la transmisión serial de los valores obtenidos con el muestreo anterior. Con cada ciclo de la base de tiempo se pueden transmitir los datos obtenidos mientras se realiza un nuevo proceso de conversión. Esto es posible porque la transmisión serial y el CAD funcionan como módulos independientes.

Proceso de digitalización

El proceso de digitalización depende exclusivamente de la Subrutina CAD. El diagrama de la **Fig. 5**, señala la secuencia de operaciones que se realizan.

En primer lugar se verifica el valor de la variable "FM". Esta variable sirve como contador para la

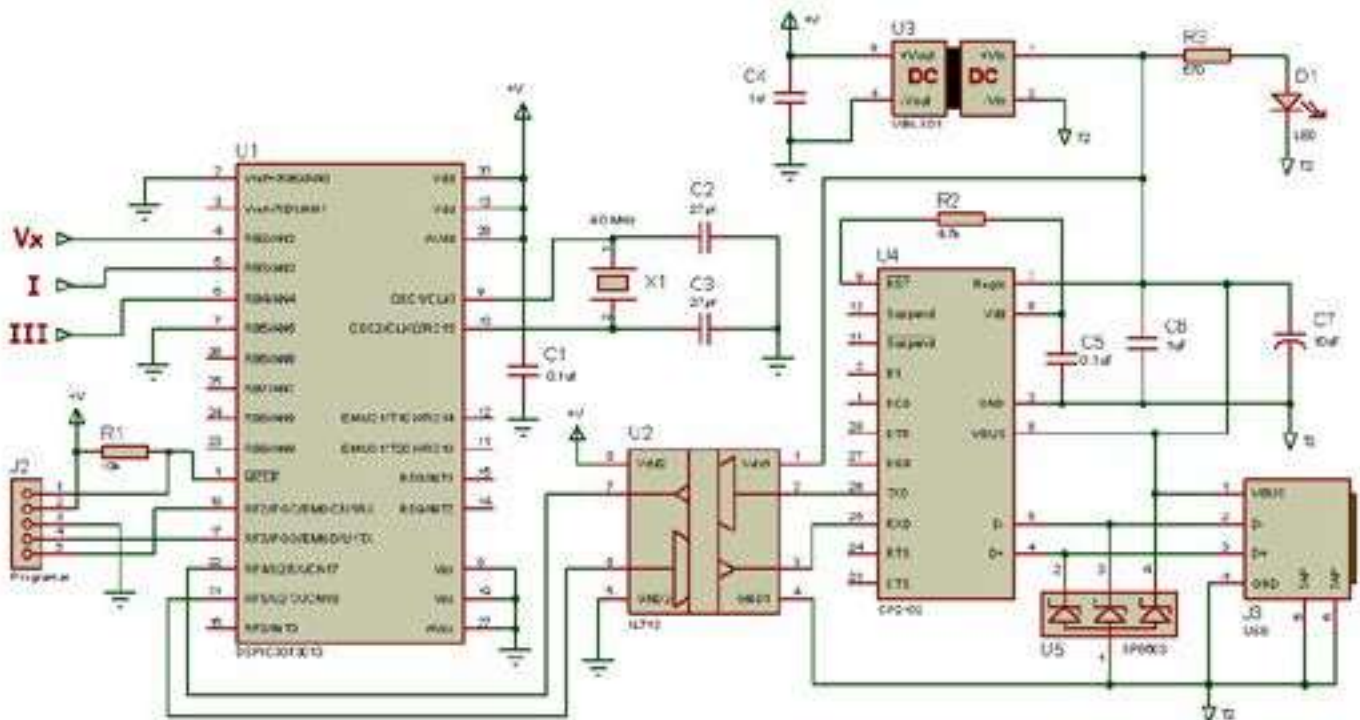


Fig. 3. TAD diseñada para digitalizar 3 señales de uso médico.

frecuencia de muestreo. Si FM es diferente de 0, solo se muestrea el canal del SC. Si FM = 0, se procede a cargar el valor 65535 (FFFF en Hex) en la variable "TX1". Esta variable funciona como sincronismo en la transmisión de datos. Dado que el número 65535 nunca se alcanza con los 12 bits del CAD, la transmisión de TX1 indica al software instalado en el computador que seguidamente se envían los datos dl y dIII del ECGAR junto con el dato del SC.

