

Algoritmo de bajo costo de procesamiento para la Detección de Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV)

Edinson del C. Dugarte Dugarte¹, Nelson Dugarte Jerez¹, Diego Jugo González¹,
Rubén Medina Molina¹, Antonio Alvares Abril², Adolfo F. González², Gabriel
Alvarez Juri²

Universidad de Los Andes (ULA), Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Eléctrica¹
Mérida, Venezuela

Universidad Tecnológica Nacional (UTN), Facultad Regional Mendoza (FRM), Instituto
Regional de Bioingeniería (IRB)²
Mendoza, Argentina

edinson0909@gmail.com, ndj0227@hotmail.com, antonioalvarezabril@yahoo.com.ar

Fecha de recepción: 16/08/2016

Fecha de aceptación: 23/02/2017

Pág: 73 – 93

Resumen

El artículo presenta el desarrollo de un algoritmo bajo plataforma de software Libre, que funciona como una herramienta de análisis en la detección de Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV) en la señal electrocardiográfica de alta resolución (ECGAR). Las enfermedades cardiovasculares constituyen la primera causa de muerte a nivel mundial. Más del 40 % de los pacientes con alguna patología cardíaca pasan desapercibidos. La detección de los PTV es un marcador indicativo de daño en el miocardio, aun sin la presencia de sintomatología evidente en el paciente. El software desarrollado se basa en un algoritmo estructurado que utiliza algunos métodos novedosos junto con la implementación de procedimientos publicados en las referencias bibliográficas. El software se diseñó para obtener el Vectocardiograma a partir del procesamiento de las señales ECGAR de 12 derivaciones y detectar los PTV a partir del análisis de los vectores resultantes. Los resultados preliminares demuestran la eficiencia del procesamiento, con requerimientos de máquina y tiempo relativamente menores que otros algoritmos publicados. El desarrollo del algoritmo se realizó bajo la plataforma de Ubuntu, utilizando la herramienta de programación gambas para la estructura secuencial y utilizando la herramienta de procesamiento matemático “GNU Octave” para el análisis de señales.

Palabras clave: Potenciales Tardíos Ventriculares, software de análisis de señales, electrocardiograma de alta resolución.

Introducción

En los últimos años, las enfermedades cardíacas representan la principal causa de muerte [1]. Día tras día se realizan innumerables investigaciones en busca de la mejor forma de diagnosticar a tiempo las diferentes enfermedades que afectan el corazón. El estudio mediante electrocardiograma (ECG) permite interpretar el funcionamiento mecánico del corazón en función de la respuesta originada por el desplazamiento de la señal de biopotencial sobre el miocardio [2].

La evaluación médica del electrocardiograma convencional [3], solo muestra patologías cardíacas que son evidentes en la respuesta de la señal captada. En los casos de infarto conocidos, se puede diagnosticar una lesión aguda entre 24 % a 60 % de los pacientes [4]. Más de un 40 % de los pacientes con alguna patología cardíaca pasan desapercibidos, muchos mueren de manera inesperada aun en ausencia de sintomatología de daño cardíaco [5].

Investigaciones modernas en electrocardiología avanzan en la implementación de técnicas y métodos novedosos en el estudio de la señal ECG. La adquisición de la señal electrocardiográfica en un rango ampliado y con mayor resolución (ECGAR) permite análisis más detallados en la detección precoz de patologías cardíacas [4, 5]. Estos análisis se focalizan en las variaciones de amplitud, tiempo y frecuencia, de los componentes de la señal ECGAR. Un estudio particular de las componentes de alta frecuencia del ECGAR mide parámetros, que al cumplir con ciertas características, son indicativos para diagnosticar la presencia de potenciales tardíos ventriculares (PTV) [6, 7]. Los pacientes con presencia de PTV, poseen un alto riesgo de tener eventos de taquicardias ventriculares con posible desencadenamiento de infarto [7].

Antecedentes sobre PTV

En 1973, Boineau J. P. y Col. [8], publicaron sus observaciones en modelos experimentales de infarto al miocárdico, que al colocar micro-electrodos intracavitarios en las áreas isquémicas del miocardio se podía registrar actividad eléctrica retardada y fragmentada, la cual se evidenciaba al final del complejo QRS. A estas ondas eléctricas retardadas, fragmentadas, de bajo voltaje ($1-25 \mu V$) y de alta frecuencia (entre 10 y 150 Hz) en relación al contenido de frecuencia usual de la señal, se les denominó Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV), debido a que aparecen en la porción terminal del complejo QRS, ver Figura 1 [6].

