



[Universidad, Ciencia y Tecnología](#)

versión impresa ISSN 1316-4821

uct v.15 n.61 Puerto Ordaz dic. 2011

Sistema para la adquisición de la señal electrocardiográfica de alta resolución

**Dugarte Jerez Nelson, Medina Molina Rubén,
Rojas Sulbarán Rubén**

Laboratorio de Instrumentación Científica de la Facultad de Medicina de la ULA (LIC-M), Investigadores en Ciencias Básicas y Aplicadas. Miembro del Grupo de Ingeniería Biomédica de la ULA (GIBULA).

Resumen: El presente trabajo reporta el desarrollo de una tarjeta de adquisición de datos multicanal y el software de aplicación, con la finalidad realizar la adquisición digital de todos los canales del electrocardiograma (ECG) en forma simultánea, con características de alta resolución (ECGAR). En este caso la resolución se refiere a considerar una velocidad de muestreo más elevada que la requerida en la adquisición del ECG convencional. El hardware desarrollado opera en base a las señales ECG de una etapa de amplificación analógica, diseñada con anterioridad, y que se encuentra actualmente en fase de prueba. El electrocardiógrafo digital reportado se diseñó con el propósito de obtener la representación digital de la señal ECG multicanal con las características adecuadas para aplicar técnicas de análisis especializadas tales como: la estimación de potenciales intra-QRS, la serie temporal correspondiente a los intervalos RR y la implementación de técnicas robustas para la estimación de los intervalos QT. Todas estas técnicas serán utilizadas a objeto de deducir índices cuantitativos indicativos de patologías cardíacas, tales como el mal de Chagas.

Palabras clave: Electrocardiograma de Alta Resolución (ECGAR)/ Comunicación Digital/ Detección del mal de Chagas.

Servicios Personalizados

Artículo

- Artículo en XML
- Referencias del artículo
- Como citar este artículo
- Traducción automática
- Enviar artículo por email

Indicadores

- Citado por SciELO
- Accesos

Links relacionados

Compartir

- Otros
- Otros
- Permalink

Abstract: This work reports the development of a data acquisition card mult-channel and the application software, with the aim to perform the digital acquisition of all the channels of the electrocardiogram (ECG) in simultaneous form, with characteristic of high resolution (ECGAR). In this case the resolution refers to consider a sampling speed but high that the required in the acquisition of the conventional ECG. The developed hardware operates based on the signs ECG of a stage of analogical amplification, designed previously, and that to be in test phase. The reported digital electrocardiograph was designed with the purpose of obtaining the digital representation of the sign ECG multicanal, with the appropriate characteristics to apply technical specialized analysis as: the estimate of potential intra-QRS, the temporary series corresponding to the intervals RR and the implementation of technical robust for the estimate of the intervals QT. All these techniques will be used to object of deducing indicative quantitative indexes of heart pathologies, such as the wrong of Chagas.

Key words: Electrocardiogram of High Resolution (ECGAR)/ Digital Communication/ Detection of the Wrong of Chagas.

I. INTRODUCCIÓN

La mayoría de los diagnósticos realizados por especialistas médicos, están basados en exámenes clínicos realizados con la implementación de equipos especializados. Dichos equipos son desarrollados por el ingenio del hombre que busca expandir sus sentidos para poder visualizar y comprender las enfermedades que lo afectan.

El corazón, [Figura. 1](#), [1] es uno de los órganos mas importantes del organismo, está ubicado en la caja torácica, ligeramente a la izquierda y delante del espacio pulmonar, este órgano constituye la bomba que impulsa la sangre a moverse por todo el cuerpo.

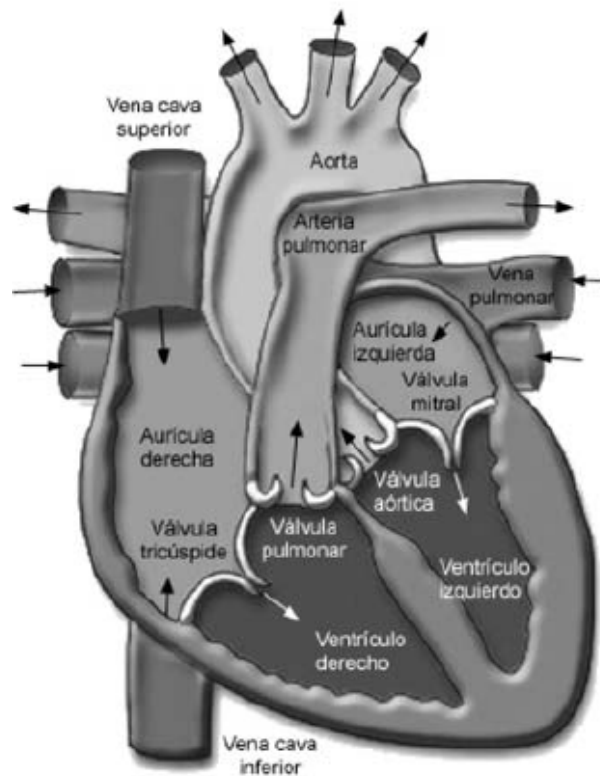


Figura. 1. Corte transversal del corazón [1].

La señal de biopotencial que activa la contracción del corazón se desplaza por todo el músculo miocardio en una secuencia sincronizada que optimiza el trabajo cardíaco. Las señales eléctricas que se miden en la superficie del cuerpo, conforman la sumatoria de las señales que se generan en el corazón y por lo tanto, reflejan el funcionamiento mecánico del mismo [2]. Al conjunto de medidas de estas señales se le conoce como electrocardiograma o ECG.

Dependiendo de la ubicación de los electrodos colocados sobre el cuerpo, la señal ECG captada presenta características diferentes, consistentes con el ángulo polar que se esté visualizando (vector de polarización). Se han estandarizado 12 derivaciones que conforman la representación gráfica de la señal cardíaca desde todos los ángulos, esta información representa el funcionamiento mecánico del mismo [2] [3]. Las derivaciones estándar son: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6.