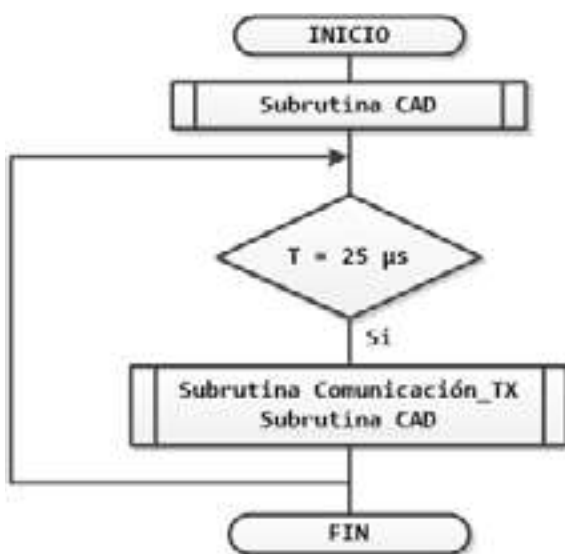


Fig. 4. Secuencia de la rutina principal.

Seguidamente se carga la variable FM con el número 19. Esto se realiza con el propósito de transmitir 20 muestras del sonido cardiovascular por cada muestreo del ECGAR. Lo cual permite que la frecuencia de muestreo del SC sea de 40 km/s y del ECGAR sea de 2 km/s. Estas frecuencias de muestreo se deben a que el ancho de banda del SC llaga hasta 20 kHz mientras que el rango de frecuencia de utilidad médica en el ECGAR solo llega hasta 300 Hz.

La resolución expresa el valor mínimo de amplitud que se puede captar en la adquisición. La resolución se obtiene por la relación de amplitud de la señal de entrada entre la definición del CAD, **ecuación 1**.

$$\text{Resolución} = \frac{\text{Amplitud de la señal}}{\text{Definición del CAD}} \quad (1)$$

La TAD se diseñó para digitalizar señales de entrada que sean continuas en el tiempo, con rango de amplitud que puede oscilar entre 0 y 5 V, y dado que el CAD digitaliza la señal a 12 bits, se tiene una definición de 4096 (convertido a decimal: [12 bits] b = [4096]d). De tal manera, el valor de la resolución se presenta en la solución expresada en la **ecuación 2**.