En 1978 Berbari y col. [9], demostraron que los PTV se podían registrar desde la superficie del cuerpo. Trabajo que fue corroborado posteriormente con las investigaciones de Simson [10]. Desde entonces se han publicado más de 300 trabajos y por lo menos dos libros sobre la detección de PTV [6].

Desde el inicio llamó la atención que los PTV no se registraban en las zonas sanas que rodeaban a las isquémicas. Se planteó entonces que los PTV se producían por trastornos de conducción que ocurren en áreas donde el impulso eléctrico circula lentamente y las cuales podrían constituir parte de los circuitos de re-entrada que, en la mayor parte de los casos, parecen ser el substrato fisiopatológico de las arritmias ventriculares [11]. En vista de lo anterior, se planteó que los PTV podrían detectar la presencia de estos circuitos y, por lo tanto, identificar

a aquellos pacientes con mayor riesgo de sufrir arritmias ventriculares potencialmente letales y muerte súbita [9, 12].

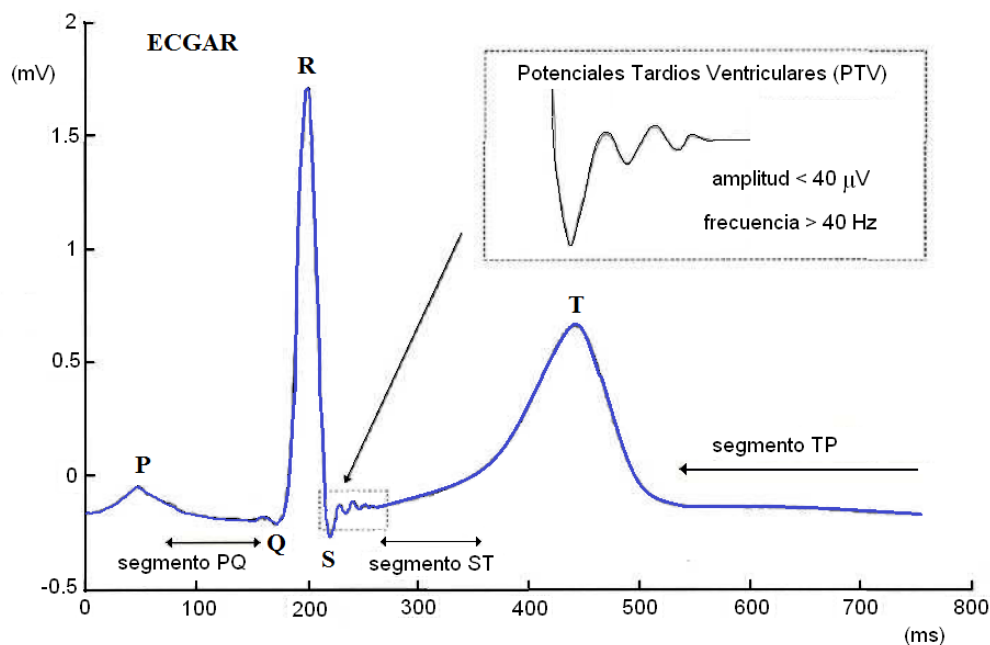


Figura 1: Potenciales tardíos ventriculares en el ECGAR señalados al final del QRS.

Desde que se detectaron por primera vez los PTV, en un registro de superficie, numerosos estudios demostraron que existía una buena correlación con los detectados mediante registros intracavitarios [13, 14]. Los estudios iniciales en humanos, se centran en pacientes afectados de cardiopatía isquémica y se puso de manifiesto que entre los pacientes que han sufrido un infarto miocárdico, los PTV se encuentran con mayor frecuencia en los que desarrollan arritmias ventriculares [10, 11, 12, 15]. Se plantea entonces que la identificación de los PTV podría constituir un factor independiente, predictivo de la aparición de arritmias ventriculares mortales y de muerte súbita en los pacientes que han sufrido un infarto miocárdico [12, 16]. Por esta razón, sociedades americanas y europeas del corazón han establecido su uso como método diagnóstico e indicador del estado de evolución de patologías isquémicas.