En épocas recientes, el hombre moderno se ha visto afectado enormemente por las enfermedades cardiovasculares [4], llegando a constituir una de las primeras causas de muerte en la población mundial. [Fig. 2.](#)



Figura 2. Índice de mortalidad en Venezuela para 2007 [4].

Dada la relevancia que representan las enfermedades cardiovasculares en las sociedades modernas, es de suma importancia toda investigación que se realice sobre las patologías cardíacas, en especial por las enfermedades de metabolismo retardado como el mal de Chagas. La Enfermedad de Chagas es producida por un parásito denominado *Trypanosoma Cruzi*, [5], el cual puede alojarse en los tejidos estriados de órganos vitales como el corazón [6]. El hospedaje de este parásito en el corazón causa un recrecimiento del miocardio que degenera la capacidad de bombeo, desencadenando deficiencia cardíaca y en muchos de los casos muerte por paro fulminante. El problema radica en que esta enfermedad se desarrolla muy lentamente en el organismo, en un proceso que puede tomar varios años en manifestarse luego de su etapa aguda [7].

Actualmente, solo en América Latina hay más de 16 millones de personas enfermas con el mal de Chagas [4] [5]. En la mayoría de los pacientes, el Chagas es detectado cuando es demasiado tarde. En aquellos pacientes con enfermedad de Chagas, más del 60% morirá de manera inesperada aun en ausencia de manifestaciones de daño cardíaco [8].

La mayoría de exámenes electrocardiográficos no invasivos no pueden detectar de manera precisa la Cardiomiopatía Chagásica subclínica. Aunque la ecocardiografía es útil para evaluar la disfunción ventricular izquierda [9], a menudo no está disponible en las zonas endémicas de la enfermedad de Chagas. Adicionalmente, la electrocardiografía convencional presenta limitaciones en aquellos pacientes con anomalías del movimiento de la pared ventricular izquierda y fracción de eyección reducida (y por lo tanto riesgo cardíaco incrementado), estos pacientes a menudo tienen ECG de 12 derivaciones anormales o equivoco [10].

El ECG convencional [11], [Fig. 3](#), solo muestra lo más relevante. En los casos de infarto conocidos, se puede diagnosticar una lesión aguda en 24% a 60% de los pacientes [7] [11].

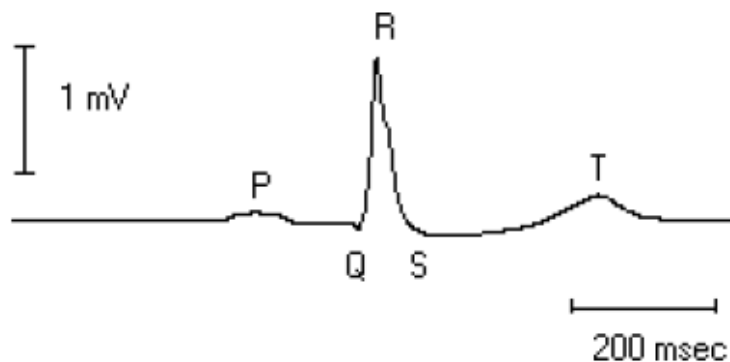


Figura 3. Señal de un latido cardíaco de un paciente sano.

Para una identificación más detallada de los diversos componentes que estructuran los complejos se requiere la adquisición del ECG con un mayor grado de detalle que la electrocardiografía convencional. Para esto se dispone de la electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) [12].

El ECG convencional está dispuesto para obtener una forma de onda solo con la suficiente definición para la visualización humana, mientras que la ECGAR trata de realizar el análisis sobre señales que escapan al ojo

humano como los potenciales tardíos contenidos al final del complejo QRS [11] [13], para esto es necesario la amplificación de señales muy pequeñas, en el orden de los micro voltios (μV), [Fig. 4](#), contenidas en un ancho de banda frecuencial más amplio que el estandarizado para electrocardiografía convencional y en algunos casos se requiere el análisis simultáneo de las 12 derivaciones de la señal electrocardiográfica [14].

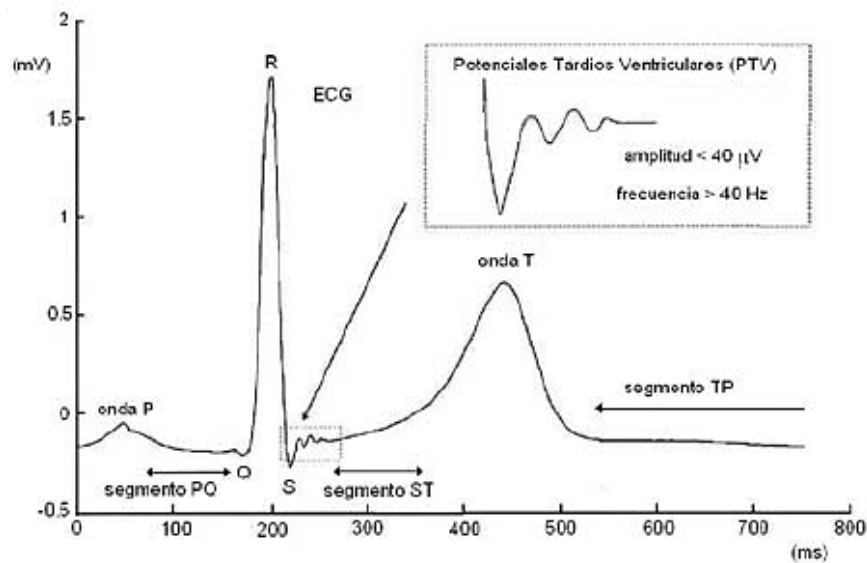


Figura 4. Detección de potenciales tardíos en el ECGAR [13]

Algunas técnicas aplicadas al electrocardiograma permiten la detección de indicadores de patologías cardiovasculares. El interés por la ECGAR surgió a principios de la década de los 70, con el objetivo de detectar la actividad eléctrica del sistema de His-Purkinje de forma no invasiva [15]. Más adelante fueron descubiertas otras zonas o intervalos del ECG donde aparecían micropotenciales relacionados con zonas concretas del corazón y/o determinados estados o patologías [16].

