

# Certificación del Sistema ECGAR para su Aplicación en Centros de Salud

Nelson Dugarte Jerez, Rubén Medina Molina, Rubén Rojas Sulbarán, Antonio Álvarez Abril

**Resumen**—Este artículo presenta los ítems más importantes en el proceso de comprobación del funcionamiento y de certificación de un instrumento médico, desarrollado en la Universidad de Los Andes. Este sistema permite la adquisición de la señal electrocardiográfica de alta resolución (ECGAR), para su posterior procesamiento en la computadora, con el propósito de realizar la detección temprana de enfermedades cardiovasculares. El sistema consta de dos etapas, una parte hardware para realizar la adquisición de la señal electrocardiográfica, y un software que permite la presentación gráfica de la señal y el almacenamiento del ECGAR de 12 canales. El proceso de certificación se realizó en el laboratorio del Instituto Regional de Bioingeniería (IRB), de la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) de la república de Argentina. En las pruebas de certificación se constató que el sistema presenta errores inferiores al 1 % y que es seguro para uso en humanos.

**Palabras claves**— Certificación de instrumento destinado a cardiología, adquisición de la señal electrocardiográfica de alta resolución, Aplicación de las normas ISO.

## I. INTRODUCCIÓN

El electrocardiograma o ECG es la representación gráfica de la señal eléctrica originada por la contracción y posterior relajamiento del corazón. El ECG se ha estandarizado en 12 derivaciones. Estas derivaciones generan diferentes formas de onda que representan el funcionamiento mecánico del corazón desde todos los ángulos [1]. Las 12 derivaciones estándar se conocen como, derivaciones bipolares: “I”, “II”, “III”, derivaciones aumentadas: “aVR”, “aVL”, “aVF” y las derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5, V6.

El ECG convencional [2] solo muestra lo más relevante. En los casos de infarto conocidos, se puede diagnosticar una lesión aguda en 24% a 60% de los pacientes. Para una

Artículo recibido el 26 de Febrero de 2009. Este artículo fue financiado por la Universidad de Los Andes, CDCHT (proyecto: I-947-06-07-A e I-1051-07-02-ED), por FONACIT (Contrato N° 200700581), por CENDITEL de Venezuela. Y también por el SCIT y los organismos gubernamentales de Argentina.

N.D.J. está con la Universidad de Los Andes, Av. Tulio Febres Cordero, Laboratorio de Instrumentación Científica (LIC-M), Facultad de Medicina, Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Telf. +58-274-2403171, Fax: +58-274-2403170, E-mail: nelsond@ula.ve

R.M.M. y R.R.S. están con la Universidad de Los Andes, Av. Tulio Febres Cordero, Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Telf. +58-274-2402906, E-mail: rmedina@ula.ve, rd Rojas@ula.ve

A.A.A. está con la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) de la república de Argentina, en el Instituto Regional de Bioingeniería (IRB). Tlf. +54-261-5244534. email: antonioalvarezabril@yahoo.com.ar

identificación mas detallada se requiere la adquisición del ECG con un mayor grado de detalle, para esto se dispone de la electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) [3].

En la Universidad de Los Andes (ULA) se está desarrollando el proyecto DIGICARDIAC, que pretende el diseño y construcción de un instrumento médico aplicado a cardiología [4]. Dicho proyecto tiene la finalidad de realizar la adquisición y el posterior procesamiento del ECGAR, con el propósito de detectar enfermedades cardiovasculares de metabolismo retardado como el mal de Chagas [5] [6].

El desarrollo de este proyecto se realiza en 3 etapas. La primera etapa consiste en el diseño y construcción del hardware destinado a realizar la adquisición y digitalización de la señal ECGAR del paciente. La segunda etapa de este desarrollo, se asienta en el diseño de un algoritmo, que permita la visualización y el almacenamiento en el computador, de la señal adquirida por la etapa de hardware. La tercera etapa de este proyecto, consiste en desarrollo de algoritmos con el propósito de analizar la señal, en busca de índices cuantitativos de las enfermedades cardiovasculares.

Actualmente, ya se han completado las dos primeras etapas en el desarrollo del proyecto DIGICARDIAC. Con el propósito de implementar este instrumento con pacientes y atendiendo a la normativa internacional [7], se realizó la certificación de las etapas del proyecto que están en funcionamiento.

Los equipos médicos que serán utilizados para la salud deben ofrecer a pacientes, usuarios y otras personas, un nivel de protección elevado y la confiabilidad que cumplirá las funciones que les haya asignado el fabricante [8].

El proceso de certificación se realizó en el laboratorio del Instituto Regional de Bioingeniería (IRB), de la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) [9] de la república de Argentina, el cual cumple actividades como laboratorio de certificación de instrumentos de uso médico bajo las normas ISO 9001 [6]. Este laboratorio está acreditado por la empresa holandesa “Det Norske Veritas” (DNV) [10], certificado N°:28375-2008-AQ-ARG-OAA.

El proceso de certificación el IRB se realizó bajo las normas IRAM 4220-2-27: *Requisitos particulares de seguridad de aparatos para supervisión electrocardiografía*, y IRAM 4220-2-25: *Requisitos particulares de seguridad para electrocardiógrafo* [11].

## II. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El prototipo DIGICARDIAC fue diseñado con el propósito de adquirir en forma simultánea todas las derivaciones de la señal electrocardiográfica con alta resolución.

Como puede observarse en la Fig. 1, este instrumento está compuesto por una etapa de hardware y una etapa de software. El hardware permite la adquisición analógica y la digitalización de la señal ECGAR, y el software está conformado por los algoritmos instalados en el computador destinados al procesamiento de la señal.

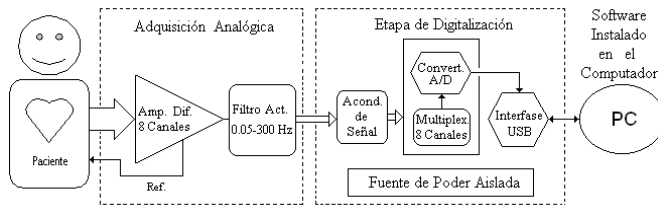


Fig. 1. Esquema de funcionamiento del DIGICARDIAC.

### A. Hardware del sistema.

El hardware está integrado por cuatro partes: los circuitos de adquisición analógica, la etapa de digitalización, la comunicación de datos con la computadora y los circuitos de protección.

Los circuitos de adquisición analógica, están conformados por un arreglo de 8 amplificadores diferenciales [12], diseñados con un alto nivel de rechazo al ruido en modo común (superior a 100dB) y con un ancho de banda de 0.05 a 300 Hz. Estos circuitos funcionan como amplificadores de biopotencial y están diseñados para amplificar la señal electrocardiográfica con una ganancia de 1000.

Los 8 canales del amplificador permiten realizar la adquisición simultánea de las derivaciones I, III, V1, V2, V3, V4, V5 y V6. Está comprobado que las derivaciones II, aVR, aVL y aVF pueden obtenerse por cálculo a partir de las derivaciones bipolares I y III. El sistema está diseñado para realizar el cálculo de estas derivaciones en el computador, por consiguiente puede afirmarse que se obtienen las 12 derivaciones del ECGAR.

La etapa de digitalización, consiste en la conversión analógica/digital (A/D) [13], en forma casi simultánea de cada uno de los 8 canales independientes de la señal ECGAR. Para ello, se realiza un multiplexado de alta velocidad de las 8 derivaciones; el multiplexado se realiza con una diferencia de tiempo inferior a un micro segundo ( $\mu$ s) entre muestras. El proceso de digitalización se realiza con una frecuencia de 2000 muestras por segundo (mps) y con una resolución de 12 bits.

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 [14].

La comunicación de datos con la computadora, se realiza vía USB. Para establecer la comunicación del hardware con la

computadora se utiliza el circuito integrado CP2102. Este es un dispositivo de interfaz manejador de protocolo USB [15]. Tal componente electrónico permite realizar la transferencia de datos en forma serial a una velocidad de 460800 bits por segundo (bps).

Cada vez que se realiza un muestreo de las 8 señales analógicas se genera un paquete de 180 bits, y como se realizan 2000 muestreos por segundos se obtiene que el volumen de información es de 360000 bps. Esto permite que la transferencia de información se realice en tiempo real y sin requerir buffer de almacenamiento adicional.

La interfaz USB también permite la alimentación del sistema. Sin embargo, por razones de seguridad eléctrica, el sistema utiliza una fuente aislada contenida en el mismo diseño del hardware, que se alimenta de los 5V del USB y entrega 5V con aislamiento de la línea común hasta por 2000V.

Los circuitos 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 más importantes que se implementaron son las siguientes:

- Se aisló completamente la única fuente de poder que alimenta al sistema (fuente del USB).
- La comunicación de datos entre el microcontrolador y el CP2102 se realiza por medio de un opto-acoplador.
- 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.

### B. Software del sistema.

Los algoritmos del software, correspondientes a la segunda etapa del sistema, se desarrollaron bajo una plataforma de software libre. Para esto se ha utilizado el lenguaje interpretado "PYTHON" y programación en "C", trabajando bajo Linux, con entorno gráfico de "UBUNTU" [16].

El software desarrollado, consiste en un algoritmo estructurado (ver Fig. 2), diseñado con la finalidad de captar la información que se transmite desde el hardware del sistema, mostrar gráficamente y en tiempo real la señal que se está adquiriendo, y almacenar los datos para su posterior análisis.

El funcionamiento del software, se inicia identificando los datos según el orden en que llegan, para recuperar la información que corresponde 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, como se observa en la Fig. 3.

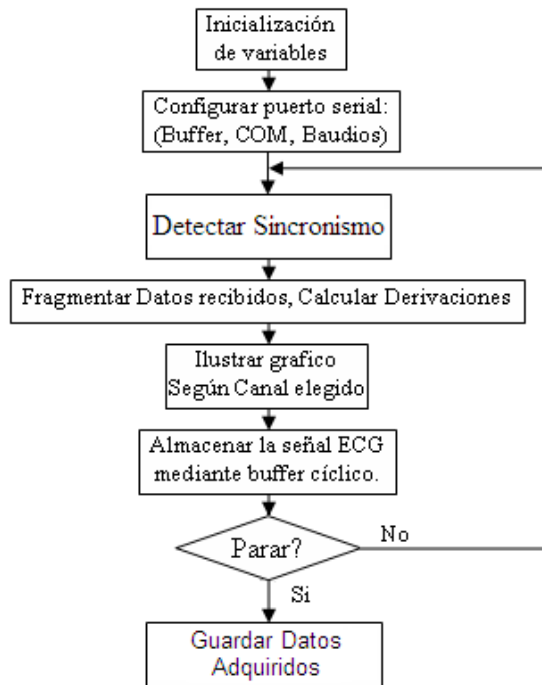


Fig. 2. Algoritmo del funcionamiento del software del sistema.