Nuevos estudios encuentran que la detección de PTV puede constituir un método de identificación de pacientes con riesgo de desarrollar taquicardias ventriculares (TV), no solo en pacientes infartados sino también en portadores de miocardiopatía y enfermedad eléctrica primaria del corazón [13, 14, 15, 17]. En estos últimos grupos y en la miocardiopatía hipertrófica los resultados no han sido concluyentes [18, 19]. En el síncope de origen desconocido han sido útiles para identificar los pacientes en quienes la causa del síncope son arritmias ventriculares [20]. Así mismo se ha intentado evaluar la eficacia de la terapia trombolítica en el infarto miocárdico, a través del análisis de los PTV, asociándose a una disminución en la

frecuencia y duración de los mismos con reperfusión del vaso afecto [21, 22]. Otros investigadores han reportado la utilidad para la detección de los cambios patológicos difusos del miocardio en el manejo de trasplantes del corazón [23, 24].

Debido a que el registro de PTV con microelectrodos intracavitarios implica un método invasivo y costoso, surge la necesidad de nuevos métodos de registro no invasivo, que permitan su aplicación a gran escala en los subgrupos de pacientes cardiopatas con alto riesgo de sufrir arritmias [12, 13, 14, 15]. El desarrollo de instrumentos altamente sensibles para la adquisición del ECGAR y la implementación de técnicas modernas de análisis, han demostrado que si es posible la identificación de PTV a partir de registros adquiridos de forma no invasiva.

Constantemente se publican nuevas técnicas de procesamiento que pretenden la detección de PTV con mayor eficiencia. Como ejemplo se tiene a Laciari y Jané [25], que proponen una técnica basada en mapas espectro temporales para la detección de PTV, o el trabajo de Vildósala y Reyna [26], que obtienen los PTV a partir del análisis con funciones wavelets.

En 1991 Breithardt y col. [27], hace una serie de consideraciones sobre los criterios a seguir en la detección de micropotenciales, en un intento de normalización para el análisis de los PTV. Los estudios se pueden realizar en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia. La mayoría de las investigaciones realizan este tipo de análisis en el dominio del tiempo, utilizando las derivaciones bipolares X, Y, Z o vectocardiografía [27, 28, 29].

La vectocardiografía analiza la evolución del vector de polarización durante el ciclo cardiaco. Para ello se emplea el sistema de derivaciones ortogonales definido por Frank [30]. La información que se presenta es la proyección del extremo del vector cardíaco en los planos sagital (Y-Z), frontal (X-Y) y transversal (X-Z), ver Figura 2.

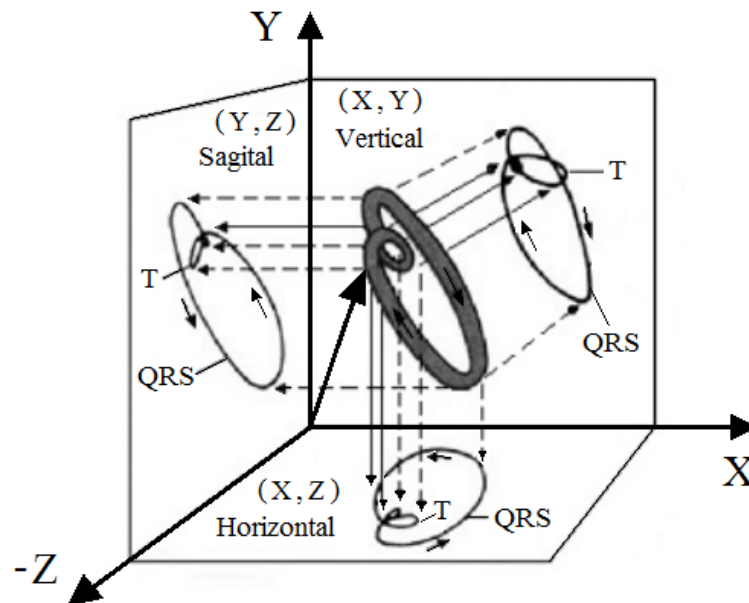


Figura 2: Representación del vectocardiograma en el espacio.