El ECGAR se utiliza para realizar el análisis de componentes de la señal ECG de baja amplitud y alta frecuencia (HF QRS) [17], tal es el caso de las zonas de amplitud reducida (RAZ) en los doce canales de la ECGAR, [Fig. 5](#).

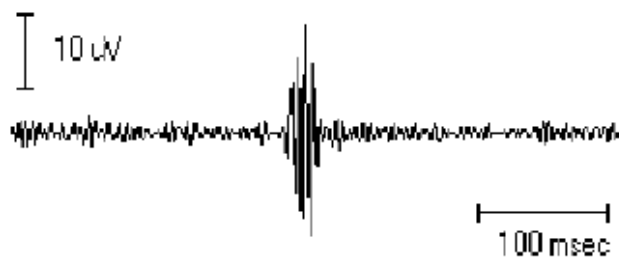


Figura 5. Señal HF QRS de un paciente sano.

El análisis para la detección del RAZ es una técnica relativamente nueva, no-invasiva, económica y reproducible en tiempo real [18]. Esta técnica es más precisa que el ECG convencional para detectar enfermedades cardiacas como afecciones de las arterias coronarias e ischemia del miocardio. Podemos definir una zona RAZ como un marcador de una disminución anormal de las componentes HF QRS, [Fig. 6](#).



Figura 6. HF QRS con una zona RAZ de un paciente con cardiopatía.

El uso inicial del electrocardiograma de alta frecuencia de 12 derivaciones HF QRS ECG, podría resultar particularmente útil para detectar manifestaciones tempranas de daño cardíaco en pacientes que de otro modo no serían diagnosticados. Los datos previos de Maehara et al. [19] y Delgado et al. [20] sugieren que el HF QRS de 12 derivaciones puede ser altamente sensible y específico para detectar la presencia de cardiomiopatía.

El objetivo que se persigue con el desarrollo de este proyecto es diseñar un sistema que permita la adquisición digital de la señal ECGAR, con lo cual se tendría una herramienta capaz de representar una señal electrocardiográfica en el computador con un alto grado de detalle. Algunas de las funciones a incorporar para procesar la señal ECGAR tienen como objetivo: la medición precisa de los periodos de tiempo que conforman la señal ECG, el cálculo de zonas de amplitud reducida (RAZ), la detección de potenciales tardíos, la detección de muescas o melladuras del QRS, así como la detección de la actividad del haz de His y fibras de Purkinje [17] [18].

II. DESARROLLO

1. Diseño del sistema

A. Características generales

En la electrocardiografía de alta resolución se requiere la adquisición de señales muy pequeñas y con un ancho de banda superior al requerido en la electrocardiografía convencional. En los mejores casos, el ancho de banda para el ECG convencional va de 0.5 a 120 Hz, mientras que la señal ECGAR tiene un ancho de banda de 0.05 a 300 Hz.

Como consecuencia de los diversos análisis que se desean realizar es necesaria la adquisición simultánea de los 12 canales de la señal electrocardiográfica. Cabe destacar que los canales II, aVR, aVL y aVF pueden obtenerse por cálculo a partir de los 8 canales restantes, por consiguiente en el sistema reportado, solo se realiza la adquisición simultánea de los 8 canales fundamentales y se calculan los restantes en el computador.

B. Principio de funcionamiento

El sistema está compuesto por 3 partes, una etapa de digitalización, la comunicación de los datos con el computador y el software de adquisición que opera en el computador, [Fig.7](#). Todo el sistema es alimentado por la fuente del USB (Universal Serial Bus), esto permite que el hardware funcione sin conexiones adicionales.

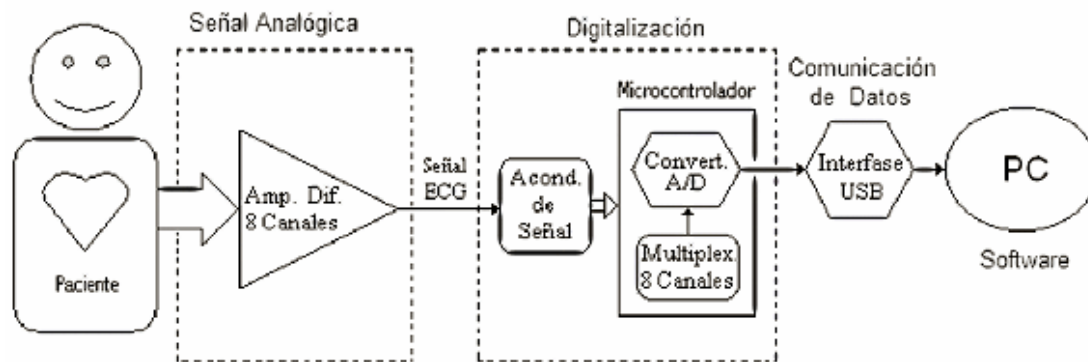


Figura 7. Diagrama de funcionamiento del sistema.

La etapa de adquisición de la señal analógica, corresponde a un amplificador diferencial de biopotencial de 8 canales, que se desarrolló con anterioridad y actualmente se encuentra en etapa de prueba. Las características de este amplificador se apegan a los requerimientos de alta resolución. La señal ECG que se capta del paciente es amplificada 1000 veces.

C. La digitalización

La etapa de digitalización, consiste en la conversión analógica/digital (A/D), en forma casi simultánea de cada uno de los 8 canales de la señal ECGAR. Esto es posible debido, a que cada vez que se efectúa el muestreo de la señal, se realiza el multiplexado de los 8 canales. El dispositivo seleccionado para este trabajo es el microcontrolador dsPIC30F3013. Este componente electrónico puede funcionar a frecuencias de reloj de hasta 120 MHz y está equipado con un convertidor A/D de 12 bits [21]. La resolución del convertidor A/D puede calcularse empleando la [ecuación \(1\)](#).

$$\text{Resolución} = \text{Amplitud} \div [\text{N}^\circ \text{ de combinaciones}] \quad (1)$$

La *Amplitud* en la [ecuación 1](#), está determinada por el intervalo completo dentro del cual está contenida la señal analógica ECG. En este diseño, los límites de amplitud están comprendidos entre +2,5 y -2,5 V, por lo tanto se tiene un intervalo de 5,0 V.