$$\text{Resolución} = 5/4096 = 1,22\text{mV} \quad (2)$$

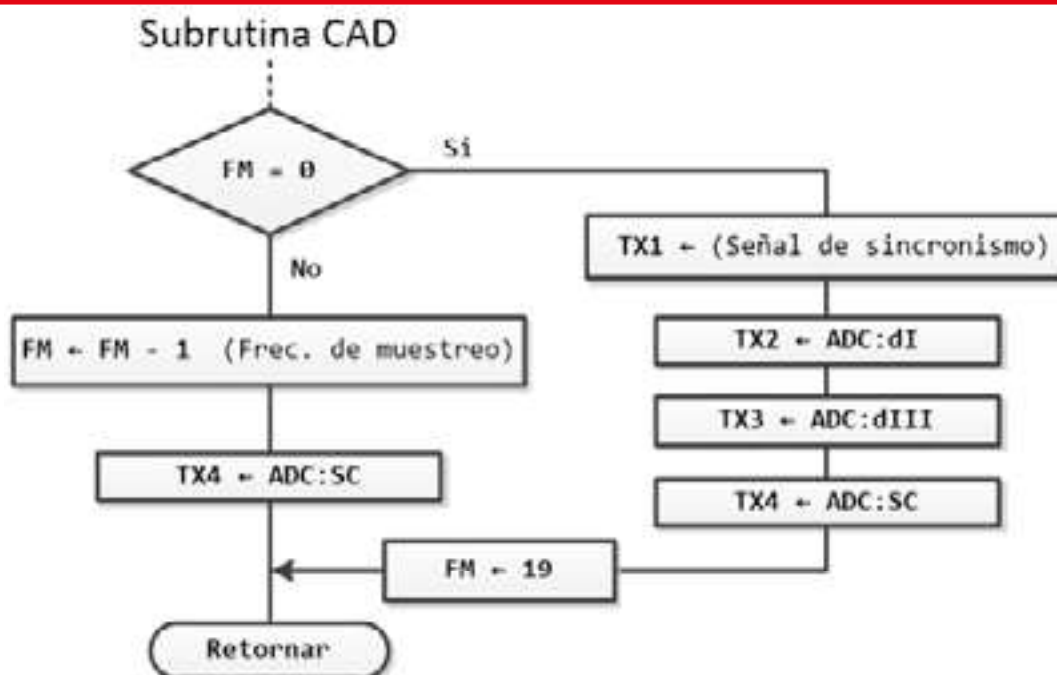


Fig. 5. Secuencia de operaciones que realiza la subrutina CAD.

Cabe destacar que la señal captada del paciente es amplificada 1000 veces en la etapa anterior a la TAD, por consiguiente la resolución real es de 1,22 micro-Volts (μV). Este nivel de resolución permite realizar análisis de señales para detectar componentes de valores muy pequeños.

Seguridad eléctrica

Los equipos médicos deben ofrecer a pacientes, usuarios y otras personas, un elevado nivel de protección y confiabilidad^(20, 21). El circuito integrado IL712, identificado como U2 en el esquema de la Fig. 3, es un dispositivo de aislamiento de señales digitales de doble canal, certificado por la empresa que los fabrica hasta 30 kilo volts (kV). Este circuito permite la comunicación de datos entre el microcontrolador y el drivers de USB sin riesgo de corrientes de fuga por esta vía.

Todos los circuitos del hardware se alimentan de la fuente USB, para esto se utilizó el dispositivo VIBLSD1. Este componente, identificado en el esquema de la Fig. 3 como U3, es un circuito integrado que funciona como una fuente con aislamiento Galvánico de alta seguridad. Este circuito elimina todo contacto físico con las líneas de +5V y GND del cable de USB, con lo cual se elimina la posibilidad de corrientes de retorno por la línea de tierra o la posibilidad de choque eléctrico ante pulsos de tensiones elevadas por la línea de fuente.

adicionalmente se utilizó el dispositivo SP0503, identificado en el esquema de la Fig. 3 como U5. Este componente es un supresor de potenciales transientes y picos de alto voltaje, que pudieran ser causados por descargas electrostáticas o fallas en los circuitos de la computadora donde se conecta las líneas de USB. Este circuito funciona como primera barrera de protección, que asegura la compatibilidad electromagnética de la TAD y previene cualquier posible daño causado por diferencias de potencial externo⁽²²⁾.

RESULTADOS

Los circuitos desarrollados conforman una tarjeta de adquisición de datos especializada, para ser utilizada tanto en electrocardiografía como en fonaudiología digital. Las pruebas de certificación comprobaron que este instrumento cumple las normas de funcionamiento y seguridad eléctrica aplicada a equipos médicos^(20, 21, 22). La Fig. 6 presenta la TAD desarrollada.