Las figuras que se obtienen a lo largo del ciclo cardíaco son tres anillos irregulares en cada plano, que corresponden a las ondas P, QRS y T. Los parámetros medidos son las áreas de cada anillo, con sus sentidos de giro [30]. El vectocardiograma ayuda a determinar la ubicación de los latidos ectópicos, clarifica los eventos de depresión del ST y verifica el final de la onda T cuando se relaciona con el ECG convencional.

Planteamiento del problema

El problema que se presenta es que existen pocos electrocardiógrafos comerciales que permitan la adquisición de la señal electrocardiográfica multicanal con las características de alta resolución que se requieren para estudios de este tipo. Adicionalmente, los pocos instrumentos comerciales que presentan las virtudes del ECGAR son de costo relativamente elevado, para su implementación como un sistema práctico y de uso masivo en centros de salud.

Estudios realizados desde el año 2009, en conjunto entre el Instituto Regional de Bioingeniería (IRB) de la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) en la República Argentina y el Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA) de la Universidad de Los Andes (ULA) con participación del Centro Nacional de Desarrollo e Investigación en Tecnologías Libres (CENDITEL) en la República Bolivariana de Venezuela, han generado una serie de productos de innovación tecnológica en cuanto al hardware de adquisición del ECGAR de 12 derivaciones y al software de procesamiento, bajo el nombre DIGICARDIAC [31, 32, 33].

El algoritmo desarrollado, se diseñó para utilizar la señal adquirida por el hardware del DIGICARDIAC, pero en las pruebas preliminares de funcionamiento se utilizaron registros de la base de datos de physionet [34]. Se utilizaron estos registros debido a que poseen marcación detallada de los intervalos que conforman el latido, lo cual permite comprobar el funcionamiento de cada etapa en la secuencia del procesamiento.

Metodología

El método propuesto para la obtención de los PTV parte de la adquisición de la señal ECGAR con el instrumento DIGICARDIAC. A partir de la señal captada se inicia el procesamiento de la señal en tiempo diferido. La Figura 3, muestra la presentación gráfica de una de las 12 derivaciones de la señal ECGAR captada con el instrumento DIGICARDIAC.

El funcionamiento del algoritmo inicia con la selección del electrocardiograma de alta resolución, a partir del cual se obtienen los principales marcadores de cada latido en toda la señal, se calculan sus componentes ortogonales, se obtiene una señal promediada para cada componente, se filtran (pasa-banda) y finalmente se calcula el modulo que se representa gráficamente. Los resultados gráficos son presentados con las características esenciales para que el especialista aplique los criterios de evaluación para determinar la presencia de PTV.