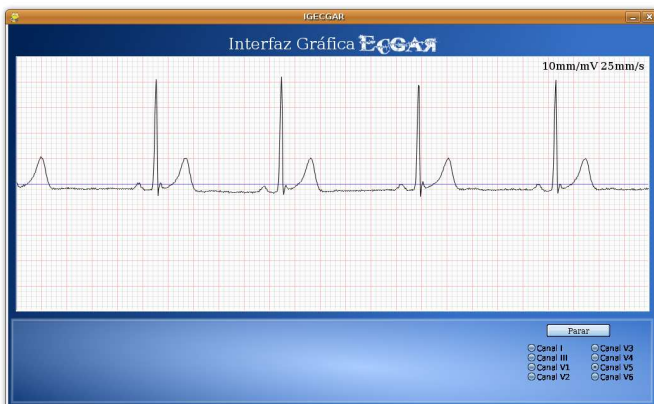


Fig. 3. Derivación V5 adquirida con este sistema.

El grafico es presentado en un formato cuadrículado que imita al papel estándar usado en los electrocardiogramas comerciales. El espacio gráfico presentado en pantalla es el equivalente a 5 segundos de adquisición, con una escala definida a 10 mm/mV en amplitud y 25 mm/s en velocidad.

Cada vez que el trazado se completa, la imagen gráfica se refresca automáticamente y se continúa el trazado de la señal que se está adquiriendo. El almacenamiento de los datos se realiza en un archivo tipo “csv” (archivos de datos con formato ASCII), estructurado de manera que la información de cada canal se almacena en columnas.

### III. METODOLOGÍA DE CERTIFICACIÓN

El proceso de certificación se realizó utilizando los instrumentos del IRB. Todos los años, estos aparatos son calibrados y certificados como instrumentos patrón, bajo la

normativa internacional. Los aparatos utilizados para la certificación del DIGICARDIAC fueron:

- Instrumento simulador de señales biomédicas, marca Bio-Tek, modelo LIONHEART 3, N° de serie: 148913.
- Equipo analizador de seguridad eléctrica, marca FLUKE, modelo 601 Pro Series.
- Generador de funciones de precisión marca Hewlett Packard, modelo HP33120A.

Para realizar la medición y el análisis de las señales adquiridas con el instrumento se desarrollaron algunos algoritmos de aplicación bajo el software Matlab. Las pruebas de certificación del instrumento se realizaron en 2 etapas, pruebas de caja blanca y pruebas de caja negra.

#### A. Pruebas de caja blanca.

Se realizan para verificar el funcionamiento del software de adquisición. Estas pruebas se realizaron en tres pasos:

*Verificación del contenido de la información recibida*, esto se realizó comprobando que el software del sistema que se está probando cuenta con un algoritmo que detecta cuando un dato no está completo o cuando la información es alterada por factores de ruido. La comprobación se realizó aplicando ruido intencionalmente y verificando que el sistema se detenía y presentaba un mensaje en pantalla (ver Fig. 4), indicando que se presentó un error en la adquisición de la señal. El ruido aplicado para verificar el funcionamiento del sistema consistió en una serie de pulsos generados aleatoriamente que se mezclaron con el contenido de la información antes de transmitirla al computador.

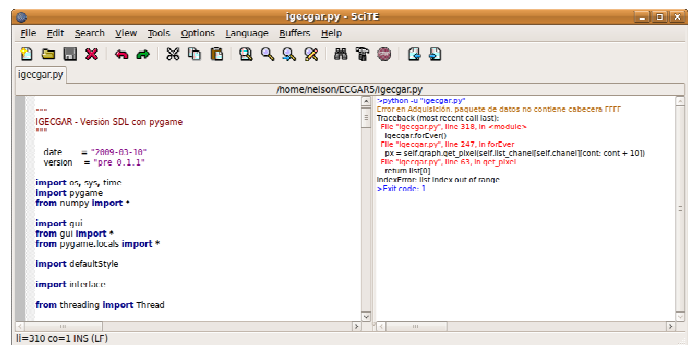


Fig. 4. El espacio de la derecha presenta un mensaje de error, cuando el sistema detecta pérdida de información.

*Verificación del almacenamiento de información*, con esta prueba se busca es comprobar si el número de datos que son almacenados en el archivo, corresponden al número de datos transmitidos desde el hardware, por unidad de tiempo.

En esta prueba se realizaron 2 adquisiciones de larga duración, durante 600 segundos (s) y durante 1200 s. El sistema se diseñó para que digitalizara la información a 2000 muestras por segundo, se deduce que los archivos deben contener 1200000 y 2400000 muestras por canal, respectivamente. Al realizar el conteo se encontró que los archivos contenían 1200305 y 2400963 muestras por canal, lo que representa un error del 0,025% y 0,04%.

Dado que los errores obtenidos representan valores muy pequeños y considerando que el método empleado para finalizar la adquisición es de acción humana, se estima que la adquisición y el almacenamiento se realizan sin pérdida de información.

*Visualización gráfica en tiempo real*, Es la presentación de la señal en el computador, en el momento en que se realiza la adquisición. Estas pruebas se realizaron observando y detallando la imagen gráfica que el sistema presenta en pantalla (ver Fig. 5), por cada uno de los canales que son adquiridos.

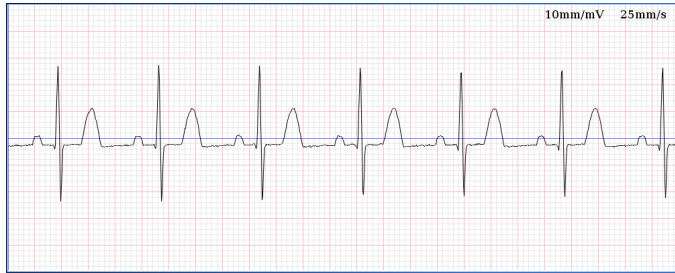


Fig. 5. Gráfica del precordial V3.

### B. Pruebas de caja negra.

Tienen la finalidad de comprobar el funcionamiento del hardware del sistema. Estas pruebas se realizaron en 4 pasos:

*Medición de la amplitud de la señal ECG*. En esta prueba se realizó la medición de la amplitud de los complejos QRS, de 4 archivos de señales adquiridas. Las señales se adquirieron del simulador LIONHEART 3, con una amplitud constante de 1 milivolt (mV), en el canal bipolar II.

Como se observa en la Fig. 6, la amplitud de los intervalos QRS detectados, se obtienen a partir de las diferencias entre los puntos R y Q de cada complejo. En la Fig. 6, los picos R son señalados por las líneas rojas y los puntos Q por las líneas amarillas, además se anexó un pulso inicial como señal de calibración para tener una referencia de la altura del pulso.

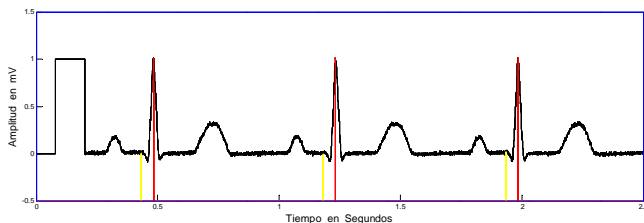


Fig. 6. Fragmento de 2,5 s de la derivación II, del archivo "M65\_80bpm.csv".

La Tabla 1, presenta parte de la recopilación de mediciones obtenidas con el análisis de los 4 archivos. En esta tabla se presenta el nombre dado, el número de QRS detectados, el promedio de amplitud de los QRS y parte de las amplitudes medidas de cada uno de los archivos analizados.

La Fig. 7, muestra la variabilidad en la medición de amplitud del QRS, en los cuatro archivos analizados. Cabe

destacar que la medición de amplitud más baja fue de 0.9737 mV y la más elevada fue de 1.0218 mV.

Tabla 1

Parte de la tabla que recopila las mediciones de amplitud.

M63_80bpm.csv QRS detec. = 40 Prom. = 1.0012 (mV)	M64_80bpm.csv QRS detec. = 40 Prom. = 1.0013 (mV)	M65_80bpm.csv QRS detec. = 40 Prom. = 1.0009 (mV)	M66_80bpm.csv QRS detec. = 40 Prom. = 1.0021 (mV)
0.9888	1.0046	0.9900	1.0132
1.0132	1.0120	0.9961	1.0059
1.0010	1.0083	1.0071	1.0071
1.0010	1.0107	0.9888	1.0107
1.0095	1.0034	1.0059	1.0010
1.0083	0.9985	1.0034	0.9985
0.9875	1.0095	1.0022	0.9985
1.0022	0.9851	1.0059	0.9937
...	...	...	...

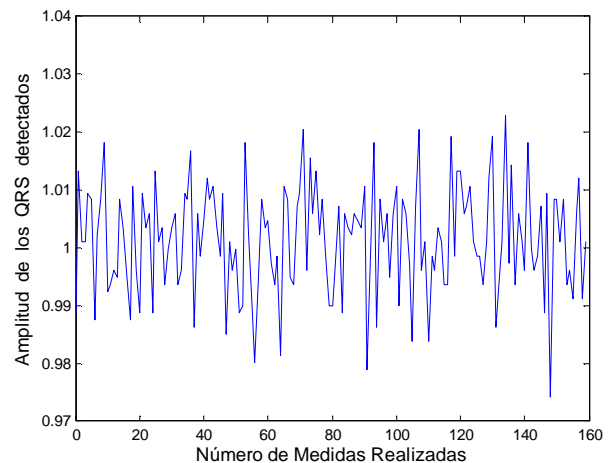


Fig. 7. Variabilidad en la medición de amplitud del QRS.

La Fig. 8, presenta el patrón de repetibilidad de las mediciones de amplitud de los cuatro archivos sometidos al análisis. Esta curva representa la probabilidad de que la medición de amplitud esté contenida dentro del valor real, dado para este caso por la referencia de 1mV de amplitud. El patrón de repetibilidad de las mediciones forma una curva del tipo gaussiana con tendencia centrada.

Los errores en la medición de amplitud se calcularon a partir de las diferencias entre las mediciones obtenidas. Los errores obtenidos fueron:

- Error promedio = 0.1%
- Error máximo positivo = 1.81 %
- Error máximo negativo = 0.63%

*Relación entre las derivaciones bipolares I, II, III*. Con esta prueba se busca determinar si existe error entre las señales bipolares I, II y III en función de la relación existente dada por la ecuación:  $I - II + III = 0$ .

Para esto, se realizó la medición precisa de la amplitud de las derivaciones bipolares I, II y III de la misma adquisición y

se determinó el error en función de la ecuación matemática que las relaciona. Después de analizar un archivo de 30 s de adquisición se determinó que el error es de 0.73%.