La evaluación del producto fue certificada en el Instituto Regional de Bioingeniería (IRB) de la Universidad Tecnológica Nacional (UTN). Las pruebas se realizaron analizando 100 registros adquiridos de un generador de funciones marca Hewlett Packard, modelo HP33120A, certificado como instrumento patrón. El método implementado fue idéntico al realizado para certificación de los productos del instrumento DIGICARDIAC^(18, 23). La Fig. 7 muestra la gráfica

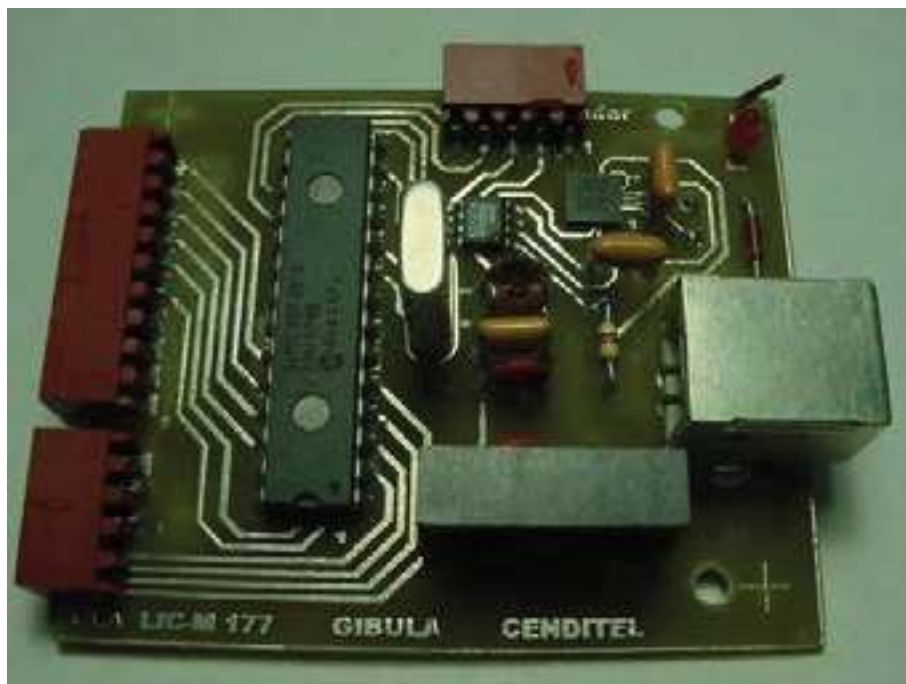


Fig. 6. TAD multicanal desarrollada para instrumentación médica.