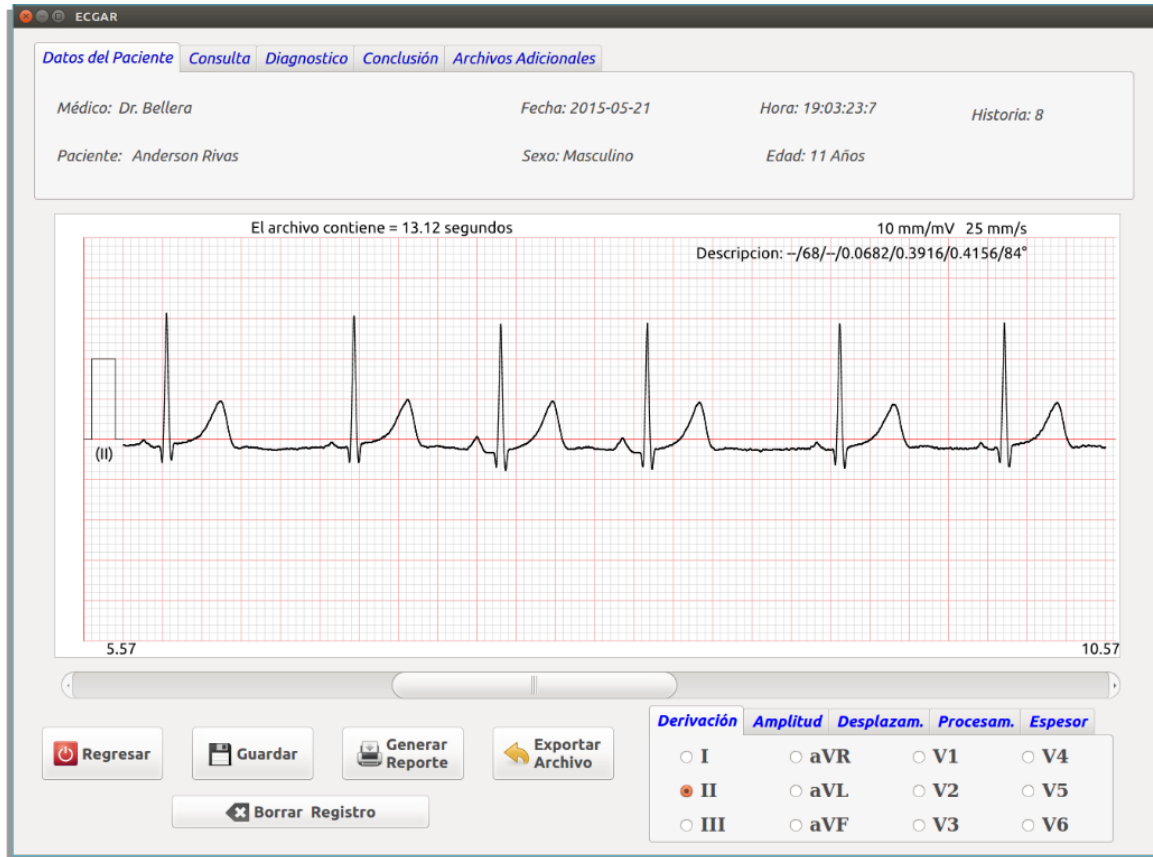


Figura 3: Derivación II de la señal ECGAR adquirida con el instrumento DIGICARDIAC, a un paciente sano.

Adquisición de la señal ECGAR

Considerando que los PTV se manifiestan en el electrocardiograma superficial como una señal de baja amplitud, típica entre 1 a 5 μV , se presenta la necesidad de un sistema amplificador de muy bajo ruido y alta ganancia. El amplificador utilizado debe cumplir con los estándares fijados por la American Heart Association (AHA) concernientes a los requerimientos de seguridad intrínseca del paciente y protección contra daños por desfibrilación [35]. El ancho de banda recomendable es de 0,5 Hz a 250 Hz. A objeto de atenuar apreciablemente todas las fuentes de ruido de modo común, es necesario que posea una relación de rechazo de modo común de por lo menos 100 dB (CMRR = 100 dB). En la referencia bibliográfica [36], se presenta una descripción detallada del amplificador desarrollado para el prototipo DIGICARDIAC.

El rango típico de entrada a los convertidores A/D es de $\pm 5V$ y además resulta aconsejable trabajar utilizando convertidores de por lo menos 12 bits de resolución. En la referencia bibliográfica [37], se presenta una descripción detallada del amplificador desarrollado para el prototipo DIGICARDIAC.

Estructura del algoritmo desarrollado

El algoritmo se desarrolló bajo plataforma de software Libre “Ubuntu”, utilizando la herramienta de programación gambas (versión 3.8.4) para la estructura secuencial y utilizando la herramienta de procesamiento matemático “Octave” para el análisis de señales. Al ejecutar el software, el trabajo de análisis inicia con una ventana en la cual se permite la selección del archivo a procesar. Seguidamente se ejecuta el procesamiento que conlleva a la obtención gráfica de los resultados. La arquitectura del algoritmo se describe en forma resumida el siguiente listado estructurado del Programa 1.

Programa 1

Selección del registro ECG que se quiere procesar.

Pre-procesamiento del análisis:

Detección de los marcadores de los picos R

Los marcadores hallados son almacenados temporalmente.

Procesamiento para generar resultados del análisis de PTV:

Realizar la corrección de línea de base sobre las 12 derivaciones estándar.

Generar los Vectores X Y Z del vectocardiograma.

Se promedian los latidos de cada vector para reducir el ruido.

Filtrar pasa banda ($f_0 = 40$ a $300Hz$) cada vector para hallar PTV.

Filtrar pasa banda ($f_0 = 82$ a $300Hz$) cada vector para hallar PTV.