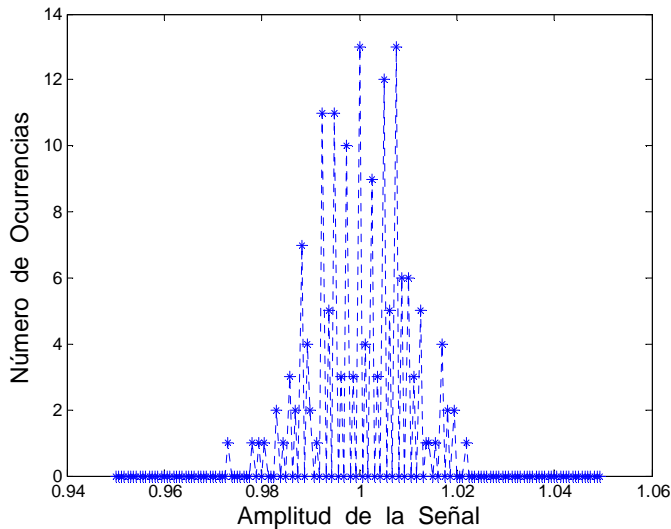


Fig. 8. Patrón de repetibilidad de las mediciones de amplitud de 160 complejos QRS.

*Medición de la respuesta a una señal cuadrada.* Con esta prueba se desea determinar la respuesta del sistema al adquirir una señal con forma de onda cuadrada.

Para esto se efectuó la detallada visualización (ver Fig. 9), y medición de amplitud de cada ciclo de la adquisición de una señal cuadrada.

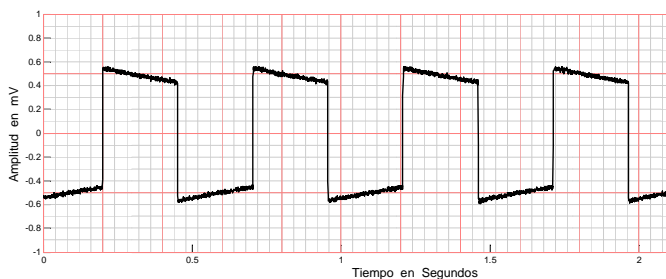


Fig. 9. Fragmento de señal adquirida de onda cuadrada.

La forma de onda obtenida se corresponde a una señal cuadrada que es adquirida con un filtro pasa alto de corte en 0.15 Hz. La medición de amplitud arrojó un promedio de 0.9990 mV, lo que determina un error promedio de 0.1%.

*Medición de la Respuesta de Frecuencia del Sistema.* Con esta prueba se evalúa la respuesta del sistema en adquisiciones de múltiples frecuencias, en todo el ancho de banda en el que se espera que trabaje el instrumento.

Para esta prueba, se realizó la medición precisa de amplitud y de frecuencia, de 40 archivos adquiridos con el instrumento. La adquisición de los archivos se realizó con una amplitud constante de 2 mV, con frecuencias que van desde 0,01 Hz hasta 1000 Hz. La medición de frecuencia se realizó con el análisis de Fourier de cada archivo (ver Fig. 10), constatando la frecuencia entregada por el instrumento patrón.

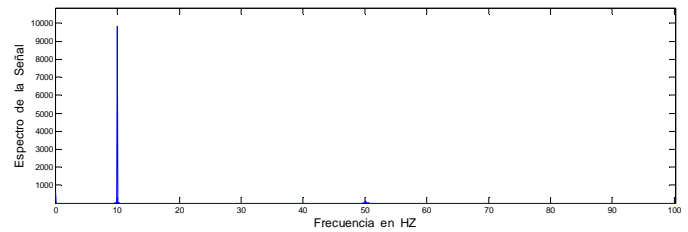


Fig. 10. Resultado del análisis de Fourier del archivo "M14.csv". Señal a 10 Hz.

La amplitud de cada ciclo se obtiene por la diferencia entre los puntos encontrados de pico positivo y pico negativo. La amplitud en cada archivo es dada por el promedio de las mediciones de todos los ciclos detectados.

Con las mediciones obtenidas se calculó la amplitud en dB y se graficó la curva que muestra la respuesta de frecuencias del sistema (ver Fig. 11). Las frecuencias de corte de la respuesta del sistema están comprendidas entre valores de amplitud de salida superiores al 70.7 % de la señal de entrada, es decir donde la amplitud supera los 1.414 mV, por consiguiente, de las mediciones obtenidas se tiene que el ancho de banda de este sistema está comprendido entre 0,15 Hz y 300 Hz.

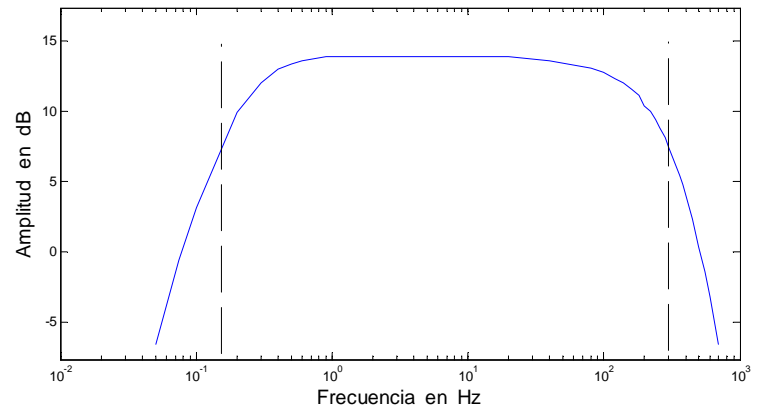


Fig. 11. Respuesta de frecuencia del sistema.

*Medición de la Seguridad Eléctrica del Sistema.* Estas pruebas tienen como propósito determinar que los usuarios no queden expuestos a corrientes de riesgo. Para realizar estas pruebas se utilizó un instrumento analizador de seguridad eléctrica, marca FLUKE, modelo 601 Pro Series. Estas pruebas se realizaron en dos etapas:

*Mediciones de resistencia eléctrica.* Al realizar estas mediciones se obtuvieron los siguientes resultados:

- La línea de tierra, entre los extremos del cable USB: 0,941  $\Omega$ .
- Entre la línea de tierra y las conexiones del cable del paciente: Infinita.
- Entre la línea de tierra y el blindaje del cable del paciente: Infinita.
- Entre la línea de tierra y la fuente del Bioamplificador: Infinita.

*Medición de las corrientes de fuga.* Con estas pruebas se pretende detectar las corrientes que puedan circular a través del paciente, en todas las configuraciones circuitales posibles. La Fig. 12 muestra la interconexión del instrumento analizador de seguridad eléctrica con el equipo sometido a prueba. Las interconexiones de las configuraciones circuitales son realizadas automáticamente por el instrumento analizador de seguridad eléctrica.

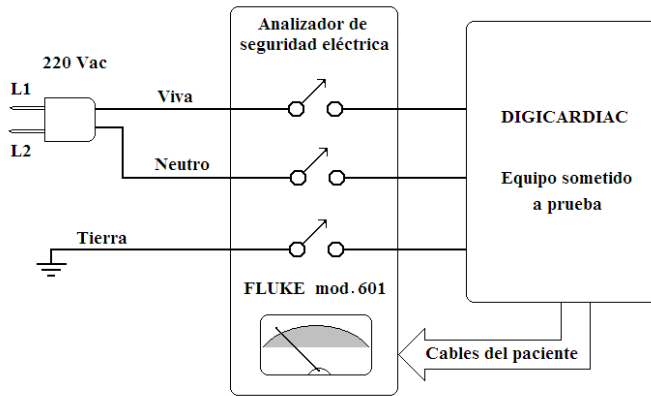


Fig. 12. Conexión del Analizador de Seguridad Eléctrica.

Al realizar las mediciones de corriente de fuga, se obtuvieron los siguientes resultados:

- *Arreglo 1:* alimentación de línea 220 Volts de corriente alterna (Vac) con fase invertida, línea L2 abierta, línea de tierra abierta. Corriente medida entre todas las conexiones del cable de paciente y tierra = 7 micro Amperios ( $\mu\text{A}$ ). Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$  (la línea L1, es conocida como línea viva o de 220 V con respecto a tierra. La línea L2, es conocida como línea neutra o de 0 V con respecto a tierra).
- *Arreglo 2:* alimentación de línea 220 Vac con fase invertida, línea L2 abierta, línea de tierra conectada. Corriente medida entre todas las conexiones del cable de paciente y tierra = 1  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .
- *Arreglo 3:* alimentación de línea 220 Vac con fase invertida, línea L2 conectada, línea de tierra abierta. Corriente medida entre todas las conexiones del cable de paciente y tierra = 4  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .
- *Arreglo 4:* alimentación de línea 220 Vac con fase normal, línea L2 conectada, línea de tierra abierta. Corriente medida entre RA y tierra = 4  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .
- *Arreglo 5:* alimentación de línea 220 Vac con fase normal, línea L2 conectada, línea de tierra abierta. Corriente medida entre RL y tierra = 4  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .
- *Arreglo 6:* alimentación de línea 220 Vac con fase normal, línea L2 conectada, línea de tierra abierta. Corriente medida entre LA y tierra = 4  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .
- *Arreglo 7:* alimentación de línea 220 Vac con fase normal, línea L2 conectada, línea de tierra abierta.

Corriente medida entre V1-V6 y tierra = 4  $\mu\text{A}$ . Máximo permitido = 500  $\mu\text{A}$ .

#### IV. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Los resultados obtenidos con la aplicación de las pruebas, han demostrado el óptimo funcionamiento de cada etapa del sistema, que fue sometida a estudio para su certificación.

Las recomendaciones internacionales establecen que, para utilizar un instrumento médico en diagnóstico, el error presentado por el instrumento que se certifica debe ser menor al 10%, y para que sea utilizado en investigación, el error debe ser menor al 1%. Como en las pruebas de funcionamiento se constató que el sistema presenta errores inferiores al 1 %, se certifica que este instrumento está dentro de la categoría de equipos de investigación.

Es importante denotar que las mediciones de resistencia eléctrica reportaron un alto aislamiento entre las líneas de alimentación y de la misma manera, las mediciones de las corrientes de fuga demostraron que están muy por debajo de los límites de seguridad eléctrica. Todas las mediciones de seguridad eléctrica indican que se cumplieron a plenitud, los requisitos establecidos por la normativa internacional, para la implementación del instrumento DIGICARDIAC en pacientes.

Aunque las mediciones reportaron niveles de error muy pequeños, siempre es posible realizar un mejoramiento del sistema. Por consiguiente se continúa trabajando en busca de encontrar técnicas que permitan corregir sustancialmente los errores encontrados.

#### V. CONCLUSIONES.

Todas las pruebas a las que se sometió el instrumento DIGICARDIAC, han demostrado la eficiencia con la que operan los circuitos diseñados. Las características obtenidas en las mediciones permiten certificar que se trata de un instrumento médico que cumple con las buenas prácticas en la fabricación de equipos [1], y que puede ser implementado con plena seguridad para realizar adquisiciones del ECGAR en seres humanos.

