

# Aplicación de nuevas técnicas de electrocardiografía de alta resolución en pacientes chagásicos

Jugo G. Diego, Medina M. Rubén, Schlegel T. Todd, y Arenare Brian

**Resumen**—El mal de chagas es una enfermedad tropical que posee un complejo ciclo evolutivo, que afecta a más de 16 millones de personas en América Latina. El objetivo principal de este trabajo es estudiar la utilidad del análisis de la electrocardiografía de alta resolución en el diagnóstico y manejo de la miocardiopatía chagásica utilizando un nuevo equipo desarrollado en el laboratorio de las ciencias de la vida del Centro Espacial Johnson (NASA). Los resultados preliminares obtenidos sobre 25 pacientes indican la necesidad de aumentar el número de registros, y la estratificación de los pacientes estudiados según el grado de avance de la enfermedad.

**Palabras claves**—Electrocardiografía de alta resolución, Enfermedad de Chagas, Potenciales intra-QRS, Zonas de amplitud reducida.

## I. INTRODUCCIÓN

Científicos del laboratorio de investigación para las ciencias de la vida perteneciente al Centro Espacial Johnson (NASA), han desarrollado un nuevo equipo de electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) que adquiere, analiza, y visualiza en tiempo real, las componentes de alta frecuencia (HF QRS) presentes dentro de la porción central del complejo QRS en las 12 derivaciones convencionales utilizadas en electrocardiografía. Su utilidad ya ha sido demostrada en la detección de la isquemia miocárdica, y en enfermedades de las arterias coronarias [1]. En investigaciones previas, la utilización de la ECGAR ha probado ser una herramienta altamente sensitiva para el diagnóstico de desordenes cardiovasculares [2]. El mal de chagas es una enfermedad de importancia sanitaria en toda América Latina que afecta sobre todo a la población rural, de allí la necesidad de continuar en la búsqueda de nuevos métodos no invasivos de bajo costo y que puedan ser aplicados a estudios de poblaciones. Esta enfermedad posee un complejo ciclo evolutivo que consiste en

la existencia de un largo período que media entre el ataque del agente agresor y las manifestaciones más significativas de la enfermedad, a saber la cardiopatía chagásica [3]. La presencia de arritmias ventriculares y muerte súbita, son las principales causas de mortalidad en áreas endémicas debido a la enfermedad. La detección temprana de la miocardiopatía chagásica basada en el análisis del electrocardiograma de superficie de 12 derivaciones, si es suficientemente sensitivo y específico, puede proveer un método de diagnóstico no invasivo potencialmente válido para ser empleado en grandes poblaciones. El objetivo principal de este trabajo es estudiar la utilidad del análisis de la ECGAR en el diagnóstico y manejo de la miocardiopatía chagásica utilizando el equipo desarrollado en la NASA. Los objetivos específicos son la detección de la miocardiopatía chagásica subclínica en pacientes con reciente diagnóstico de enfermedad de chagas (seropositivos en test para chagas, sin síntomas de problemas cardiopulmonares), y predecir futuras arritmias ventriculares y muerte cardíaca súbita en alguna de las fases de la enfermedad.

En este trabajo se encuentran reflejados los primeros resultados obtenidos al probar el equipo con enfermedades tropicales, específicamente con la enfermedad de chagas.

## II. MARCO TEÓRICO

### A. Electrocardiografía convencional versus ECGAR

El electrocardiograma (ECG) convencional de superficie ha sido usado extensivamente como herramienta de diagnóstico para detectar problemas cardíacos. Una señal típica de un ECG estándar obtenida en la superficie del cuerpo, presenta amplitudes que alcanzan valores entre 1 y 5 milivoltios, siendo las principales fuentes de ruido que lo contaminan: interferencia electromagnética, ruido de origen electrónico debido a la instrumentación, y ruido de origen fisiológico. Esto hace que un ECG convencional o estándar presente un nivel de ruido en el rango de 2 a 20 microvoltios de valor eficaz. El ancho de banda en aplicaciones clínicas es de: 0.05-100 Hz.