Obtener el modulo $M = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$

Presentación de resultados:

Gráfica vectocardiograma calculado en el eje X

Gráfica vectocardiograma calculado en el eje Y

Gráfica vectocardiograma calculado en el eje Z

Gráfica vectocardiograma presentado en 3 dimensiones

Gráfica magnitud del vector “M” (filtrado)

El primer paso en la ejecución del Programa 1 es seleccionar el archivo. La Figura 4, muestra la ventana de inicio, desde la cual el usuario activa el buscador y selecciona el archivo que desea analizar. En la imagen se muestra el archivo s0028lre seleccionado, el cual pertenece al paciente 008, de la base de datos: *PTB Diagnostic ECG Database (ptbdb)* de physionet. Estos archivos se presentan como registros “.dat” digitalizados con frecuencia de muestreo de 1000 muestras por segundo (mps) y resolución de 12 bits.

Una vez seleccionado el archivo, el usuario debe activar con un click el botón “Medición de Intervalos”. Esto ejecuta el procesamiento en la secuencia establecida hasta obtener los resultados del Pre-procesamiento. Seguidamente se realiza el procesamiento para generar los resultados definitivos.

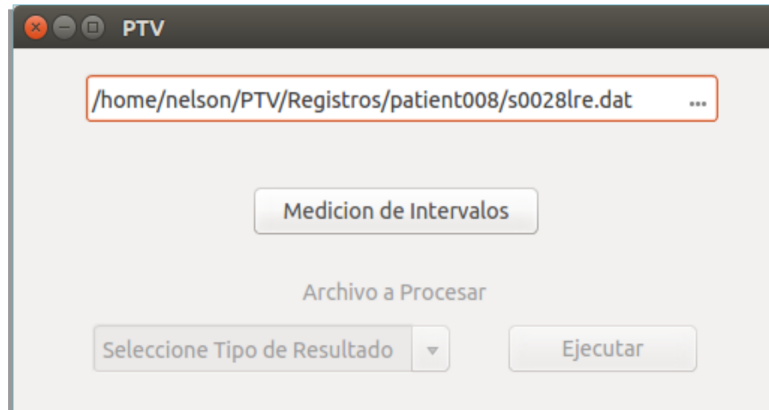


Figura 4: Ventana de inicio del software para detectar PTV.D

Etapa de pre-procesamiento

En esta etapa del software se realiza la detección de los picos R y la corrección de línea de base. La detección de los picos R permite la ubicación precisa de cada latido y la corrección de línea de base se hace con el propósito de reducir los errores que se generan al aplicar la transformación de electrocardiografía de 12 derivaciones a vectocardiograma. Esta etapa del procesamiento se explica en detalle en la referencia bibliográfica [38].

Obtención del vectocardiograma

El sistema se diseñó para analizar señales ECGAR adquiridas bajo el formato estándar de 12 derivaciones correspondientes a la configuración Mason-Likar [39]. Sin embargo, está demostrado matemáticamente que el vectocardiograma se puede obtener a partir de las derivaciones estándar y viceversa. El método más utilizado es la matriz de transformación inversa de Dower [30, 40].

En este método, se asume que el voltaje registrado en la superficie del cuerpo para un instante n se puede aproximar mediante la combinación lineal de L derivaciones, ecuación (1).

$$X_1(n), X_2(n), \dots, X_L(n) \quad (1)$$

De la misma manera, ecuación (2) muestra que los H canales sintetizados se denotan como:

$$Y_1(n), Y_2(n), \dots, Y_H(n) \quad (2)$$

Los niveles de voltaje “Y” son el resultado dado por el producto entre la matriz de Dower (T_{H*L}) y la matriz inversa con los valores instantáneos de las derivaciones adquiridas, tal como se presenta en la ecuación (3).

$$\begin{bmatrix} Y_1(n) \\ Y_2(n) \\ \dots \\ Y_H(n) \end{bmatrix} = T_{H*L} \begin{bmatrix} X_1(n) \\ X_2(n) \\ \dots \\ X_H(n) \end{bmatrix} \quad (3)$$