La precisión de las mediciones que se pueden realizar con este instrumento, permiten que sea implementado tanto en el campo del diagnóstico como en la investigación.

Este no solo es un logro tecnológico, que contribuye con nuestro desarrollo científico, sino que además aporta un instrumento médico de gran importancia, que abre las puertas a la investigación en la búsqueda del mejoramiento de la salud.

#### AGRADECIMIENTOS

Se agradece a la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) de Argentina y a sus instituciones de investigación científica como el Instituto Regional de Bioingeniería (IRB), de la misma forma se agradece a Universidad de Los Andes (ULA) de Venezuela y a sus instituciones como el Laboratorio de Instrumentación Científica de la Facultad de Medicina (LIC-M) y al Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] W. Ganong, W., “**Fisiología Médica. Manual Moderno**”. México, D.F., Editorial McGraw-Hill, 17ª Edición. 1999.
- [2] J. Diego, M Ruben., T. Schlegel, B. Arenare, “**Aplicación de Nuevas Técnicas de Electrocardiografía de Alta Resolución en Pacientes Chagásicos**”. II Congreso Colombiano de Ingeniería Biomédica. Artículo No. 93. 2005.
- [3] O. Gutiérrez. “**El Electrocardiograma de Alta Resolución**”. Revista Costarricense de cardiología. Vol. 3. Nº 2. pp. 48-53. 2001
- [4] N. Dugarte, M. Rubén, R. Rubén, “**Adquisición y Procesamiento de la Señal Electrocardiográfica de Alta Resolución**”. VI Jornadas de Ingeniería. Artículo JI-IE-016. Mérida, Venezuela. 2007.
- [5] World Health Organization. (Mayo, 2000). “**Division of Control of Tropical Diseases, Chagas Disease Elimination**”. Disponible en <http://www.who.int/ctd/chagas>.
- [6] H. Carrasco, “**Diagnóstico del Daño Miocárdico en la Enfermedad de Chagas**”, Consejo de Publicaciones, ULA, Mérida-Venezuela. 1983.
- [7] ISO 9001. “**Norma Internacional, Sistemas de Gestión de la Calidad – Requisitos**” Impreso en la Secretaría Central de ISO en Ginebra, Suiza. Número de referencia ISO 9001:2000.
- [8] Ministerio de Salud de la. “**Buenas Prácticas de Fabricación de Materiales y Equipos Para la Salud**”. Resolución del Ejecutivo Nacional de la Republica Bolivariana de Venezuela, Nº 195º y 146º. 2006.
- [9] Universidad Tecnológica Nacional. (Marzo, 2009). “**Instituto Regional de Bioingeniería IRB**”. Disponible en: <http://www.irbutn.org/moodle/>
- [10] Det Norske Veritas (Enero, 2010). “**DNV Argentina**”. Disponible en [http://www.dnv.com.ar/about\\_us/index.asp](http://www.dnv.com.ar/about_us/index.asp)
- [11] IRAM. (Septiembre, 2009). “**Instituto Argentino de Normalización y Certificación**”. Disponible en: [www.iram.com.ar](http://www.iram.com.ar)
- [12] Electrónica Básica para Ingenieros. (Octubre, 2001). “**Tema 6. Amplificador Diferencial**”. I.S.B.N.: 84-607-1933-2. Depósito Legal: SA-138-2001. Disponible en: <http://exámenesutn.awardspace.com/~Tema6.pdf>
- [13] IFEnt. (Febrero, 2010). “**Convertidores Analógico Digitales**”. Disponible en: [http://www.ifent.org/Lecciones/digitales/secuenciales/ConvertA\\_D.htm](http://www.ifent.org/Lecciones/digitales/secuenciales/ConvertA_D.htm)
- [14] Microchip. “**dsPIC30F3013 Data Sheet**”. Microchip technology Inc. USA. p. 200. 2006.
- [15] Silicon Labs. “**Single-chip USB to UART bridge CP2102**”. Copyright by Silicon Laboratories. Rev. 1.2 3/07. 2007.
- [16] UBUNTU. (Enero, 2009). “**Ubuntu Home Page**”. Disponible en: <http://www.ubuntu.com/>

# Herramienta Computacional para la Detección Temprana del Mal de Chagas mediante el Procesamiento de la Señal Electrocardiográfica

Jhosmary Cuadros, Rubén Medina, Rubén Rojas, Diego Jugo, Tulio Nuñez

**Resumen**— Uno de los cambios que ocurren en el registro electrocardiográfico en presencia del Mal de Chagas es la variación anormal de la duración del intervalo QT. El objetivo de este trabajo es desarrollar una herramienta para la adquisición, procesamiento y análisis de señales provenientes de un electrocardiógrafo digital de alta resolución desarrollado en el Grupo de Bioingeniería de la Universidad de los Andes con el objetivo de contribuir en la detección temprana del mal de Chagas. La aplicación utiliza librerías de software libre para incorporar una interfaz amigable y de fácil manejo. Se implementan algoritmos para estimar los intervalos QT y analizar la morfología de la onda T utilizando la técnica de Análisis de Componentes Principales. Los resultados preliminares indican que la duración del intervalo QT y el residuo de la onda T representan índices discriminantes entre sujetos de control y pacientes chagásicos.

**Palabras claves**—Enfermedad de Chagas, Señal Electrocardiográfica, Intervalo QT, Morfología de la onda T.

## I. INTRODUCCIÓN

El mal de Chagas es una enfermedad infecciosa causada por el parásito *Tripanosoma cruzi*, el cual se transmite a los humanos a través de las heces de un insecto hematófago denominado *Triatoma infestans* [1]. La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que en Latinoamérica hay entre 16 y 18 millones de personas infectadas por esta enfermedad y otros 100 millones de personas tienen riesgo de contraerla [2].

Artículo recibido el 22 de Enero de 2010. Este artículo fue financiado por el CDCHT de la Universidad de los Andes correspondiente al proyecto I-947-06-07-A y por el Centro Nacional de Desarrollo e Investigación en Tecnologías Libres (Cenditel) correspondiente al proyecto 0007-2009.

J.C. está con la Universidad de los Andes, Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Anexo a la Escuela de Medicina, Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Tlf. +58-274-2402906, Fax: +58-274-2402872, E-mail: jcuadros@unet.edu.ve

R.M., R.R., D.J. están con la Universidad de Los Andes, Sector La Hechicera, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Tlf. +58-274-2402907 / 2906, Fax: +58-274-2402890, E-mail: rmedina@ula.ve, rojas@ula.ve, djugo@ula.ve.

T. N. está en el Instituto Autónomo Hospital Universitario de los Andes, Centro Cardiovascular, Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Tlf. +58-274-2632222, Fax: +58-274-2403230, E-mail: tulio@ula.ve

Esta enfermedad provoca insuficiencia del músculo cardíaco y otras patologías invalidantes por lo que puede llegar a ser mortal. En estas condiciones, uno de los cambios que ocurren en el registro electrocardiográfico (ECG) es la variación anormal de las duraciones de sus intervalos como el QT [3].

La exactitud y la estabilidad en la medición del intervalo QT dependen de la precisión que se logre en la identificación del inicio del complejo QRS y del final de la onda T [4].

Recientemente, Schlegel *et al.* [5] han desarrollado un software que permite automáticamente monitorear en tiempo real la variabilidad del intervalo QT en los 8 canales independientes de los 12 canales estándar del ECG [5]. Considerando que el prototipo utilizado en [5] si bien pudiese en algún momento transferirse a la industria, podemos predecir que su costo será muy elevado, lo cual dificultará su aplicación en nuestro medio.

En consecuencia, es importante abordar el análisis de las señales ECG en presencia de dicha patología con el objetivo de mejorar el diagnóstico, hacer seguimiento y tratamiento en pacientes que padecen del mal de Chagas; para ello se realiza el estudio de la variabilidad latido a latido del intervalo QT de forma automática y el análisis de la morfología de la onda T empleando la técnica de Análisis de Componentes Principales (ACP), empleando herramientas de software libre y de código abierto. Se pretende comparar estos marcadores, que se hipotetiza se modificarán si el paciente padece de la enfermedad del Chagas, tal como se observó en los resultados obtenidos en [1], en el cual se comprobó que tanto la pendiente de subida como la de bajada del complejo QRS se ven reducidas en enfermos chagásicos crónicos y, además el factor de reducción guarda una relación directa con el grado del daño asociado a la miocarditis chagásica.

## II. DEFINICIONES Y PRELIMINARES

### A. Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre dos puntos de la superficie del cuerpo [6]. Tiene gran valor clínico para diagnosticar trastornos del ritmo, anormalidades en la conducción, dilatación de cavidades, isquemia e infartos de miocardio recientes o antiguos, efecto de medicamentos cardíacos y no cardíacos y desequilibrios en el metabolismo electrolítico, y para valorar el funcionamiento de marcapasos electrónicos [7]. El trazado típico de un electrocardiograma consiste en una

onda P (despolarización auricular), un complejo QRS (repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos) y una onda T (repolarización ventricular) [6]. Los intervalos de tiempo entre las diferentes ondas del ECG son importantes en el diagnóstico electrocardiográfico, pues reflejan procesos electrofisiológicos y tienen implicaciones clínicas cuando están fuera del margen de variación normal. En la Fig. 1 se muestran los intervalos, segmentos y ondas características del ECG [6].

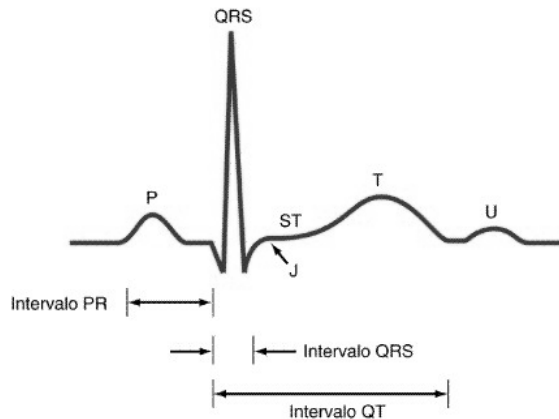


FIG. 1. Ondas e Intervalos del ECG.

El intervalo QT refleja el período total de los procesos de despolarización y repolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T. Los valores normales del intervalo QT dependen principalmente de la frecuencia cardíaca, y del sistema nervioso autónomo. Para corregirlo en función de la frecuencia cardíaca (FC), normalmente se utiliza la fórmula de Bazett (1):

$$QTc = QT / (RR)^{1/2} \quad (1)$$

donde RR es el intervalo comprendido entre dos ondas R consecutivas. Una de las anomalías del intervalo QT es su prolongación, que se presenta cuando el QTc es mayor de 0,44 s. Según se ha mencionado, esta prolongación puede ser primaria o secundaria debida a fármacos, además de que está asociada a un alto riesgo de arritmias ventriculares malignas y muerte súbita [7].