Dado que se está digitalizando a 12 bits, se tiene que el N° de combinaciones es de 4096 (convertido a decimal: $[12 \text{ bits}]_b = [4096]_d$). De tal manera, la resolución es dada por la [ecuación 2](#).

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

Como la señal analógica adquirida del paciente es amplificada 1000 veces la resolución real es de 1,22 μV , lo que está dentro de los requerimientos de alta resolución.

Uno de los parámetros mas importantes en el proceso de adquisición digital de la señal es el periodo de muestreo, el cual se define como el tiempo entre las sucesivas conversiones A/D de la señal de entrada [22]. La señal ECG convencional normalmente se digitaliza de 300 a 500 muestras por segundo (mps), pero como consecuencia del ancho de banda ampliado de la señal ECGAR se requiere de una mayor velocidad de muestreo. Para poder reconstruir los componentes de mayor frecuencia de la señal digitalizada se requiere de por lo menos 1000 mps, pero para evitar que se puedan perder detalles significativos, en este sistema se digitaliza la señal a 2000 mps.

Otro factor importante en la digitalización de la señal ECGAR es la velocidad de adquisición. La velocidad de adquisición, consiste en el tiempo que demora el convertidor analógico/digital en generar el valor numérico, correspondiente a la amplitud de la señal en ese instante. Los componentes de frecuencia de la señal ECGAR están contenidos por debajo de 300 Hz, lo que implica que las frecuencias mas altas tienen un periodo de 3,33 milisegundos (ms). La velocidad de adquisición del convertidor implementado es inferior a 1 microsegundo (μs), 3333 veces mas rápido que la frecuencia más alta de la señal, por lo que puede considerarse que el número digital obtenido corresponde al valor de la amplitud en el momento de la digitalización.

D. Comunicación de datos.

La comunicación de datos con el computador se realiza vía USB. El dispositivo escogido para trabajar como interfase USB con el computador es el circuito integrado CP2102 [23]. Este componente electrónico se caracteriza por funcionar con muy pocos componentes externos, posee un reloj interno con el cual puede funcionar de acuerdo al estándar USB2. La empresa que fabrica este dispositivo desarrolló un software que se instala como driver en el computador, y permite el reconocimiento del puerto USB. De esta manera, el CP2102 funciona en el PC como un puerto serial virtual, facilitando la correcta implementación de los protocolos en la comunicación de datos. Este dispositivo puede trabajar con una velocidad de transmisión de datos de hasta 921600 bits por segundo (bps).

El intercambio de información entre la etapa de digitalización y la interfase USB, es del tipo serial UART con protocolo RS232 de alta velocidad. Este es un tipo de transmisión de datos asíncrona entre los byte que se desean transmitir pero síncrona entre los bits de cada byte que se está transmitiendo, en otras palabras, el byte de información puede presentarse en cualquier instante de tiempo, pero cada bit de ese byte es transmitido separando por periodos de tiempo constantes definidos como baudios. El número de baudios por segundo define la cantidad de datos que se pueden enviar por unidad de tiempo.

En el protocolo serial RS232 se transmiten paquetes contentivos de 10 o 11 bits por cada byte a transmitir. Cada paquete de transmisión consta de dos o tres bits de control y 8 bits de información [24]. Cuando se desea transmitir datos de mas de 8 bits de información, se deben concatenar 2 o mas paquetes consecutivos y reconstruir el dato en el software receptor de la información.

El protocolo de transmisión requiere que se emita un primer bit de control de valor lógico 0, el cual se reconoce como bit de inicio. El bit de inicio permite al receptor prepararse para leer la información que le será transmitida, seguidamente son polarizados los valores lógicos del dato y por último se tiene la opción de seleccionar uno o dos bits de parada. El bit de parada consiste en la colocación del valor lógico de 1 durante uno o dos intervalos de tiempo, según lo seleccionado, con la finalidad de dar tiempo al sistema de prepararse para la transmisión de un nuevo dato.

Cuando se transmite o se recibe un dato, el primero de los 8 bits de información corresponde a la posición menos significativa o LSB y el último bit es ocupado por el más significativo o MSB. Por ejemplo si se desea transmitir el número decimal 67, que en binario es equivalente a 01000011, la transmisión se realizaría tal como se representa en la Fig. 8.

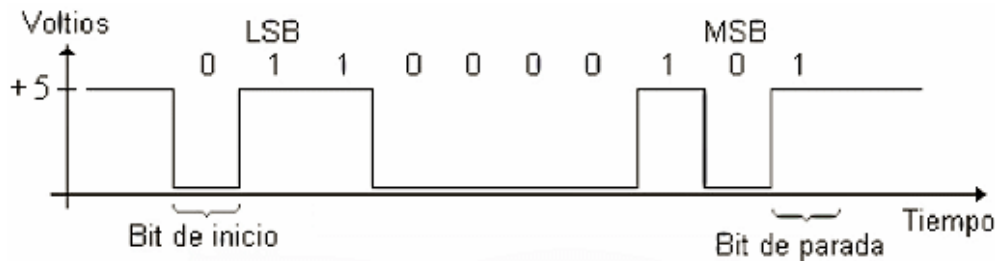


Figura. 8. Secuencia de transmisión del número "67" en formato RS232.