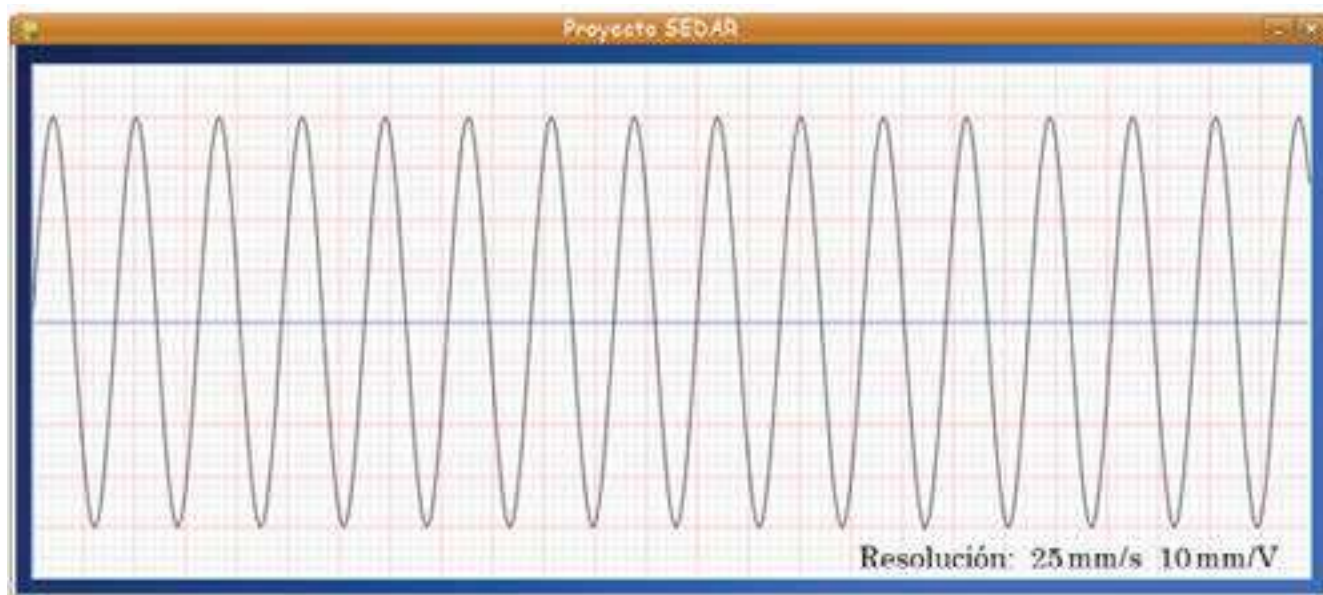


Fig. 7. Gráfica de un registro adquirido a 3Hz y 4Vpp.

de uno de los registros adquiridos.

En las pruebas de comunicación con la computadora se compararon la cantidad de datos adquiridos con el número de datos transmitidos desde el hardware. En los resultados no se detectaron errores por pérdida de información.

El error en la medición de amplitud se calculó promediando los valores obtenidos en las adquisiciones y comparándolo con el valor referencial ofrecido por el equipo patrón. Los resultados mostraron un error porcentual promedio de 0,0951% con una desviación estándar de 0,0073.

Las mediciones de seguridad eléctrica mostraron corrientes de fuga inferiores a $5 \mu\text{A}$, cuando el máximo permitido según la norma es de $500 \mu\text{A}$. Las mediciones de aislamiento presentaron un valor de resistencia infinita entre las líneas eléctricas que conectan a la fuente del computador y cualquiera de los cables del paciente que se conectan con el instrumento.

CONCLUSIONES

La medición de los patrones contenidos en las señales captadas de los latidos cardíacos representa una forma específica de evaluar el funcionamiento del corazón. Así mismo el análisis en detalle de

La señal acústica cardiorrespiratoria representa la valoración del trabajo cardíaco y pulmonar. Pero un análisis de las características ECGAR en conjunto con el SC, pueden representar una forma más detallada y completa para detectar patrones indicativos de enfermedades cardiorrespiratorias, en especial en su fase inicial.

El desarrollo de la TAD especializada en señales con múltiples parámetros de interés médico, hace posible que desarrollos como el proyecto SEDAR se puedan realizar. Pero también representa un producto que se puede implementar con otros instrumentos, como tensiómetros, termómetros, etc.

Todas las mediciones certifican que la TAD cumple con la normativa establecida de funcionamiento y seguridad eléctrica con amplio margen de confiabilidad.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Instituto Regional de Bioingeniería (IRB) – Regional Mendoza y al Grupo de Investigación Regional La Rioja (GEMLAR), de la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) en Argentina, por su colaboración en el desarrollo y certificación del producto. También se agradece al Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA) de la Universidad de Los Andes en Venezuela, por el apoyo tecnológico prestado. De la misma forma, se hace extensivo el agradecimiento a todas las instituciones que han permitido que este proyecto sea factible.

REFERENCIAS

1. Pan American Health Organization (PAHO). (2010). "Principales causas de muerte". Disponible en: <http://www.paho.org/data/index.php/es/mnu-mortalidad/principales-causas-de-muerte.html>. (Consultado en fecha: Julio 2017).
2. Universidad Nacional de Educación a Distancia de España. (2000). "Enfermedades cardiovasculares, prevención y tratamiento a través de la alimentación". Disponible en: <http://www.uned.es/pea-nutricion-y-dietetica-l/guia/cardiovascular/index.htm>. (Consultado en fecha: Mayo 2017).
3. Guadalajara J. La auscultación del corazón, un arte en vías de extinción. *Gaceta Médica de Mexico*. 2015; 151: 260-5.
4. Ganong W. Fisiología Médica. Manual Moderno. 17 ed. México, DF: McGraw-Hill; 1999.