Se denominan derivaciones a los diferentes tipos de registros que se pueden obtener dependiendo del sistema de derivación escogido [4]. En un registro ECG como el que se muestra en la figura 1, se observan varias deflexiones, llamadas en

Jugo G. Diego es Profesor activo de la Universidad de Pamplona-Colombia, y Profesor Jubilado de la Universidad de Los Andes-Venezuela. (email: djugo@ula.ve)

Medina M. Rubén es profesor de la facultad de Ingeniería de la Universidad de los Andes-Venezuela (email: rmedina@ula.ve)

Schlegel T. Todd es investigador del Laboratorio de las Ciencias para la vida del centro espacial Johnson (NASA). (tood.t.schlegel@nasa.gov)

Brian Arenare es médico de la Clínica Kelsey-Seybol del Centro Espacial Johnson (NASA). (barena@ems.jsc.nasa.gov)

electrocardiografía “ondas” y “Complejos”. Einthoven llamó a estas “ondas” P, Q, R, S y T, según su orden en el ciclo cardíaco. La onda P corresponde a la despolarización auricular; las deflexiones Q, R, y S, llamado complejo QRS, representa la propagación de la despolarización ventricular; y la onda T la repolarización ventricular.

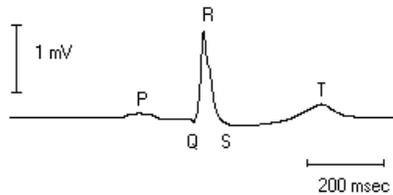


Fig. 1 Registro de una derivación de un ECG convencional de superficie de un sujeto sano.

Para el diagnóstico clínico, tiene mucha importancia los intervalos temporales entre las distintas ondas de cada latido. El intervalo PR es la distancia desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS. El segmento ST comprende desde el final del complejo QRS al inicio de la onda T. El intervalo QT indica la duración total de la sístole ventricular, finalmente el intervalo RR (o NN), es usado para cuantificar la frecuencia cardíaca. Desde sus inicios, el ECG ha sido interpretado a partir del análisis de sus formas de ondas, y de mediciones de los intervalos de tiempo entre las diferentes ondas. Sin embargo, algunas señales de amplitudes muy pequeñas, y con componentes de alta frecuencia, pueden quedar enmascarados por el ruido, dificultando su apreciación e interpretación. La detección de este tipo de ondas, con características diferentes a las formas de ondas convencionales, empezó a ser un área importante de estudio de la electrocardiografía [5], y se le empezó a denominar electrocardiografía de alta resolución [6]. Los primeros trabajos que se realizaron sobre ECGAR fueron estudios sobre la caracterización de la actividad del His-Purkinje, desde la superficie del cuerpo [7]. La más importante aplicación clínica de la ECGAR ha sido en la detección de potenciales tardíos (PT). Se determinó que estos potenciales, cuando existen, se encuentran ubicados al final del complejo QRS. El valor pronóstico de los PT, ha sido ampliamente reportado, particularmente en pacientes con enfermedad de las arterias coronarias [8], y está asociado con la ocurrencia de taquicardias ventriculares y muerte súbita después de padecer un infarto al miocardio [9]. Otros investigadores determinaron

la existencia de potenciales dentro de la duración normal del complejo QRS [10]. Nuevos métodos de procesamiento y análisis del ECGAR están siendo aplicados para el estudio de diferentes poblaciones (Taquicardias ventriculares con bloqueos de rama, pacientes isquémicos, pacientes chagásicos, etc.) [11]. En la enfermedad de Chagas, en la cual las arritmias ventriculares son una manifestación común de su compromiso cardíaco, algunos trabajos ya han demostrado la

existencia de un sustrato electrofisiológico para la taquicardia ventricular [12]. Otros resultados obtenidos en pacientes chagásicos crónicos sugieren que hay un incremento en la incidencia de PT a medida que avanza la presencia y magnitud del daño miocárdico [13].

Algunos investigadores pertenecientes a diferentes universidades, han creado software que detectan las componentes de alta frecuencia que existen en la parte central del complejo QRS, pero tales programas conllevan laboriosos cálculos fuera de línea, y post-procesamiento que limitan su utilidad clínica.