De la expresión anterior se define que la transformada inversa Dower para la obtención de los vectores X, Y, Z del vectocardiograma se obtiene al realizar el producto de la matriz generada por los vectores I, II, V1, V2, V3, V4, V5, V6 del ECGAR con la matriz (T_{H*L}), mostrada en la ecuación (4).

$$T_{H*L} = \begin{bmatrix} -0.172 & -0.074 & 0.122 & 0.231 & 0.239 & 0.194 & 0.156 & -0.010 \\ -0.057 & -0.019 & -0.106 & -0.022 & 0.0410 & 0.048 & -0.227 & 0.887 \\ -0.229 & -0.310 & -0.246 & -0.063 & 0.055 & 0.108 & 0.022 & 0.102 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Reducción de los niveles de ruido en cada vector

Aun con instrumentos muy precisos, existe alta probabilidad de que potenciales inferiores a $5 \mu V$ sean enmascarados por el ruido de diversas fuentes que se genera durante el proceso de registro. 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 PTV, en términos de mecanismos de re-entrada [41], es de esperar que los mismos se repitan de manera periódica en cada complejo con morfología invariable [6].

Dada la periodicidad de los PTV en cada latido se aplica la técnica de reducción de ruido por promediación. Esta técnica consiste en realizar un promediado de los latidos cardiacos que se consideren con un mínimo de deformación. Se asume que el ruido presente en la señal no está correlacionado entre un latido y el siguiente, por lo tanto, si se considera aleatorio, se elimina progresivamente al promediar un mayor número de complejos [6].

El procesamiento implementado es idéntico al descrito en la referencia bibliográfica [42], pero aplicado sobre las derivaciones vectoriales. El primer paso del procesamiento consiste en realizar la selección automática de un fragmento del registro que contenga un latido completo, para ser utilizado como plantilla. La ubicación precisa de los intervalos a promediar se realiza comparando la plantilla seleccionada con cada uno de los latidos encontrados. La comparación de la plantilla con el intervalo alineado en la señal original se realiza calculando el coeficiente de correlación de Pearson [6, 42]. El coeficiente de Pearson se puede calcular por medio de la relación dada por la ecuación (5).

$$r_{xy}(i) = \frac{cov(X, Y)}{\sqrt{\sigma_x^2 * \sigma_y^2}} \quad (5)$$

Donde: $-1 \leq r_{xy}(i) \leq +1$.

La ecuación (5) especifica $r_{xy}(i)$ como el coeficiente de correlación de Pearson, que establece la comparación entre las señales X e Y. Donde X está determinado por el vector que contiene las muestras tomadas como plantilla e Y representa el vector que contiene las muestras del latido en el vector original. El coeficiente de Pearson puede generar valores entre +1 y -1, donde 1 es la correlación positiva total, el 0 indica sin correlación y -1 es total correlación negativa.

Para conservar el máximo de los componentes de interés médico en la señal ECGAR, se asume que todo latido con un valor de correlación inferior a 0,98 tiene una elevada deformación con respecto a la plantilla y por lo tanto se descarta. Si el valor del coeficiente de Pearson es superior a 0,98 se procede a sumar el intervalo obtenido con el vector de acumulación y se incrementa una variable que se utiliza como contador del número de latidos aceptados. Al concluir el ciclo de análisis de un latido, se procede a calcular la correlación de la plantilla con el latido siguiente. Este proceso se repite hasta analizar todos los latidos contenidos en el registro.

Al terminar el procesamiento, se procede a dividir el vector de acumulación entre el número de latidos aceptados en la sumatoria. El resultado presenta la señal correspondiente a un latido cardiaco del vectocardiograma, con alto grado de definición y mínima influencia del ruido. Dado que la morfología de los PTV es repetitiva se considera que no resulta afectada en el latido promediado, por consiguiente, la señal obtenida es representativa del estado patológico del corazón del paciente.

La combinación de los tres vectores obtenidos en el espacio ortogonal permite la representación gráfica del vectocardiograma. La Fig. 5, muestra las gráficas con el resultado de los vectores promediados X, Y, Z, y la representación gráfica tridimensional del vectocardiograma, obtenidos en el procesamiento del archivo s0028lre seleccionado de la base de datos de physionet.