5. Jugo D, Medina R, Schlegel T, Arenare B. Aplicación de nuevas técnicas de electrocardiografía de alta resolución en pacientes chagásicos. Bogotá, II Congreso Colombiano de Ingeniería Biomédica. 2005. Artículo No. 93.
6. Clifford G, Azuaje F, McSharry P. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Artech house inc. Londres; 2006.
7. Tucci A. *Instrumentación biomédica*. Venezuela: Universidad de los Andes; 2005.
8. Webster J. *Medical Instrumentation Application and design*. USA: Houghton Mifflin Company; 1978.
9. Bahill T. *Bioengineering Biomedical, Medical and Clinical Engineering*. New Jersey: Prentice-Hall; 1981.
10. Carrasco CF. *Diseño y construcción de un estetoscopio electrónico de bajo costo con filtrado de frecuencias para la detección de afecciones pulmonares y cardíacas*. (Tesis) México DF: Universidad Nacional Autónoma de México; 2014.
11. Meneses A. *Diseño y construcción de un estetoscopio basado en un PC*. Colombia: Universidad Manuela Beltrán; 2005.
12. Santafé Y, Gamboa W, Gamboa Y, Velazco O. (2012). *Diseño y construcción de un estetoscopio digital inalámbrico*. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/290100169_Diseño_y_construcción_de_un_estetoscopio_digital_inalámbrico. (Consultado en fecha: Abril de 2014).
13. Paz-Viera J. (2012). *Estetoscopio digital con PSoC*. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/236159729_ESTETOSCOPIO_DIGITAL_CON_PSoC. (Consultado en fecha: Junio de 2014).
14. Morris A. *Measurement and Instrumentation Principles*. 3 ed. Great Britain: Butterworth-Heinemann; 2001.
15. Dugarte N, Alvarez A, Dugarte E, Alvarez G. Técnicas de Procesamiento de la Señal ECGAR Aplicadas en el Prototipo DIGICARDIAC. *Rev. Inst. Nac. Hig. "Rafael Rangel"*. 2015; 47(2). Disponible en: www.scielo.org.ve, Repositorio Saber UCV.
16. Schlegel T, Kulecz W, DePalma J, Feiveson A, Wilson J, Rahman M, Bungo M. Real-Time 12-Lead High-Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease. *USA. Mayo Clin. Proc.* 2004; 79: 339 – 350.
17. Lanjewar P, Pathak V, Lokhandwala Y. Issues in QT interval measurement. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*. 2004; 4 (1): 156-161.

18. Dugarte N, Medina R, Rojas R, Dugarte E. Desarrollo del Prototipo de un Sistema de Adquisición de Datos para la Digitalización de la Señal Electrocardiográfica de Alta Resolución. Rev. Inst. Nac. Hig. "Rafael Rangel". 2012; 43 (2): 28-38.

19. Microchip Technology Inc. Getting Started with dsPIC30F Digital Signal Controllers User's Guide. USA: Microchip Technology Inc.; 2005.

20. Norma Internacional ISO. Sistemas de gestión de la calidad – Requisitos de seguridad en equipos médicos. Impreso en la Secretaría Central de ISO en Ginebra, Suiza, Número de referencia ISO 13485:2005, Acápites 3.7.

21. Instituto Argentino de Normalización y Certificación. (2009). Normas IRAM 4220-2-27 e IRAM 4220-2-25. Disponible en: www.iram.com.ar. (Consultado en fecha: Noviembre 2009).

22. ST Microelectronics. IEC 61000-4-2 standard testing. USA: STMicroelectronics group of companies; 2011.

23. Dugarte N, Medina R, Rojas R, Álvarez A. Certificación del Sistema ECGAR para su Aplicación en Centros de Salud. Venezuela: 4to Congreso Iberoamericano de Estudiantes de Ingeniería Eléctrica "IV CIBELEC". 2010; Art. IB-01.

Recibido: 26 de septiembre de 2017

Aprobado: 21 de noviembre de 2017