### B. La enfermedad de Chagas

El agente causal de esta enfermedad es el *trypansomoma cruzi*, un protozoo flagelado que ha infectado mas de 16 millones de personas en América Latina [14]. En Venezuela y Colombia el insecto vector es el *Rodnius prolixus*, hematófago de hábitat selvático, pero que se adapta muy bien a las viviendas construidas con techos de palma y paredes de bahareque que abundan en los llanos y piedemontes cordilleranos [15]. El parásito afecta casi siempre el sistema cardiovascular en un proceso que puede tomar varios años en manifestarse [16]. La enfermedad puede ser diagnosticada mediante un resultado positivo de la reacción de fijación de complemento para Chagas (reacción de Guerreiro-Machado), con un 96% de certeza [17]. En pacientes con enfermedad de chagas conocida, más del 60% mueren inesperadamente, en ausencia de manifestaciones previas de daño cardíaco. Actualmente, la evaluación de un paciente chagásico, debe considerar los siguientes aspectos: a) Examen clínico y de laboratorio, b) Interpretación de un examen electrocardiográfico en reposo de 12 derivaciones, c) Análisis de una placa de Rx de tórax, y d) Examen ecocardiográfico bidimensional tomado dentro de la primera semana del primer examen. La presencia de arritmias ventriculares acompañado de muerte súbita, son dos factores que acompañan la enfermedad de chagas, sin embargo, no existen técnicas no invasivas electrocardiográficas que puedan detectar cardiopatía subclínica chagásica, ni predecir futuras arritmias o muerte súbita. La eco cardiografía es útil para evaluar disfunción del ventrículo izquierdo, pero no está disponible en áreas endémicas.

### C. Descripción del equipo desarrollado en la NASA

Es un equipo completo de electrocardiografía de 12 derivaciones que posee tres componentes fundamentales: a) Un módulo hardware, donde se realiza adquisición, amplificación, y conversión A/D de la señal ECG (CardiAx, IMED Co Ltd, Budapest, Hungary), acompañado con un software básico (CardioSoft, Houston, Texas), b) El software desarrollado por la NASA para análisis de la señal ECG, y c) Una computadora personal que tenga instalado Windows 2000 o windows XP, con una velocidad de al menos 1 GHz y 256 de RAM. La conexión del módulo hardware se realiza por el puerto paralelo o por el puerto USB del computador. El sistema incluye nuevas capacidades con importantes ventajas

respecto a los electrocardiogramas convencionales. Igualmente, contiene módulos de procesamiento de señales que representan el estado del arte en Cardiología. Dentro de las características principales del software desarrollado en la NASA se encuentran el análisis en tiempo real, y la visualización de las componentes de alta frecuencia (HF QRS) presentes dentro de la porción central del complejo QRS considerando el intervalo de frecuencias entre 150 y 250 Hz [18]. Los principales parámetros que cuantifica el equipo son los siguientes:

1) *Cálculo de zonas de amplitud reducida (RAZ)*

Podemos definir una zona RAZ como un marcador de una disminución anormal de las componentes HF QRS. Los siguientes pasos son utilizados para visualizar las componentes HF QRS, y lograr presentarlos de manera significativa: Primero, la señal ECG es muestreada a una tasa igual o superior a 1000 muestras por segundo. Luego, los complejos QRS son promediados a objeto de mejorar la relación señal a ruido. Los complejos prematuros, y picos de ruido son automáticamente rechazados por intermedio de una función de correlación que elimina aquellos complejos cuya función de correlación no sea superior al 97% al ser comparados con el complejo plantilla. Los complejos promediados, entonces son filtrados mediante un filtro pasabanda, en tiempo real, que permite solo el paso de las frecuencias entre 150 y 250 Hz. Algunos puntos característicos son determinados (Máximos y Mínimos locales), así como la envolvente de la señal resultante. Las componentes de alta frecuencia (HF QRS), por cada derivación, son visualizadas en tiempo real en un monitor, junto con el complejo QRS convencional no filtrado. Los parámetros que comúnmente se determinan en las HF QRS son: el valor RMS del voltaje, y la presencia o ausencia del fenómeno de “splitting” conocido como RAZ (zona de amplitud reducida) [19]. El voltaje RMS provee una estimación de la energía total o amplitud de los HF QRS, y la presencia de un RAZ provee un indicador morfológico de una potencial patología. En la figura 2, en la parte superior se observa la señal ECGAR convencional, y en la parte inferior las HF QRS “normal” para la derivación I. En la figura 3 en la parte superior se observa la señal ECGAR convencional, y en la parte inferior las HF QRS que contiene una zona RAZ en la derivación aVf.