La dispersión del intervalo QT (QTmax – QTmin) es un marcador de la dispersión de la repolarización. Su aumento es considerado un signo de inestabilidad eléctrica, que reduce el umbral de fibrilación ventricular y se asocia a un mayor riesgo de muerte súbita [4].

### B. Análisis de Componentes Principales

El Análisis de Componentes Principales (ACP) tiene por objetivo principal reducir la dimensión de un conjunto de variables, tratando de mantener la mayor cantidad de información que sea posible [8].

El ACP transfiere las señales de ECG a un espacio ortogonal mínimo [9]. Las primeras tres componentes representan la componente dipolar (cD) del vector cardíaco, las cuales concentran aproximadamente el 98% de la energía,

permitiendo representar al ECG mediante un simple dipolo, mientras que el resto son las componentes no dipolares (cND).

La cD expresa cambios en la orientación y módulo del vector eléctrico cardíaco en 3D a lo largo del tiempo, mientras que las cND no expresan cambios del dipolo eléctrico cardíaco y son debidas a heterogeneidades regionales del miocardio o a ruido inmerso en el sistema de adquisición. Estos cambios se expresan con el índice TWR (Residuo de la Onda T) [9], cociente entre la potencia de las cND y la potencia total (2):

$$TWR = \frac{\sum_{i=4}^8 \sigma_i^2}{\sum_{i=1}^8 \sigma_i^2} \quad (2)$$

donde  $\sigma_i$  representa los autovalores ordenados en forma decreciente del ECG, para un registro de 8 derivaciones correspondiente a un electrocardiograma estándar.

## III. MATERIALES Y MÉTODOS

### A. Protocolo Utilizado

El protocolo incluyó un total de 15 pacientes chagásicos con igual número de sujetos control con edad promedio de 30 años. Fueron excluidos del estudio aquellos individuos con bloqueo de rama derecha, arritmias de cualquier tipo, enfermedad conocida de las arterias coronarias, cardiomiopatías no chagásicas, hipertrofia ventricular y obesidad. Se les realizó un registro ECG convencional de 12 derivaciones mediante un electrocardiógrafo digital (con una duración entre 6 y 10 min., con el paciente en reposo y con respiración controlada, 15 respiraciones por minuto, a una tasa de muestreo de 2000 Hz, con una resolución de 12 bits por muestra).

### B. Entorno de Trabajo

La selección del entorno de trabajo de la aplicación en desarrollo, se realizó de acuerdo a las exigencias requeridas para el desarrollo de la aplicación, destacándose entre ellas: interfaz amigable con el usuario, procesamiento rápido y estructura orientada a objetos (OO). Por tal razón, se decidió utilizar la librería Efltk [10], en su versión 2.8.0. La biblioteca Efltk, soporta varios sistemas operativos, a saber: Windows®/Unix/Mac, entre otros, es de licencia LGPL (Licencia Pública General Reducida de GNU). En cuanto al lenguaje de programación se utilizó C++, pues permite que la aplicación no dependa de una plataforma en particular y permite obtener una programación modular.

### C. Procesamiento de los ECG

En primer término se emplea un conjunto de técnicas de procesamiento digital de señales para realizar el acondicionamiento incluyendo la corrección de la línea de base, eliminación de saltos abruptos, reducción de ruidos, así como la detección de complejos QRS mediante algoritmos que

ofrece la librería Physioutilkit. Dicha librería es una importante biblioteca de software escrita en C para el procesamiento y análisis de señales fisiológicas [11]. Inicialmente se detectó para cada latido cardíaco la onda R ( $R_{pico}$ ) del complejo QRS, utilizando la técnica de detección como la desarrollada en [12]. Luego se calcularon los intervalos RR entre latidos. Se seleccionaron los intervalos RR que cumplieron con:  $RR[i] > 450$  ms (equivalente a una FC  $< 133$  latidos/minuto) y  $RR[i] > 0.75 * RR[i-1]$  propuestos en [13]. EL  $RR[i]$  corresponde al intervalo RR entre el  $i$ -ésimo latido y el latido anterior.

Antes de medir el intervalo QT se buscaron los siguientes puntos fiduciales: onda Q (Q) y fin de la onda T (Tf) con métodos de búsqueda de máximos y mínimos en una ventana como la desarrollada en [13]. El inicio (3) y fin (4) de la ventana de búsqueda fue

$$Wt_{inicio}[i] = R_{pico}[i] + RR[i] * 0.06 \quad (3)$$

$$Wt_{fin}[i] = R_{pico}[i] + RR[i] * 0.35 \quad (4)$$

Los puntos fiduciales se detectaron analizando la primera y segunda derivada de los ECGs anteriormente preprocesadas.

La ventana de búsqueda para hallar el fin de la onda T fue entre el pico máximo y (3) para señales monofásicas y entre el segundo pico y (3) para ondas T bifásicas. La búsqueda se hizo sobre la señal correspondiente a la segunda derivada. Luego se construyó una función lineal de la forma (5):

$$y[i] = a_{MaxP} * x[i] + b \quad (5)$$

Y se la hizo tangente al valor de máxima pendiente ( $a_{MaxP}$ ) entre el pico y el fin de la onda T. Este valor de máxima pendiente se halló con el cruce por cero de la señal correspondiente a la segunda derivada. Luego el fin de la onda T se ubicó temporalmente en el instante de tiempo donde se cruzan la función lineal y la línea isoeletrica del ECG.

La búsqueda de la onda Q se hace sobre la señal correspondiente a la primera derivada y se acotó a una ventana temporal correspondiente al 20% del intervalo RR [13]. El inicio de la ventana fue (6)

$$Wq_{inicio}[i] = R_{pico}[i] - (R_{pico}[i] - R_{pico}[i-1]) * 0.2 \quad (6)$$

y el fin de la ventana (7)

$$Wq_{fin}[i] = R_{pico}[i] \quad (7)$$

La onda Q se detectó buscando el cruce por cero con flanco ascendente más cercano a la onda  $R_{pico}[i]$ , en el intervalo de tiempo determinado entre  $Wq_{inicio}[i]$  y  $Wq_{fin}[i]$ .

Posteriormente se corrigió el intervalo QT (QTc) a través de la técnica de Bazett (1).

#### D. ACP en la onda T

Para calcular el residuo de la onda T (TWR) a través de la técnica de análisis de componentes principales (ACP), se considero una ventana correspondiente a 50 latidos para cada una de las 8 derivaciones linealmente independientes del ECG estándar (I, III, V1-V6). En cada derivación, se selecciona un

$i$ -ésimo latido, produciéndose automáticamente la selección del mismo latido en las derivaciones restantes.

Luego de seleccionar y segmentar un  $i$ -ésimo latido para cada columna  $r(r=1, \dots, 8)$ , se obtiene una señal  $x_{i,r}(n)$  correspondiente únicamente a la onda T de cada derivación  $l$  ( $l = 1, \dots, L$ ) construyendo la siguiente matriz de datos (8):

$$x_{l,r} = [x_{l,r}(0), \dots, x_{l,r}(N-1)] \quad (8)$$

donde  $L=50$  mientras que  $N$  es equivalente al número de muestras.

Posteriormente se aplico la técnica ACP a la matriz para calcular el residuo de la onda T (TWR) como se indica en (2).

## IV. RESULTADOS

### A. Interfaz de usuario para la herramienta de software

El producto de las primeras etapas de la presente investigación consiste en una aplicación que integra técnicas avanzadas para el procesamiento y análisis de señales electrocardiográficas provenientes de un equipo digital desarrollado por Dugarte et al. [3] diseñada con la intención de satisfacer las necesidades de sus usuarios mediante el uso de una interfaz sencilla y flexible a sus requerimientos, desarrollada empleando programación modular y herramientas de software libre (Fig. 2).

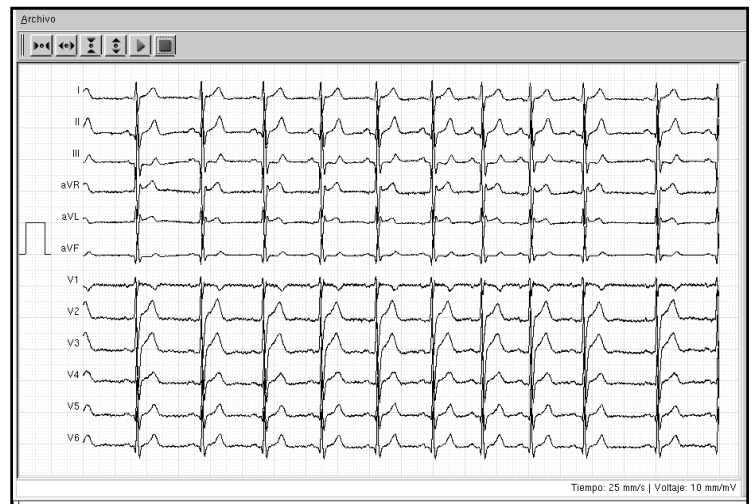


FIG. 2. Aplicación para el Procesamiento y Visualización de Registros Electrocardiográficos.

Cuenta con una serie de opciones tanto de procesamiento como de visualización, integradas en barras horizontales (menú de opciones y herramientas de acceso rápido) y áreas de graficación donde se mostrará los registros originales y los procesados. El usuario puede visualizar el tacograma de intervalos RR (intervalo de tiempo entre dos latidos del corazón), obtener mediciones de las ondas de la señal ECG, así como visualizar el diagrama de Poincaré (Fig. 3).

La Fig. 4 muestra el diagrama de bloques de la aplicación desarrollada para el procesamiento y visualización de archivos electrocardiográficos:

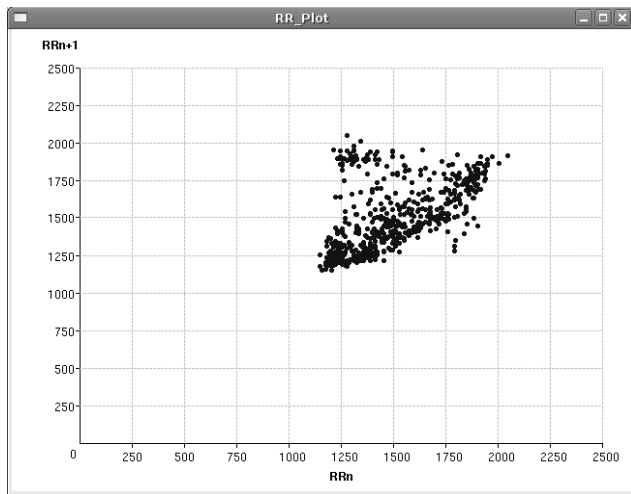


FIG. 3. Diagrama de Poincaré.