El dispositivo CP2102 cuenta con una memoria de almacenamiento de buffer de 576 bytes para la recepción y 640 bytes para la transmisión de datos, esto permite mantener en espera cualquier información que se presente mientras se realiza la transmisión o recepción de un dato en particular. Sin embargo, se pretende realizar la transmisión de información en tiempo real, para lo cual se seleccionan velocidades de transmisión al PC lo suficientemente rápidas para evitar que se puedan acumular datos en espera. El volumen de información está dado por el número de bits por segundo NB que se desean transmitir, como se muestra en (3).

$$N_B = N_{bm} * N_{pm} * N_m * N_c \quad (3)$$

N_{bm} indica el número de bits por muestra a transmitir. En este sistema N_{bm} consta de 10 bits en total, dados por un bit de inicio, 8 bits de información y un bits de parada. N_{pm} indica el número de paquetes por muestra, como la señal ECG se digitaliza a 12 bits implica que la información de cada muestra se debe transmitir en dos paquetes consecutivos que serán concatenados. N_m señala el número de muestras por segundo por cada canal a digitalizar, lo cual está definido en 2000 mps. N_c es dado por el número de canales a digitalizar, los cuales consisten en los 8 canales fundamentales de la señal ECG. Con todo esto, NB puede calcularse como se indica en (4).

$$\text{NB} = 10 * 2 * 2000 * 8 = 320000 \text{ bps (4)}$$

En este sistema se optó por trabajar a 500000 bps. Esta velocidad de transmisión es óptima para el dispositivo CP2102 y es lo suficientemente alta para transmitir los datos muestreados en tiempo real, sin pérdida de información.

E. Sistema de protección

Este diseño es de uso médico y será aplicado directamente a pacientes, por consiguiente se han tomado medidas de seguridad anti-electrochoque, que evitan que el paciente pueda quedar expuesto a daños físicos por efecto de la corriente eléctrica. Las medidas mas importantes que se tomaron en cuenta fueron las siguientes:

- Se aisló completamente la única fuente de poder que alimenta al sistema (fuente del USB), de esta forma no puede pasar corriente de retorno por la línea de tierra al computador.
- La comunicación de datos entre el microcontrolador y el CP2102 se realiza por medio de un dispositivo optoacoplador.
- Cada uno de los cables que conecta al paciente con el equipo, está acoplado por medio de una resistencia de alto valor y un dispositivo limitador de picos de voltaje, restringiendo la corriente que pudiera pasar por estos, a niveles seguros.
- El chasis externo del hardware del equipo es de plástico, aislando todas las conexiones eléctricas internas del aparato.

F. El Software

El algoritmo desarrollado, consiste en un algoritmo estructurado, [Fig. 9](#), diseñado con la finalidad de captar la información que se transmite desde la tarjeta de adquisición desarrollada, a objeto de presentar gráficamente la señal ECGAR en tiempo real y almacenar los datos en un archivo tipo csv (archivos de datos con formato ASCII, estructurado en columnas y con separación de datos en las filas por tabulación).

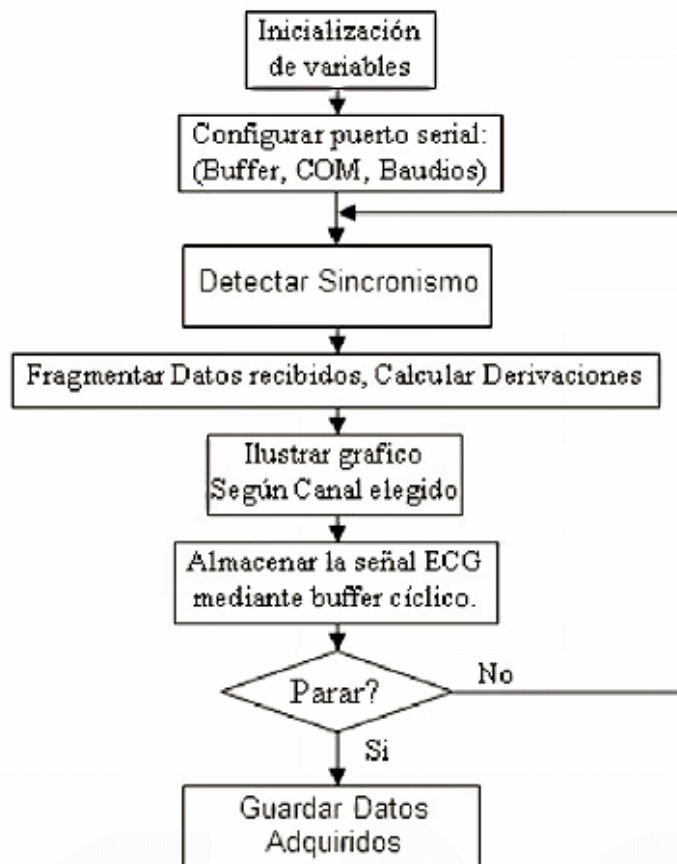


Figura 9. Funcionamiento del software de adquisición.

El software de este sistema, continúa en proceso de desarrollo. Aunque se han tenido buenos resultados con aplicaciones que corren bajo Windows, se ha optado por diseñar los algoritmos bajo una plataforma de software libre. Para esto se ha utilizado el lenguaje interpretado PYTHON trabajando bajo la plataforma de Linux UBUNTU .

La configuración del puerto programa el canal de comunicación para recibir los datos sin pérdida de información. Cada segundo llegan al computador 2000 paquetes de 18 datos consecutivos. Los dos primeros datos de cada paquete conforman un número constante e irreplicable, que sirve como sincronismo para indicar que los siguientes 16 datos conforman la información digital de los 8 canales de la señal ECGAR.

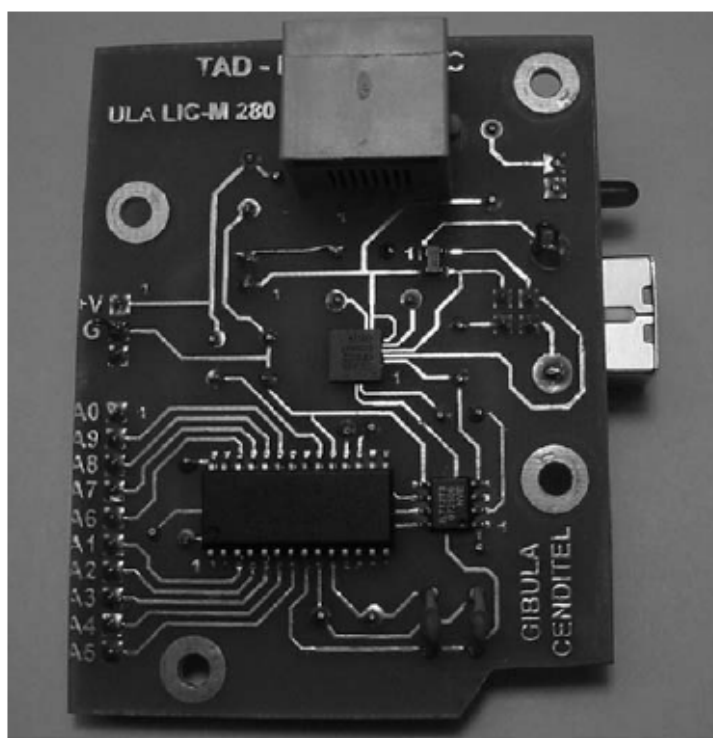
El paso siguiente consiste en calcular la información de cada una de las derivaciones, identificando los datos según el orden en que llegan y concatenando cada par de bytes para recuperar los datos de 12 bits, que corresponden al valor de cada muestra adquirida.