Un RAZ ocurre cuando en una señal HF QRS existen dos máximos locales en la envolvente superior, o dos mínimos locales en la envolvente inferior. Entonces, un RAZ se define como la región existente entre dos máximos consecutivos o dos mínimos. A objeto de cuantificar los RAZs que pueden existir en todas las derivaciones, y considerando su posición espacial, se consideró caracterizar un puntaje RAZ (RAZ score), que puede variar entre 0 y 108.

2) *Estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC):*

Múltiples investigadores han utilizado el cálculo de la VFC para estudiar la actividad del sistema nervioso autónomo. Sin embargo, con muy pocas excepciones, se trata de técnicas de análisis fuera de línea, lo cual compromete su utilidad clínica. El programa desarrollado en la NASA, realiza el análisis de la VFC en tiempo real, y calcula parámetros en el dominio del tiempo y la frecuencia. También, son incluidas una serie de nuevas técnicas de procesamiento digital de señales.

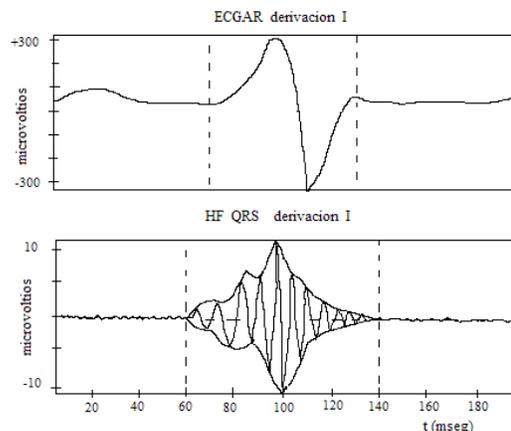


Figura 2. En la parte superior se observa la señal ECGAR convencional, y en la parte inferior la señal HF QRS “normal” para la derivación I

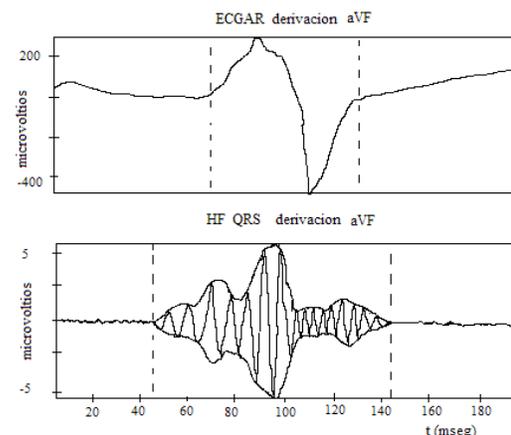


Figura 3. En la parte superior se observa la señal ECGAR convencional, y en la parte inferior la señal HF QRS que contiene una zona RAZ en la derivación aVf.

Los parámetros que son calculados son los siguientes: a) En el dominio del tiempo: Promedio de la frecuencia cardíaca, Promedio del intervalo NN, Desviación estándar de los intervalos NN (SDNN), Porcentaje de intervalos NN consecutivos mayores a 50 mseg. (pNN50), Desviación estándar entre la diferencias consecutivas de los intervalos RR (SDSD), Valor RMS de las diferencias consecutivas de los

intervalos RR (rMSSD), Diferentes histogramas (TI, TINN), b) En el dominio de la frecuencia: diferentes densidades espectrales (VLF, LF, HF, TP, LF/HF), c) En dinámica no lineal: Análisis de fluctuaciones de desviaciones, entropía aproximada, cálculo de los parámetros de pointcaré, d) Otros métodos: Cálculo de la turbulencia de la frecuencia cardíaca (HRT) [20], y medida de la sensibilidad barorefleja [21].

### III. MATERIALES Y MÉTODOS

#### A. Protocolo utilizado

En este trabajo se encuentran reflejados, los primeros resultados de un estudio que contempla incluir en su protocolo final más de 100 pacientes chagásicos, sobre todo aquellos que se encuentren en fases tempranas de la enfermedad. Hasta el momento, han participado en el protocolo un total de 25 pacientes chagásicos, 18 del sexo masculino y 6 del sexo femenino, con edad promedio de 48 años.

1) *Hipótesis:* El principal objetivo de este estudio es determinar si en señales HF QRS obtenidas sobre 12 derivaciones en reposo, se puede:

Detectar cardiomiopatía chagásica subclínica en pacientes con reciente diagnóstico de serología positiva, en quienes no halla síntomas de problemas cardiopulmonares, y

Predecir futuras arritmias ventriculares, y muerte cardíaca súbita durante alguna de la enfermedad.