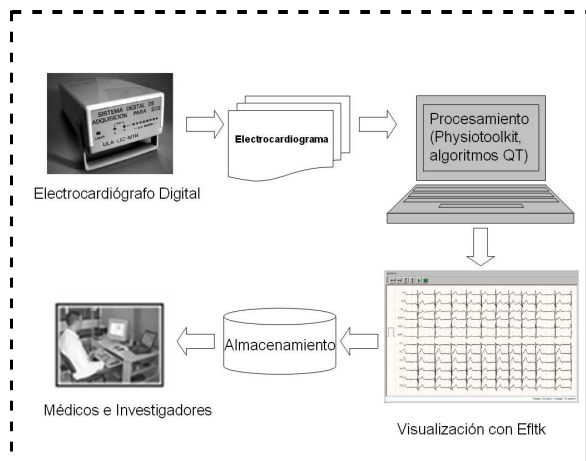


FIG. 4. Diagrama de bloques para la aplicación

## V. PRUEBA Y VALIDACIÓN DE LA HERRAMIENTA

Para comprobar el buen funcionamiento de la herramienta diseñada se realizan diferentes pruebas utilizando como referencia una aplicación denominada CardioSoft [14], así como resultados generados por algoritmos automáticos de medición del intervalo QT desarrollados por [12]. En dichas pruebas se comparan tanto los resultados numéricos como los resultados gráficos, encontrándose que no había diferencias significativas en los resultados. En la Tabla 1 se muestran los resultados numéricos correspondiente al parámetro QTc, obtenidos al procesar 20 registros electrocardiográficos incluyendo pacientes chagásicos y sujetos sanos, usando la herramienta desarrollada y la aplicación CardioSoft. La primera columna corresponde al número del paciente; la segunda columna corresponde al valor del parámetro QTc, calculada con la herramienta desarrollada, mientras que la tercera columna corresponde al valor de QTc, calculada usando la aplicación CardioSoft [14], la cuarta columna muestra el error porcentual. Como puede observarse, a partir de la Tabla 1, los resultados numéricos generados usando la

herramienta desarrollada presentan un error porcentual de  $3,55 \pm 3,36 \%$ . El error máximo es 11%.

TABLA 1  
 RESULTADOS NUMÉRICOS DEL PARAMETRO QT CORREGIDO USANDO LA HERRAMIENTA DESARROLLADA Y LA APLICACIÓN CARDIOSOFT

Nº Paciente	Valor obtenido para QTc usando la herramienta desarrollada (mseg)	Valor obtenido para QTc con la aplicación CardioSoft (mseg)	Error Porcentual
1	433,333	432,000	0,308
2	417,456	416,000	0,349
3	378,349	411,000	8,630
4	418,800	417,000	0,430
5	388,214	387,000	0,313
6	434,164	430,000	0,959
7	440,065	466,000	5,893
8	407,333	411,000	0,900
9	409,103	413,000	0,953
10	407,852	407,000	0,209
11	419,000	427,000	1,909
12	430,863	451,000	4,674
13	500,860	515,000	2,823
14	426,575	409,000	4,120
15	431,157	409,000	5,139
16	427,000	435,000	1,874
17	427,000	397,000	7,026
18	430,056	477,000	10,916
19	466,831	483,000	3,464
20	356,431	386,000	8,296

En la Fig. 5 se muestra la gráfica de dos latidos con la detección del pico R generado por la librería Physiotoolkit el cual se superpone a la detección del pico R desarrollada por [12].

### A. Análisis de los Pacientes Chagásicos

Este proyecto se encuentra en las primeras etapas de desarrollo, por lo que se realizó una validación preliminar para la detección de pacientes chagásicos con un pequeño grupo de individuos. Para ello, en cada uno de los pacientes y sujetos de control del protocolo, se determinó el intervalo QT para 300 complejos QRS válidos, el intervalo QT corregido mediante la técnica de Bazett, la dispersión del intervalo QT y el residuo de la onda T. Se utilizó análisis de varianza de un factor para determinar cambios estadísticamente significativos ( $p < 0.05$  y  $F > 1$ ) entre el grupo de pacientes chagásicos y el grupo de control. El uso de este tipo de análisis estadístico se justifica debido a que se tienen muestras independientes de dos grupos y se quiere contrastar la hipótesis nula (igualdad de medias) con la hipótesis de que las medias no son iguales, es decir, se observan cambios estadísticamente significativos entre el grupo de chagásicos y el de control. La Tabla 2 compendia los resultados obtenidos. Se puede apreciar que los parámetros

QT, QTc y TWR producen diferencias estadísticamente significativas.

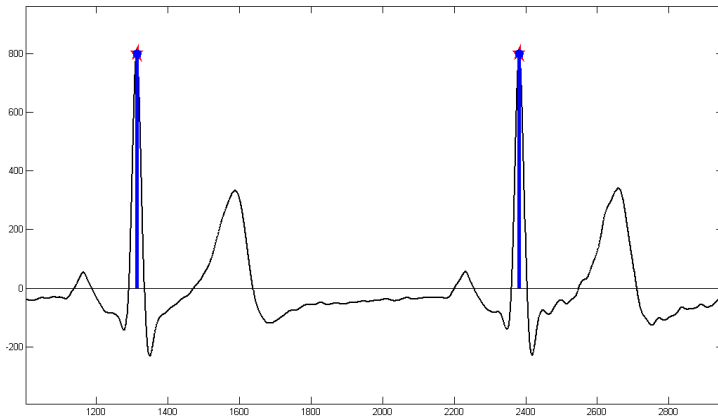


FIG. 5. Resultado gráfico en la detección del pico R usando la librería Physioutilkit (estrella de color rojo) y el detector de QRS desarrollado por Christov (círculo de color azul).

TABLA 2  
PARÁMETROS DE LA VARIABILIDAD DEL INTERVALO QT (MEDIA±SD).

Parámetro	Grupo Chagásicos (N=15)	Grupo Control (N=15)	F	P
QT	0,429±0,068 mseg	0,394±0,040 mseg	808,486	0,000
QTc	0,466±0,041 mseg	0,412±0,022 mseg	5606,76 5	0,000
Dispersión QT	0,156±0,111 mseg	0,144±0,062 mseg	0,116	0,730
TWR	0,079±0,076	0,015±0,008	10,340	0,003

## VI. CONCLUSIONES

Se desarrolló una aplicación para el procesamiento y visualización de señales electrocardiográficas provenientes de un electrocardiógrafo digital [3], bajo el paradigma de software libre, orientado a objetos, utilizando lenguaje C++ y la librería Efltk. Para el acondicionamiento de la señal se utilizó la librería Physioutilkit. Adicionalmente, se implementaron algoritmos para estudiar el intervalo QT y la morfología de la onda T. La confiabilidad de la herramienta se validó preliminarmente utilizando funciones de prueba definidas explícitamente. Adicionalmente se realiza una validación clínica preliminar a objeto de estudiar el valor la significancia estadística de los parámetros determinados para discriminar pacientes chagásicos con respecto a sujetos sanos.

consideración una población con un mayor número de individuos en comparación con los que se consideraron para la validación de la presente investigación.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al CDCHT de la Universidad de los Andes, al Centro Nacional de Desarrollo e Investigación en Tecnologías Libres (CENDITEL), a la Dra. Nelsy Gonzáles y a la Dra. Mayra Useche (residentes del Postgrado de Cardiología del Instituto Autónomo Hospital Universitario de los Andes) por el apoyo brindado.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] E. Pueyo, E. Laciari, E. Anzuola, P. Laguna y R. Jane. "Pendientes del QRS para la Evaluación del Daño Miocárdico en Pacientes Chagásicos Crónicos". Memorias del XVI Congreso de la Sociedad Argentina de Bioingeniería, San Juan, Argentina, 2006, pp. 543-546..
- [2] Organización Mundial de la Salud. "Control de la Enfermedad de Chagas". Segundo Informe del Comité de Expertos de la OMS, Serie de Informes Técnicos, 2002, no. 905, pp. 1-106.
- [3] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas. "Adquisición y Procesamiento de la Señal Electrocardiográfica, Basada en la Extracción de Potenciales Intra-QRS e Índices de Variabilidad del Intervalo QT". Memorias del IV Congreso Latinoamericano de Medicina Biomédica, 2007, vol. 18, pp. 198-201.
- [4] R. Gonzáles, A. Rodríguez y R. Almeida. "Estudio de la Tendencia de la Dispersión Espacial del Intervalo QT". Memorias del VI Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, 2005, T098.
- [5] V. Stara y T. Schelgel. "Real-time Multichannel System for Beat-to-beat QT Interval Variability". Journal of Electrocardiology, 2006, vol. 39, pp. 358-367.
- [6] D. Davis. "Interpretación del ECG". Ed. Medical Panamericana, Buenos Aires, 2007.
- [7] S. Alvarado. "Análisis de la Variabilidad de Intervalos de Tiempo del ECG". Tesis de Doctorado, Dpt. Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Catalunya, 2001.
- [8] H. Rivera, C. Castellanos y M. Soto. "Selección Efectiva de Características para Bioseñales utilizando el Análisis de Componentes Principales". Scientia et Técnica, Universidad Tecnológica de Pereira, 2007, Año XIII, ISSN 0122-1701.
- [9] B. Batdorf, A. Feiveson y T. Schelgel. "The Effect of Signal Averaging on the Reproducibility and Reliability of Measures of T-wave Morphology". Journal of Electrocardiology, 2006, vol. 39, pp. 358-367.
- [10] Efltk (Abril, 2009). "Efltk". Disponible en: <http://equinox-project.org/>
- [11] PhysiToolkit (Abril, 2009). "PhysioToolkit". Disponible en: <http://www.physionet.org/physiotools/>
- [12] I. Christov y I. Simova. "Fully Automated Method for QT Interval Measurement in ECG". Proceedings of Computer in Cardiology Challenge, Valencia, 2006, pp.321-324.
- [13] M. Llamedo, PD. Arini, MR. Risk y P. Laguna. "Evaluación de la Corrección del Intervalo QT durante el Bloqueo del Sistema Nervioso Autónomo y Cambios Posturales". Memorias del XV Congreso Argentino de Bioingeniería, Parana, 2005, pp.1-4.
- [14] CardioSoft (Febrero, 2009). "Cardiosoft". Disponible en: <http://www.cardiosoft.com>.

# Detección del Ventrículo Izquierdo utilizando la Transformada Generalizada de Hough

Miguel Vera, Rubén Medina, Antonio Bravo, José Ávila

**Resumen**—Para detectar el Ventrículo Izquierdo (VI), en imágenes de Tomografía Multi-corte, se desarrolló una técnica, basada en la Transformada generalizada de Hough y estructurada en dos etapas: entrenamiento y detección. Para la imagen de entrenamiento se obtuvo un mapa de contornos etiquetados y el prototipo del VI. Para cada punto del prototipo, se calcularon los parámetros: distancia radial ( $r$ ) al centroide, orientación angular ( $\alpha$ ) con respecto a la horizontal y el ángulo ( $\theta$ ) formado por la tangente al prototipo y el eje horizontal cartesiano. Usando  $\theta$ ,  $r$  y  $\alpha$ , se construyó la TABLA-R. Para cada imagen de detección, se generó un mapa binario de contornos, estimándose el ángulo  $\theta_v$  en cada punto. Los centroides candidatos se calcularon buscando en la TABLA-R los  $r$  y  $\alpha$  que cumplieron la condición  $\theta_v = \theta$ . Se incrementó la localidad de cada candidato en el arreglo de parámetros, determinándose el centroide y la etiqueta mas “votada”, extrayéndose así el VI.