La información obtenida es graficada de inmediato, con lo cual se obtiene una visualización de la señal ECGAR en tiempo real. El gráfico es presentado en un formato cuadrículado que imita al papel estándar usado en los electrocardiógrafos comerciales. El espacio gráfico presentado en pantalla es el equivalente a 5 segundos de adquisición, el cual se refresca automáticamente cada vez que el trazado se completa.

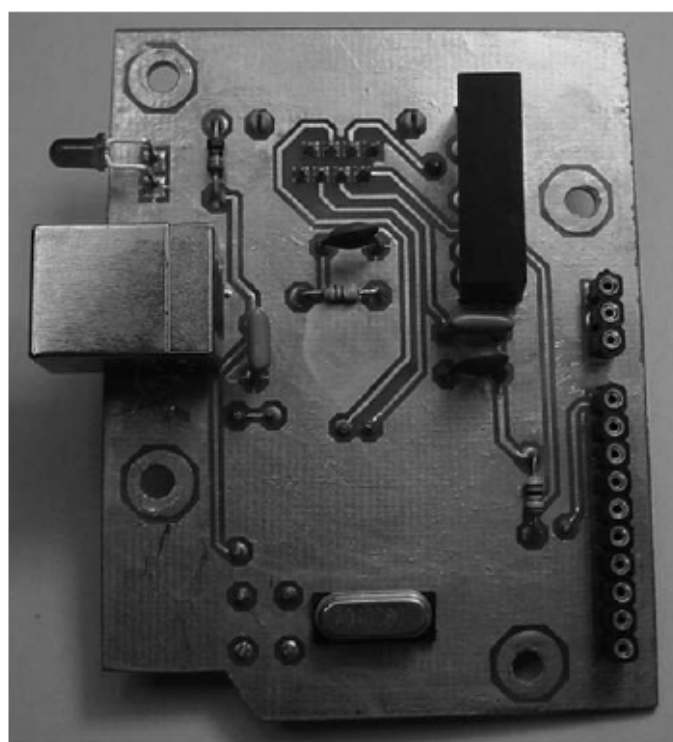
Cuando el usuario finaliza la adquisición, se realiza el almacenamiento de la información adquirida en un archivo. Esto permite recuperar los datos para estudios posteriores.

III. RESULTADOS

El trabajo se ha centrado en el diseño del modulo de hardware para la adquisición del electrocardiograma de alta resolución. El desarrollo técnico experimental aplicado en la evolución de este proyecto ha permitido el ensamblado del prototipo funcional de la tarjeta de adquisición de datos, [Figura. 10](#), con las características requeridas.



(a)



(b)

Figura.10. Tarjeta de adquisición de datos (TAD ECGAR) desarrollada.
(a) Cara superior del circuito impreso. (b) Cara inferior del circuito impreso.

El software se está completando y mejorando para que cumpla con los objetivos propuestos. El desarrollo se realiza bajo la plataforma de Linux, utilizando el lenguaje interpretado "Python", con la finalidad que el sistema pueda implementarse como software libre. De esta manera, resultara accesible a grupos más amplios de la población.

Hasta el momento, las adquisiciones realizadas con este software han mostrado buenos resultados. En las pruebas preliminares se realizaron adquisiciones de señales sinusoidales, como la mostrada en la [Figura 11](#), generadas con un oscilador calibrado, marca Thurlby Thandar, modelo TG210. Al realizar múltiples adquisiciones se comprobó la respuesta de frecuencia, de cada uno de los canales, en todo el ancho de banda requerido. La reproducción de las grabaciones, demostró, que se puede recuperar la información sin deformación significativa de las señales.

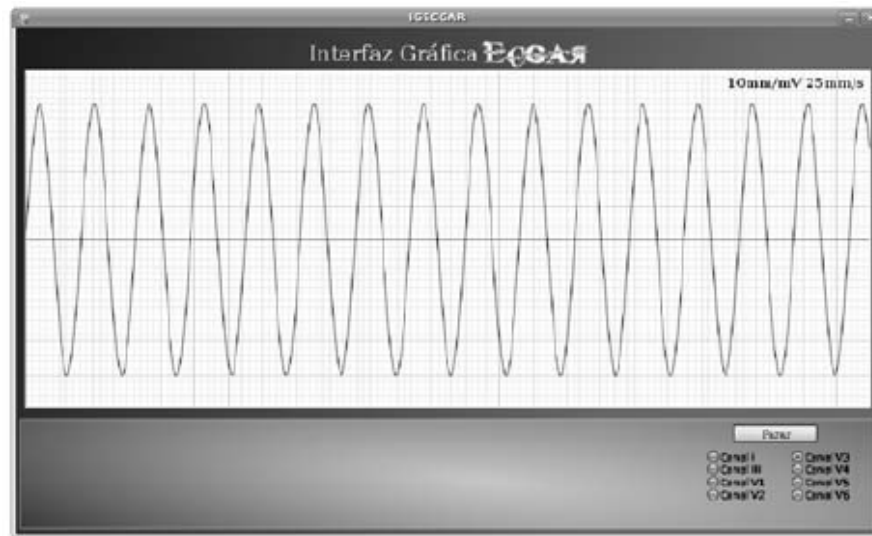


Figura. 11. Señal Sinusoidal de 3 Hz, adquirida con el sistema desarrollado.