#### 2) Criterios de inclusión y exclusión

1. Criterios de inclusión: Son incluidos aquellos pacientes chagásicos > 15 años, con status serológico positivo por infección de *Tripanosoma Cruzi*.

2. Criterios de exclusión: Pacientes con bloqueo de rama derecha (intervalo QRS > 120 mseg), síndromes de pre-excitación, arritmias ventriculares o supraventriculares, deben ser excluidos. Además, pacientes con conocidas enfermedades de las arterias coronarias, infartos al miocardio previos, miocardiopatías no chagásicas en su origen, conocidas hipertrofia ventricular, obesidad (índice de masa corporal >30), o desviaciones del eje derecho.

#### 3) Criterios para considerar positivo el test para miocardiopatías respecto al puntaje RAZ

Cuando no están presentes complicaciones cardíacas tales como bloqueo de rama derecha, fibrilación atrial, ritmos acompasados, y síndromes de pre-excitación, entonces podemos considerar que existe test positivo de miocardiopatía en este trabajo cuando el puntaje RAZ (RAZ score) es mayor a 40 puntos.

#### B. Método específico empleado

Todos los pacientes al ser recibidos se les realiza un examen físico por un médico tratante, y se les apertura una historia clínica. Luego, aquellos pacientes, después de pasar los criterios de inclusión/exclusión, y de dar consentimiento escrito, son sometidos al siguiente protocolo: Se les realiza un registro ECG convencional de 12 derivaciones, registro del

electrocardiograma de alta resolución durante 10 minutos a respiración controlada (15 respiraciones/minuto), registro del electrocardiograma de alta resolución durante 4 minutos a respiración controlada (6 respiraciones/minuto), y luego un estudio comprensivo de ecocardiografía realizado por un médico que no conoce los resultados obtenidos en los estudios anteriores. Estos mismos datos son utilizados para el estudio de la VFC, variabilidad del intervalo QT, y HRT cuando existan contracciones ventriculares prematuras.

A todos los pacientes se les realiza un registro de al menos 300 complejos, utilizando 10 electrodos conectados convenientemente al pecho y extremidades del paciente, usando la configuración de Mason-Likar. El módulo hardware al cual están conectados los electrodos, está unido por el puerto USB a un PC que tiene instalado el software de análisis desarrollado por la NASA. El módulo trabaja con una respuesta en frecuencia de 0.5 a 300 HZ, y una frecuencia de muestreo de 1000 muestras/segundos. Luego a medida que las señales ECGAR son adquiridas, son sometidas a un proceso de promediación para reducir el ruido, considerando que los potenciales que se quieren procesar son del orden de las decenas de  $\mu$ voltios, y que existe una alta probabilidad que sean enmascarados por el ruido de diversas fuentes que se genera durante el proceso de registro, se plantea entonces el problema de mejorar la relación señal a ruido del registro ECG a objeto de identificar más fácilmente la posible presencia de potenciales tardíos o potenciales intra-QRS. Dadas las características de la señal ECG en cuanto a su periodicidad y considerando además las hipótesis planteadas en cuanto al proceso que da lugar a la generación de potenciales en términos de mecanismos de reentrada [22], es de esperar que los mismos se repitan de manera periódica en cada complejo y su morfología sea variable, si adicionalmente el ruido es independiente de la señal de interés y posee una distribución gaussiana, entonces, la promediación de los complejos QRS es un mecanismo válido para mejorar la relación señal a ruido del complejo QRS. Tal proceso de promediación se realiza sumando N complejos QRS y posteriormente dividiendo entre el valor de N. Para que el proceso de promediación resulte efectivamente en un mejoramiento de la relación señal a ruido, es necesario que cada complejo QRS a promediar sea alineado cuidadosamente en relación a los complejos acumulados previamente, adicionalmente cualquier complejo ectópico o impulso causado por el ruido, debe ser rechazado como parte del promedio. El procedimiento que se utiliza usualmente para desarrollar el proceso de promediación se resume de la siguiente manera: a) Inicializar un arreglo donde se pueda almacenar un complejo QRS, b) Realizar una detección preliminar del complejo QRS, c) Verificar que tal complejo no sea ectópico y adicionalmente buscar dentro del mismo un punto de referencia que permita alinearlos con referencia a otros complejos almacenados previamente, d) Sumarlo punto a punto al arreglo de acumulación, e) Una vez finalizado el proceso de acumulación de complejos, cada muestra del arreglo de acumulación se divide entre el número de complejos acumulados, f) El arreglo resultante contendrá un complejo QRS con una relación señal a ruido mayor a cada complejo promediado, considerado de manera individual. El