**Palabras claves**—Ventrículo izquierdo, Transformada generalizada de Hough, Tabla-R.

## I. INTRODUCCIÓN

En la rutina clínica, los cardiólogos usan imágenes de la cavidad del corazón, en diversas modalidades, para valorar (en entre otros aspectos), la función cardiaca [1]. En estas imágenes, el Ventrículo Izquierdo (VI) desempeña un rol principal, sobre todo, en la dinámica cardiaca.

El estudio del VI es importante debido a que un alto número de personas mueren anualmente debido a causas relacionadas con enfermedades cardiacas [2]. Con el propósito de obtener una descripción precisa de la forma ventricular y su análisis cuantitativo, generalmente, se requiere la detección previa del VI.

En atención a ello, en el presente trabajo se reporta el desarrollo de una técnica para la detección automática del referido ventrículo, a partir de imágenes 2D de Tomografía Multi-corte (TMC), la cual puede contribuir al monitoreo de la función ventricular. La técnica está basada en la Transformada generalizada de Hough y esta conformada por dos etapas, denominadas entrenamiento y detección.

Artículo recibido el 18 de Enero de 2010. Este artículo fue financiado por el CDCHT, de la Universidad de Los Andes, mediante el proyecto NUTA-C-24-07-02-C.

M.V., R.M., A.B. y J.A. están con la Universidad de Los Andes, Av. Don Tulio Febres Cordero, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIBULA), Mérida, Estado Mérida, Venezuela, Tlf. +58-274-2402906, E-mail: vermig@ula.ve, rmedina@ula.ve, joseavila@ula.ve,

A.B. está con la Universidad Nacional Experimental del Táchira, Av. Paramillo, Grupo de Bioingeniería, Decanato de Investigación, San Cristóbal, Venezuela, Tlf. +58-416-6020134, E-mail: antonio.j.bravo@gmail.com

Diversos investigadores han intentado realizar la citada detección, utilizando una gran variedad de técnicas. Así Lynch et al. [3], desarrollaron un método de segmentación del VI en imágenes de Resonancia Magnética (RM), usando conocimiento a priori acerca del movimiento ventricular para guiar un modelo paramétrico de la cavidad cardiaca, controlando la deformación del modelo mediante Conjuntos de Nivel y el algoritmo de Expectación-Maximización.

Por su parte, Fleureau et al. [4], reportaron un método de segmentación semiautomático tridimensional para extraer las cavidades del corazón a partir de una secuencia de imágenes de TMC, utilizando un esquema multi agente de propósito general y Máquinas de Soporte Vectorial.

Adicionalmente, Chen et al. [5], presentaron una técnica híbrida, basada en modelos a priori de Gibbs y Modelos Deformables, para la segmentación del VI en imágenes 3D, de tomografía computarizada (TC).

Van Assen et al. [6], segmentaron el VI, para todo el ciclo cardiaco, en secuencias 3D, tanto de RM como de TC, usando para ello Modelos de Forma Activa, controlados por lógica difusa. Zheng et al. [7], utilizan aprendizaje marginal y filtros orientables para la segmentación de las estructuras cardiacas.

Por último, Bravo et al. [8], segmentan el ventrículo izquierdo, usando máquinas de soporte vectorial y crecimiento de regiones.

## II. TRANSFORMADA DE HOUGH.

Durante el procesamiento de una imagen, generalmente, se requiere la detección de bordes o contornos los cuales pueden estar conformados por formas geométricas regulares (rectas, círculos, esferas, elipsoides, etc), que se pueden describir analíticamente, usando una curva parametrizada.

De la gama de técnicas que se utilizan para realizar la referida detección, se destaca la Transformada clásica de Hough, debido a que reconoce formas parcialmente deformadas y se comporta muy bien en el reconocimiento de objetos ocluidos [9].

Adicionalmente, esta transformada es robusta en presencia de estructuras adicionales en la imagen y es poco sensible al ruido [9].

Por otra parte, en aquellos casos en los que no es posible modelar, analíticamente, los mencionados contornos, se puede realizar la detección utilizando la Transformada generalizada de Hough (TGH).

El método de la Transformada generalizada de Hough, propuesto por Ballard [10], establece un algoritmo cuyo objetivo principal es la detección de objetos, con una forma

específica, en una imagen y consta de dos etapas. En la primera, denominada entrenamiento, se extrae un prototipo de una imagen y genera, en base a dicho prototipo, la denominada TABLA-R, la cual describe la geometría del objeto a detectar. En la segunda, denominada detección, se segmenta automáticamente, en base a los parámetros de la TABLA-R, la forma a ser detectada en imágenes distintas a la utilizada durante el entrenamiento.

### III. METODOLOGÍA

Se utilizó una base de datos de imágenes cardiacas obtenidas por TMC, está conformada por 20 volúmenes que contienen información anatómica (para un ciclo cardiaco completo) y fue adquirida en sincronización con la onda R de la señal electrocardiográfica. Cada volumen posee 326 imágenes con voxels de tamaño:  $0.488281 \text{ mm} \times 0.488281 \text{ mm} \times 0.625 \text{ mm}$ . Cada imagen es de tamaño  $512 \times 512$  píxeles cuadrados y fue muestreada con una resolución de 12 bits por píxel.

La técnica desarrollada se basó en la implementación de las etapas de entrenamiento y de detección ya descritas. Así, durante el **entrenamiento**, a partir de una imagen se obtuvo, utilizando el operador de Canny, un mapa de contornos binarios los cuales fueron posteriormente etiquetados.

Luego se asignó el valor de cero a las estructuras con etiqueta diferente a la asignada al VI, obteniéndose así el prototipo del VI.

Posteriormente, los puntos del borde del prototipo definieron una correspondencia en cuanto a su orientación angular respecto al eje horizontal ( $\alpha$ ) y la distancia radial ( $r$ ) respecto al centroide del prototipo (Ver FIG. 1.).

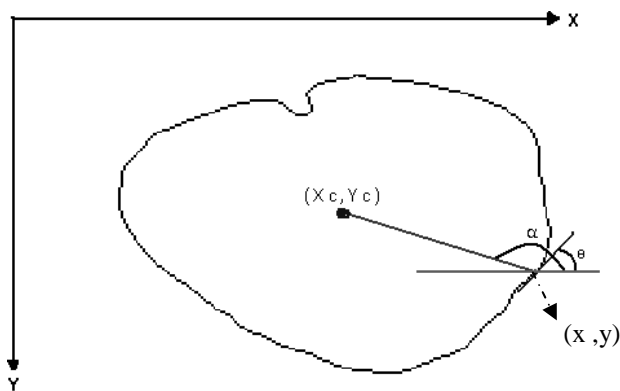


FIG. 1. Representación del prototipo y elementos necesarios para la descripción de la TGH.

Adicionalmente, se estimó una recta tangente a cada uno de los puntos y se calculó el ángulo ( $\theta$ ) que dicha recta forma con la horizontal.

Finalmente se construyó la TABLA-R, la cual es simplemente un arreglo matricial conformado por  $\theta$ ,  $r$  y  $\alpha$ .

La Fig. 2 sintetiza la etapa de entrenamiento de la TGH.

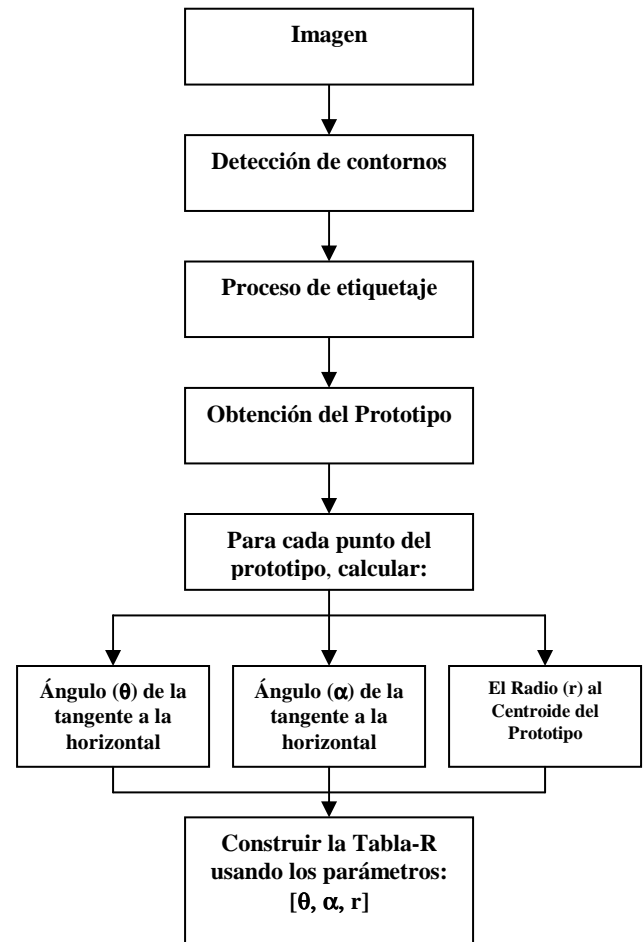


FIG. 2. Etapa de entrenamiento de la TGH.

Por otra parte, durante la etapa de **detección**, se obtuvo un mapa de contornos usando nuevamente el operador de Canny. Adicionalmente, se definen dos umbrales (en función del área del prototipo) para excluir aquellas estructuras cuya área difiera considerablemente respecto al prototipo, obteniéndose así una imagen binaria “umbralizada”.

Posteriormente, para cada punto de dicha imagen, se estima el ángulo  $\theta_v$  y se busca en la TABLA-R los parámetros  $r$  y  $\alpha$  que cumplan con la condición  $\theta_v = \theta$ . Es importante indicar que para que esta condición se cumpla se hace necesario discretizar previamente tanto a  $\theta$  como  $\theta_v$ . Adicionalmente, a partir de los  $r$  y  $\alpha$  obtenidos, se calcula el punto candidato a centroide del VI, de acuerdo a “(1)”.

$$\begin{aligned} x_c &= x + r * \cos(\alpha) \\ y_c &= y + r * \text{sen}(\alpha) \end{aligned} \quad (1)$$

Luego, se incrementa, en el acumulador paramétrico, la localidad definida por tal punto. Finalmente, luego de procesar

los puntos de la imagen binaria, se determina el punto y la etiqueta que obtiene la mayor votación y con esta información, se extrae el VI de la imagen. La Fig. 3 sintetiza la etapa de detección de la TGH.