La señal mostrada en la [Figura. 11](#), tiene amplitud total de 4 V pico a pico. La leyenda sobre la gráfica indica la resolución vertical en mm/milivoltios y horizontal en mm/segundos.

La comunicación de datos, desde el hardware diseñado al computador, se logró con éxito. El sistema se probó al comparar el número de datos que se obtuvieron en adquisiciones realizadas durante periodos de tiempo prolongados, con el número de datos calculados para cada uno de estos periodos. En adquisiciones de hasta 30 minutos continuos no se detectó pérdida de información.

Al acoplar la tarjeta de adquisición de datos desarrollada con el bioamplificador de 8 canales diseñado anteriormente se ha logrado realizar adquisiciones del ECGAR con muy buenas prestaciones, minimizando las señales de interferencia.

El almacenamiento de datos se realiza en archivos del tipo `csv`, en un formato de 8 columnas. Las columnas de este archivo representan los valores adquiridos de cada una de las 8 derivaciones fundamentales de la señal ECGAR digitalizada. Este tipo almacenamiento puede ser leído desde cualquier aplicación bajo Linux o bajo Windows, y es totalmente exportable a otros tipos de archivos como el formato `xls` (archivo de Microsoft Excel) o del tipo `txt` (archivos de texto).

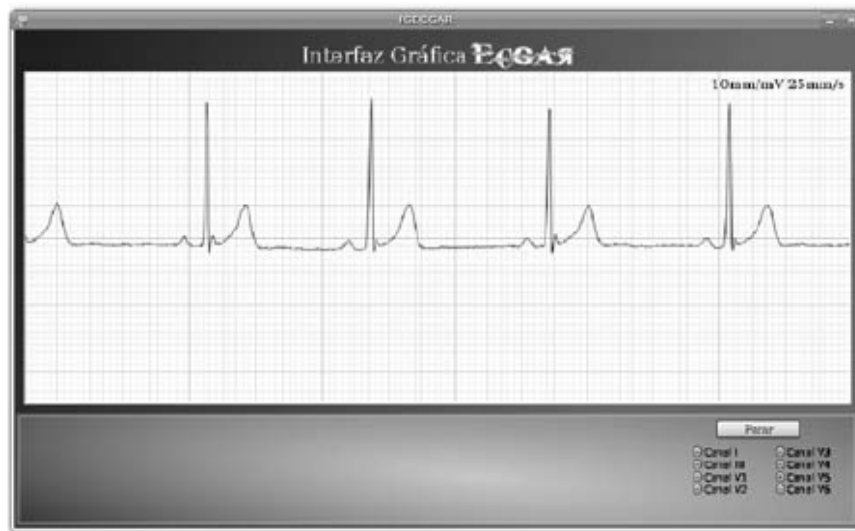


Figura 12. Gráfica de la derivación V5 del ECGAR con el sistema desarrollado.

IV. DISCUSIÓN

Las características de adquisición que se han tomado en cuenta para el diseño del hardware permiten tener un ECG de alta resolución apropiado para realizar el procesamiento requerido.

El desarrollo futuro de este proyecto está orientado a crear una plataforma actualizada de adquisición y procesamiento en tiempo real de la señal ECG de alta resolución utilizando las 12 derivaciones estándar. Dicha plataforma debiera permitir el desarrollo y prueba de diversas técnicas avanzadas de procesamiento. Para ello es necesario continuar con el desarrollo del software, incorporando herramientas de procesamiento avanzado de la señal ECGAR adquirida. Esto permitirá definir índices cuantitativos indicativos de patologías cardíacas, tales como el mal de Chagas.

Otra de las virtudes de este sistema es que se desarrolla con software libre, logrando reducir los costos en la implementación del prototipo. Ello permitirá que el sistema sea utilizado por las comunidades de menores recursos de la población. En particular la población campesina, la cual es la más afectada por el mal de Chagas.

V. CONCLUSIONES

1. El desarrollo del prototipo de un equipo médico representa un aporte importante desde el punto de vista tecnológico. Con este diseño se pretende crear una herramienta médica que incorpore el desarrollo de técnicas novedosas y avanzadas de procesamiento de la señal electrocardiográfica.

2. El diseño del sistema se realizó tomando en cuenta las normas internacionales de seguridad eléctrica. La técnica de aislamiento y los sistemas de protección de entrada, anulan cualquier posibilidad de que el paciente pueda sufrir algún tipo de descarga eléctrica, y además protegen al instrumento de alguna sobrecarga de entrada como la que se produciría por efecto de la descarga de un desfibrilador.

3. En el diseño del sistema solo se utilizaron componentes modernos y confiables. La implementación de la tecnología actual en el desarrollo de equipos médicos ha permitido la reducción de la influencia de ruido electromagnético, el mejoramiento de las características funcionales de los circuitos y la miniaturización de los equipos.

4. Cabe destacar que el diseño se realizó pensando en el mantenimiento futuro, en este sentido solo se utilizaron componentes electrónicos que de alguna manera pudieran ser remplazados por otros modelos comerciales con el mínimo de modificaciones. Esto alarga la vida útil del sistema, en especial si alguno de los componentes utilizados es discontinuado comercialmente.

5. Una de las prestaciones que permite la utilización de este sistema es la implementación de telemedicina. Esto puede lograrse con relativa facilidad porque la información del ECGAR y los resultados de los análisis que se realicen se encuentran disponibles para su transmisión por cualquier medio de comunicación moderna como el Internet.

6. Con esta investigación se busca en lo posible lograr un impacto directo desde el punto de vista social, que beneficie a los sectores menos favorecidos. Tal requisito se logra al abordar la detección temprana y no invasiva de enfermedades cardiovasculares como el mal de Chagas, que afecta a una población importante de nuestro país y que a la postre constituye un sector bastante necesitado de atención socioeconómica.