mejoramiento es tal que el valor RMS del ruido se reducirá en un factor equivalente a la raíz del número de complejos N [23]. El proceso de detección de complejos y búsqueda de un punto de referencia para realizar la alineación, se realiza sobre un solo canal, generalmente el canal X o en su defecto aquel que tenga la mayor amplitud. La detección preliminar se realiza en base a una adaptación del algoritmo de Pan y Tompkins [24], por su parte la búsqueda del punto de referencia para realizar la alineación así como el rechazo de complejos QRS ectópicos, se realiza en base a la obtención de un coeficiente de comparación entre el complejo a analizar y una plantilla que selecciona el usuario previamente. Tal coeficiente está definido por:

$$cc(\tau) = \frac{\sum_{i=1}^M X_i Y_{i-\tau}}{\sqrt{\sum_{i=1}^M X_i X_{i-\tau}} \sqrt{\sum_{i=1}^M Y_i Y_{i-\tau}}} \quad (1)$$

donde  $X_i$  e  $Y_i$  es el máximo alcanzable para este complejo en particular y su tamaño apropiado no debe ser menor a 40 milisegundos. La plantilla debe tener un tamaño apropiado  $M$ , de manera que preserve efectivamente la morfología del complejo. El número de valores  $cc(\tau)$  a calcular debe ser adecuado para incluir en su cálculo, la morfología del complejo QRS. Tal coeficiente se calcula al centrar la plantilla sobre el último complejo detectado y realizar los cálculos especificados por la ecuación 1. Los distintos valores de tal coeficiente se obtienen al desplazar la plantilla sobre el complejo un número de muestras especificado por  $\tau$ . La posición del mejor punto de referencia estará dado por el máximo de la secuencia del coeficiente de comparación. Los valores de la secuencia de comparación toman valores próximos a 1, para complejos morfológicamente parecidos a la plantilla de manera que uno podría fijarse un umbral de 0.97 y aceptar como complejo a promediar aquellos cuyo coeficiente de comparación sea mayor a 0.97.

El puntaje RAZ es calculado como la sumatoria de dos sub-puntajes: el RAZ general de carga, que varía entre 0 y 36, y el RAZ de contiguidad, que varía entre 0 y 72. La idea de este último sub-puntaje es que cuando existan dos derivaciones contiguas, según el círculo de Cabrera, el puntaje es mayor que en el caso que no lo fueran.

#### IV. RESULTADOS

Las variables que se han cuantificado hasta este momento son: Puntaje de zonas de amplitud reducida (RAZ-score), variables que corresponden al análisis VFC en el dominio del tiempo y en el de la frecuencia. En la Figura 4, se puede apreciar el puntaje RAZ para los 25 pacientes chagásicos. En la tabla I, se muestran los resultados del análisis en el dominio del tiempo. En la Figura 5, se muestra el resultado del análisis en el dominio de la frecuencia.

#### V. DISCUSION DE LOS RESULTADOS

Hay varios aspectos que influyen sobre los resultados y conclusiones del trabajo. El número de pacientes que han sido procesados hasta este momento son insuficientes, pero pueden representar una tendencia que más adelante puede confirmarse. Al hacer un análisis de los datos obtenidos, se hace evidente que es necesario conocer por otros métodos de diagnóstico el grado de avance de la enfermedad, y así conocer aquellos pacientes que se encuentran en fase temprana. Respecto al parámetro Puntaje RAZ, es necesario puntualizar que se utilizó el criterio válido para enfermos de miocardiopatía isquémica, pero no sabemos si es apropiado para el caso de pacientes chagásicos. Un problema que puede influir sobre los resultados, es la dificultad que tienen los pacientes para hacer respiración controlada. En algunos casos, fue imposible lograrlo, ya que los pacientes se sintieron mareados. Por este motivo, en algunos pacientes no fue posible hacer el registro que corresponde a la VFC.