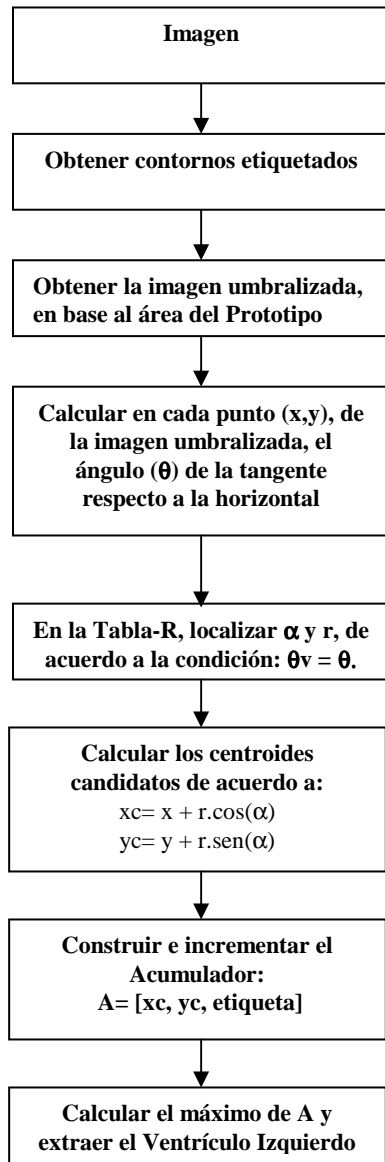


FIG. 3. Etapa de detección de la TGH.

Para validar la técnica desarrollada se comparó, usando la métrica euclidiana, el centroide del prototipo con el centroide del VI extraído, obteniéndose resultados aceptables.

#### IV. RESULTADOS.

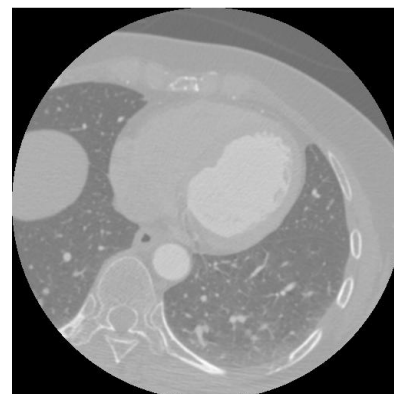
La TABLA I, presenta la información relativa a la validación de la técnica desarrollada.

Analizando los datos presentes en la referida Tabla, se puede deducir que, para un total de 12 imágenes usadas durante la etapa de detección, se obtuvo un error mínimo de 2.2 píxeles y un error máximo de 5.8 píxeles, respectivamente; mientras que el error promedio fue  $3.75 \pm 1.16$  píxeles, el cual esta cercano al error promedio de 3.30 mm reportado por Vera et al. [11] y el de 3.00 mm, reportado por Sui et al. [12].

TABLA I  
 ERRORES , EXPRESADOS EN PÍXELES, OBTENIDOS PARA LAS 12 IMÁGENES USADAS DURANTE LA ETAPA DE DETECCIÓN.

Imagen	Error
1	5.1
2	3.2
3	4.3
4	4.9
5	5.8
6	3.9
7	3.4
8	3.2
9	3.3
10	2.2
11	2.6
12	3.1

La FIG. 4., presenta las imágenes obtenidas durante la etapa de entrenamiento, obteniéndose como resultado final el prototipo a partir del cual se construyó la Tabla-R. Por otra parte, la FIG. 5., exhibe un ejemplo de la secuencia obtenida para una de las imágenes usadas durante la etapa de detección. En ella se puede apreciar como se redujo la presencia de estructuras poco importantes, preservándose la forma a detectar en la imagen “umbralizada” basada en el área y obteniéndose finalmente la forma del VI presente en dicha imagen.



(a)

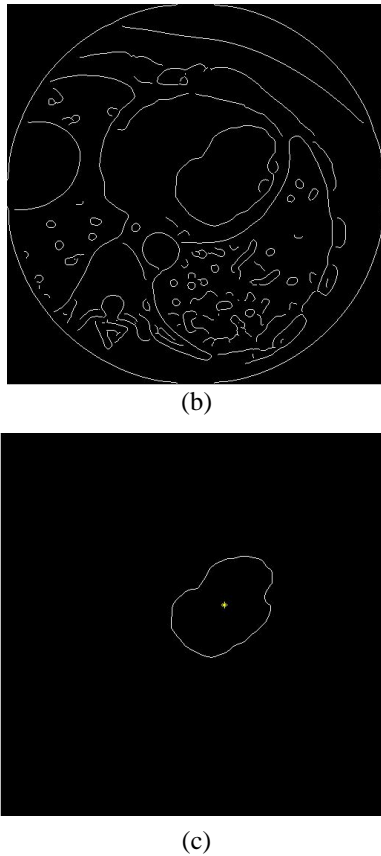


FIG. 4. Resultados de la etapa de entrenamiento.  
(a) Imagen Original. (b) Mapa de contornos.  
(c) Prototipo obtenido para el VI.

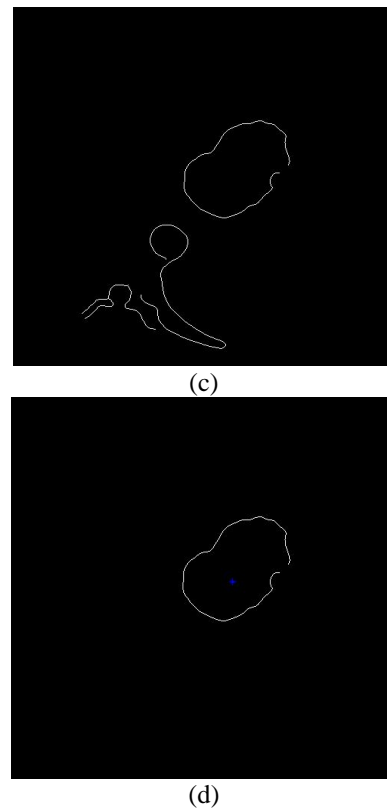
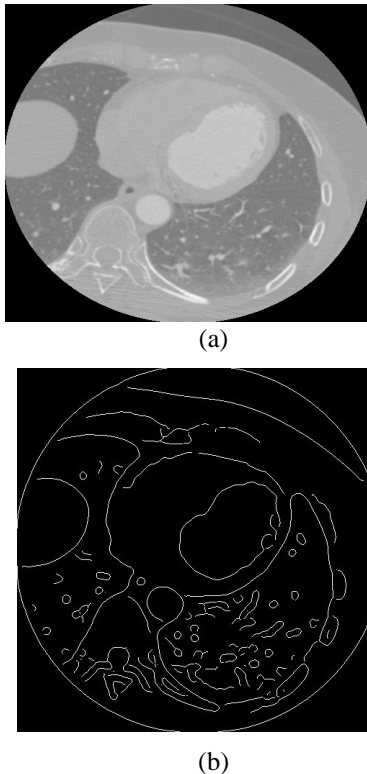


FIG. 5. Resultados de la etapa de detección.  
(a) Imagen Original. (b) Mapa de contornos. (c) Imagen  
“Umbralizada”. (d) Ventrículo Izquierdo detectado.

## V. CONCLUSIONES

Se logró desarrollar una técnica, basada en la Transformada generalizada de Hough, para detectar automáticamente el Ventrículo Izquierdo en imágenes TMC.

Los centroides de los contornos obtenidos, permitirán inicializar un método de segmentación 3D del referido ventrículo, en imágenes de TMC, basado en crecimiento de regiones.

La técnica desarrollada es útil para la detección del contorno ventricular izquierdo incluso en imágenes afectadas por ruido o con bordes difusos o discontinuos.

En investigaciones futuras, se lograría un avance sustancial si se implementa una etapa de validación más completa, es decir, que incorpore un número de imágenes más elevado.

## AGRADECIMIENTOS

La realización de la presente investigación fue posible gracias al apoyo de La Universidad de Rennes I, Francia, al suministrar las imágenes de TMC.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] M. Marcus and K. Dellsperger. “**Determinants of Systolic and Diastolic Ventricular Function**”. M. Marcus, H. Schelbert, D. Skorton, G. Wolf (Eds.), Cardiac Imaging. A Companion to Braunwald’s Heart Disease, W.B. Saunders Company, Philadelphia, USA, pp. 24–38, 1991.

- [2] WHO. **“Reducing Risk and Promoting Healthy Life”**. The World Health Report Geneva, World Health Organization, Julio 2002.
- [3] M. Lynch, O. Ghita, and P. Whelan. **“Segmentation of the Left Ventricle of the Heart in 3-D+t MRI Data using an Optimized Nonrigid Temporal Model”**. IEEE Trans. Med. Imag., 27(2):195–203, 2008.
- [4] J. Fleureau, M. Garreau, A. Hernández, A. Simon, and D. Boulmier. **“Multi-object and N-D Segmentation of Cardiac MSCT Data using SVM Classifiers and a Connectivity Algorithm”**. In Computers in Cardiology, pp. 817–820, 2006.
- [5] T. Chen, D. Metaxas, and L. Axel. **“3-D Cardiac Anatomy Reconstruction using High Resolution CT Data”**. In Proc. MICCAI (1), pp. 411–418, 2004.
- [6] H. Assen, M. Danilouchkine, M. Dirksen, J. Reiber, and B. Lelieveldt. **“A 3D Active Sshape Model Driven by Fuzzy Inference: Application to Cardiac CT and MR”**. IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed., 12(5):595–605, 2008.
- [7] Y. Zheng, A. Barbu, B. Georgescu, M. Scheuering, and D. Comaniciu. **“Fast Automatic Heart Chamber Segmentation from 3D CT Dta using Marginal Space Learning and Steerable Features”**. IEEE International Conference on Computer Vision pp. 1-8, 2007.
- [8] A. Bravo, J. Mantilla, J. Clemente, M. Vera and R Medina. **“Left Ventricle Segmentation and Motion Analysis in Multi-slice Computerized Tomography”**. Chapter 14, pp 307-322 In Biomedical Image Analysis and Machine Learning Technologies: Applications And Techniques, Editors: F. González et al., Medical Information Science Reference, New York, 2010.
- [9] M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle. **“Image Processing, Analysis, and Machine Vision”**. Canada, Thomson Learning, 829 pp. 2008.
- [10] D. Ballard. **“Generalized Hough Transform to Detect Arbitrary Patterns”**. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, v. 13, no. 2, pp. 111-122, 1981.
- [11] M. Vera, A. Bravo, and R. Medina. **“Myocardial Border Detection from Ventriculograms using Support Vector Machines and Real-Coded Genetic Algorithms”**. In Computers in Biology and Medicine 40 (4), (2010) 446-455.
- [12] L. Sui, R. Haralick, and F. Sheehan. **“A Knowledge-based Boundary Delineation System for Contrast Ventriculograms”**. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 5 (2) (2001) 116-132.