VI. REFERENCIAS.

1. Centro de información cardiovascular. (2007). Anatomía del corazón. Disponible en http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/. [[Links](#)]
2. Ganong, William F. Fisiología Médica. Manual Moderno. 17ª Edición. México, D.F. Editorial McGraw-Hill; 1999. [[Links](#)]
3. Alfredo de, M., Pedro, I. A los 100 años del Electrocardiógrafo de Eindhoven . Gaceta Médica Mexicana del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez . Vol. 137, N° 5, pp. 479 – 484. 2001. [[Links](#)]
4. Pan American Health Organization (PAHO). (2007). Índice de mortalidad en Venezuela. Disponible en www.paho.org. [[Links](#)]
5. World Health Organization. (2000). Division of Control of Tropical Diseases, Chagas Disease Elimination. Disponible en <http://www.who.int/ctd/chagas>. [[Links](#)]
6. Rassi, A. Jr., Rassi, A., Little, W. Chagas Heart Disease. Clin. Cardiol. 23, 883–889, 2000. [[Links](#)]
7. Carrasco, H. Diagnóstico del daño miocárdico en la enfermedad de Chagas . Mérida, Venezuela. Consejo de Publicaciones, ULA; 1983. [[Links](#)]

8. Añez N., et al. Acute Chagas disease in western Venezuela: a clinical, seroparasitologic, and epidemiologic study . American Journal of Tropical Medicine and Hygiene 20:215-222. 1999. [[Links](#)]
9. Ernesto, R. 1er Congreso Virtual de Cardiología. Ventajas y desventajas de la Ecocardiografía en la evaluación de la insuficiencia cardíaca . Disponible en <http://www.fac.org.ar/cvirtual/.../doc3091c/crondero.htm>. [[Links](#)]
10. Salles, G., et al. Electrocardiographic ventricular depolarization parameters in chronic Chagas disease as predictors of asymptomatic left ventricular systolic dysfunction . Pacing Clin Electrophysiol 26:1326-35. 2003. [[Links](#)]
11. Jugo, D., Medina, R., Schlegel, T., Arenare, B. Aplicación de nuevas técnicas de electrocardiografía de alta resolución en pacientes chagásicos . II Congreso Colombiano de Ingeniería Biomédica. Artículo No. 93. 2005. [[Links](#)]
12. Gutiérrez, O. El electrocardiograma de alta resolución . Revista Costarricense de cardiología. Vol. 3. Nº 2. pp. 48- 53. 2001. [[Links](#)]
13. Coudere, J. Analyse quantitative des composantes temporelles de l'ECG a haute-resolution moyenne pour l'évaluation du risque de tachycardies ventriculaires et de la mort subite après un infarctus du myocarde . Capítulo 1. Francia, Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas de Lyon; 1997. [[Links](#)]
14. Schlegel, T., et al. Real-Time 12-Lead High-Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease . Mayo Clin Proc; Vol. 79, pp. 339 – 350. 2004. [[Links](#)]
15. Ramos, J. Detección de micropotenciales auriculares de alta frecuencia. Capítulo 1 . Madrid, España. Universidad Politécnica de Cataluña; 2004. [[Links](#)]
16. Vargas, M. Contribución al estudio de los micropotenciales cardíacos . Capítulo 1. Madrid, España. Universidad Politécnica de Cataluña; 1996. [[Links](#)]
17. Rahman, A. et al. Non-invasive detection of coronary artery disease by a newly developed high-frequency QRS electrocardiogram . Institute of Physics Publishing. Vol. 25, Nº 4, pp. 957–965. 2004. [[Links](#)]
18. Dugarte, N., Rubén, M., Ruben, R. Adquisición y procesamiento de la señal electrocardiográfica de alta resolución . VI Jornadas de Ingeniería. Artículo JI-IE-016. Mérida, Venezuela. 2007. [[Links](#)]
19. Maehara, K., Kokubun, T., Awano, N., Taira, K., Ono, M., Furukawa, T., Shimizu, Y., Maruyama, Y. Detection of abnormal high-frequency components in the QRS complex by the wavelet transform in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy . Jpn Circ J 63:25-32. 1999. [[Links](#)]

20. Delgado, R., Poulin, G., Vrtovec, B., Eastwood, C., Radovancevic, B., Franklin, W., Kar, B., Schlegel, T. The utility of high frequency QRS electrocardiogram in the diagnosis of cardiomyopathy . J Am Coll Cardiol 43:208A. 2004. [[Links](#)]
21. Microchip. dsPIC30F3013 Data Sheet . USA. Microchip technology Inc; 2006. p. 200. [[Links](#)]
22. Soria, E. (2007). Procesado Digital de Señales . 4º Ingeniería Electrónica. E.T.S.E. Universidad de Valencia, España. Disponible en www.uv.es. [[Links](#)]
23. Silicon Labs. Single-chip USB to UART bridge CP2102 . Copyright by Silicon Laboratories. Rev. 1.2 3/07. 2007. [[Links](#)]
24. Wideman, G. Computer Connection Mysteries Solved . Indianapolis, Ed. Howard W. Sams & Co; 1987. p. 262. [[Links](#)]
25. Dugarte, N., Jugo, D., Raimondi, V. Sistema Para digitalización del Electrocardiograma e Historia médica computarizada Aplicada a Cardiología . Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel . Vol. 38. Nº 1. pp. 20-27. [[Links](#)]

AGRADECIMIENTOS.

Se agradece a la Universidad de Los Andes y a sus instituciones como el Laboratorio de instrumentación Científica de la Facultad de Medicina (LIC-M) y al Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), por el apoyo prestado. También se agradece a FONACIT por medio de la Misión Ciencia, a CENDITEL y al CDCHT (proyecto: I-947-06-07A e I-1051-07-02-ED), por permitir que este proyecto sea factible.

Dirección de Investigación y Postgrado, UNEXPO, Vicerrectorado Puerto Ordaz, Alta Vista Sur, Urb. Villa Asia Final calle China, Apdo. Postal 78, Puerto Ordaz, Edo. Bolívar, Venezuela, Tele/fax (0286)962.52.45 - 961.13.82 E-mail: luifed@telcel.net.ve



uct-poz@unexpo.edu.ve