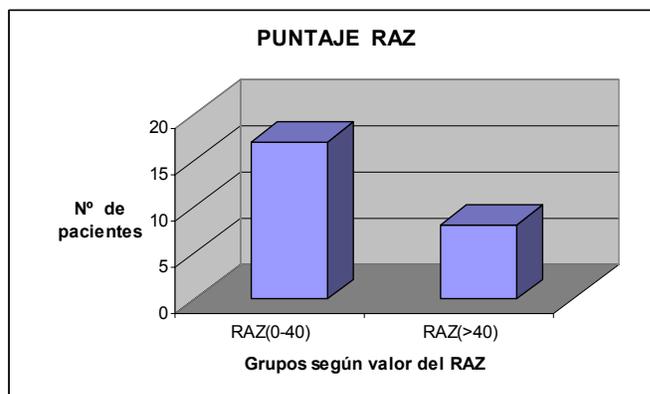


Fig. 4 Clasificación de los pacientes en dos grupos según el valor del puntaje RAZ pertenezca o no al intervalo 0 - 40

TABLA I  
ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO

Parámetro	Promedio ± de	Máximo	Mínimo
Intervalo NN	923.35±48	1172	540
Frec. Cardíaca	66.60±13	111	51
SDNN (mseg.)	46.31±18.7	74.4	14.8
rMSSD (mseg.)	33.3±27.3	133.2	12.3
pNN50 (%)	14.2±21.2	87.5	0.0
SDSD (mseg.)	33.6±27.4	135.1	12.5

de= desviación estandar, mseg.= milisegundos, % =porcentaje, El intervalo NN viene expresado en mseg., y la Frecuencia Cardíaca en pulsaciones por minuto

De la Figura 4, podemos decir que hay una tendencia de los valores a estar por debajo de los 40 Pts., lo cual indicaría una ausencia de zonas izquémicas en el músculo cardíaco en la mayoría de los pacientes que participaron en el protocolo. Respecto a los parámetros estimados en el dominio del tiempo, la mayoría se encuentran dentro los límites normales. Respecto al parámetro obtenido en el dominio de la frecuencia (LF/HF), de la figura 5 se deduce que no hay predominio de ninguna de las frecuencias. Esto nos indica que debemos esperar realizar un mayor número de registros para deducir si hay una alteración del balance simpático-vagal.

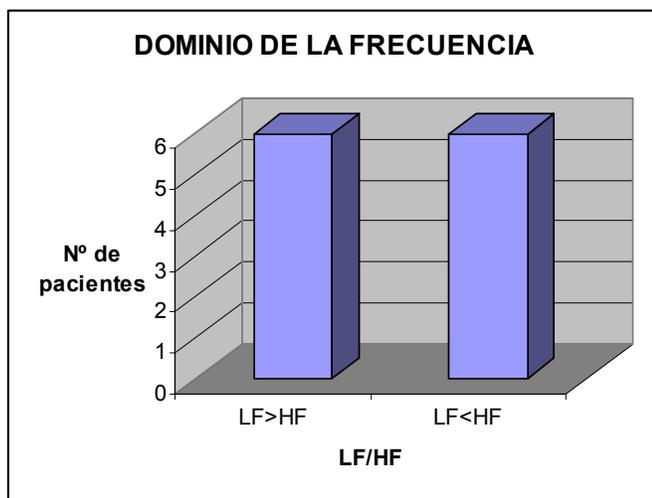


Fig. 5 Valores del cociente LF/HF

### VI. CONCLUSIONES

Este trabajo presenta los primeros resultados que se han obtenido al someter un grupo de pacientes chagásicos a un nuevo equipo de electrocardiografía de alta resolución diseñado en el Laboratorio para las Ciencias de la vida perteneciente a la NASA. Los resultados preliminares obtenidos indican la necesidad de aumentar el número de registros, y la estratificación de los pacientes estudiados según el grado de avance de la enfermedad. La electrocardiografía de alta resolución es un método de diagnóstico no invasivo, que puede ayudar a la detección temprana de la miocardiopatía chagásica.

### AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer de manera especial al Dr. Tulio Nuñez, docente e investigador del Hospital Universitario de Los Andes, quien participó junto con sus colaboradores en la recolección de los datos que se presentan en este trabajo.

### BIBLIOGRAFÍA

- [1] T.T. Schlegel, "Real-time 12-lead High Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease", *Mayo Clin Proc.* 2004;79:339-350
- [2] J. Pattersson, O. Pahlm, "Changes in high-frequency QRS components are more sensitive than ST-segment deviation for detecting acute coronary artery occlusion", *J Am Coll Cardiol.* 2000;36:1827-1834
- [3] H. Carrasco, "Diagnóstico del daño miocárdico en la enfermedad de Chagas", Consejo de Publicaciones, ULA, Mérida-Venezuela, 1983.
- [4] D. Jugo, "Electrocardiografía de alta resolución y su utilidad en la enfermedad de Chagas", *Revista CLON de la Universidad de Pamplona*, Volumen 2, N° 2, pp. 49-60, año 2004.
- [5] P. H. Langner, "High frequency components in the electrocardiograms of normal subjects and of patients with coronary heart disease", *Am Heart J*, 62:746-755. 1961.
- [6] N.C. Flowers, "The anatomic basis for high frequency components in the electrocardiogram", *Circulation*, 39(4):531-539. 1969.
- [7] E.J. Berbari, "High resolution electrocardiography", *CRC Crit Rev Biomed Eng* 1988;16:67-103.
- [8] G. Breithardt, "Standards for analysis of ventricular late potentials using high resolution or signal averaged electrocardiography", *The American Heart Association and the American College of cardiology*, *Eur Heart J* 12:473-480, 1991.
- [9] J. A. Gomes, "A new noninvasive index to predict sustained ventricular tachycardia and sudden death in the first year myocardial infarction", *J Am Coll Cardiol*, 10:349-357. 1987.
- [10] H. J. Schwarzmaier, "Relation between ventricular late endocardial activity during intraoperative endocardial mapping and low amplitude signals within the terminal QRS complex HRECG", *Am J Cardiol*, 66(3):306-314. 1990.
- [11] P. Gomis, "Analysis of abnormal signals within the QRS complex of the High Resolution Electrocardiogram", *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol 44, N°8, August 1997.
- [12] C. Madoery, "ECG de señales promediadas en la enfermedad de Chagas", *Rev Argentina Cardiol* 1992;60:93-98.
- [13] H. Carrasco, "Electrocardiograma de alta resolución y el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en pacientes chagásicos crónicos", *revista Archivos del Instituto de Cardiología de México*, Vol. 67:277-285, 1997.
- [14] G. Salles, "Prognostic value of QT interval parameters for mortality risk stratification in Chagas disease: results of a long-term follow-up study", *Circulation* 108:305-12, 2003.
- [15] H. Carrasco, "Enfermedad de Chagas", *Capítulo del Manual de Cardiología clínica*, Tomo 2, Fundación Fondo Andres Bello, Universidad Central de Venezuela, 1995.
- [16] A. L. Ribeiro, "Parasympathetic dysautonomia precedes left ventricular systolic dysfunction in Chagas disease", *Am Heart J* 141:260-5, 2001.
- [17] C. Guerrero y A. Machado, "Da reacao do bordet e gengou na molestia de Carlos Chagas como elemento diagnóstico", *Brasil Med* 27:225, 1913.
- [18] A. Beker and A. Pinchas, "Analysis of high frequency QRS potential during exercise testing in patients with coronary artery disease and healthy subjects", *Pacing Clin Electrophysiol* 1996;19:2040-2050.
- [19] S. Abboud, "High-frequency electrocardiogram analysis of the entire QRS in the diagnosis and assessment of coronary artery disease", *Prog Cardiovas Dis* 1993;35:311-328.
- [20] B. Axel and G. Schmidt, "Heart Rate Turbulence", *Journal of Electrocardiology*, Vol 36:89-93, 2003.
- [21] C. Davies et al, "A non-invasive measure of baroreflex sensitivity without blood pressure measurement", *Am Heart Journal*, pp 441-447, March 2002.
- [22] E. J. Berbari, "High Resolution Electrocardiography", *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol 16, N°1, 1988.
- [23] P. Lander and E. Berbari, "Principles and Signal Processing Techniques of the High Resolution Electrocardiogram", *Progress in Cardiovascular Diseases*, Vol 35, N°3, 1992.
- [24] J. Pan and W. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, Vol. BME-32, N°8, March 1985.