Análisis en el dominio del tiempo para el complejo promediado

Existen varios procedimientos de análisis publicados por los investigadores. Se destaca la metodología propuesta por Simson [10], la cual se resume en tres pasos:

- a) Los complejos promediados X, Y, Z se filtran pasa-banda para descartar los componentes que no sean de interés en la detección de PTV.
- b) Los vectores filtrados, se combinan para obtener la magnitud del vector resultante.
- c) A partir de la magnitud del vector resultante, se evalúan los parámetros que definen la presencia o no de PTV. Tales parámetros son: la duración total del complejo QRS (DTQRS), el valor RMS de la amplitud, correspondiente a los últimos 40 ms del complejo (RMS40) y la duración de las señales de baja amplitud (Amplitud $< 40 \mu V$) en la parte final del complejo QRS.

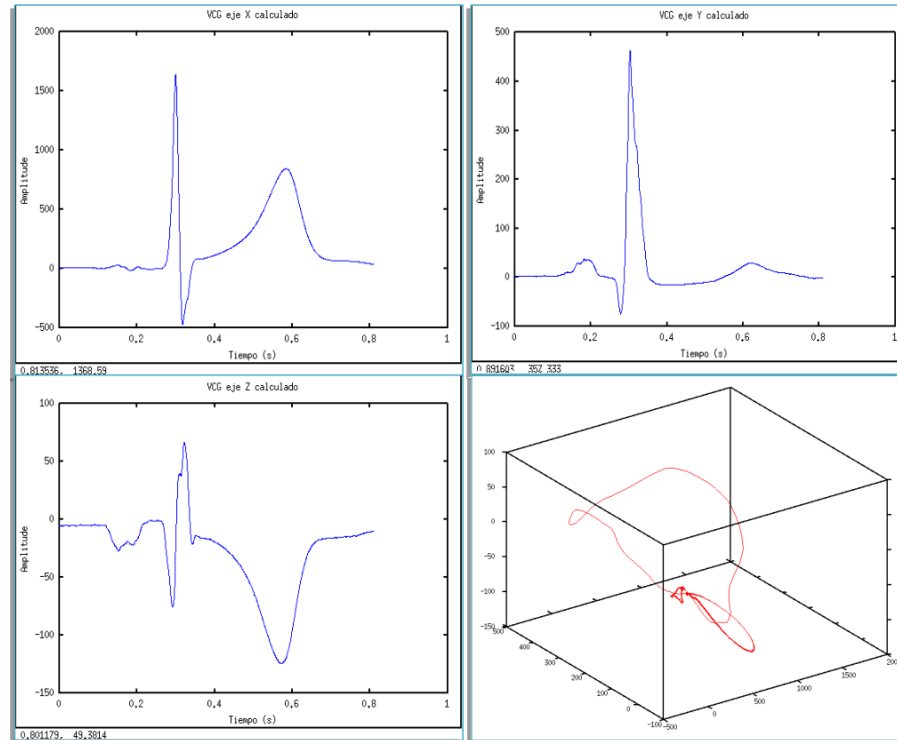


Figura 5: Gráficas resultantes de la promediación de los vectores en los ejes X, Y, Z, y vectocardiograma 3D.

Reducir los componentes que no son de interés

Se considera que solo los componentes frecuenciales que contienen los PTV aportan información de interés médico. El filtraje digital de los vectores promediados, se desarrolla con filtros pasa banda, a objeto de aislar las señales de depolarización ventricular. Según los expertos, Se recomienda que el filtro pasa banda tenga frecuencia de corte entre 40 Hz y 250 Hz, para una frecuencia de muestreo es de 1000 Hz ($f_s=1000$ Hz). Si la frecuencia de muestreo es superior a 1000 Hz ($f_s>1000$ Hz) se recomienda que el filtro pasa banda tenga frecuencia de corte entre 40 Hz y 300 Hz [10, 43]. Este tipo de filtrado se realiza con el propósito de remover en lo posible las componentes de la señal ECG que reflejan la repolarización, así como la actividad eléctrica de baja frecuencia tanto del intervalo PR como del intervalo ST [44].

El procedimiento de filtrado, aplicado en esta etapa del algoritmo, se realiza en dos partes. En primer lugar se utilizó un filtro digital FIR pasa banda con frecuencias de corte (-3dB) entre 40 Hz y 250 Hz, tal como se recomienda en la literatura. En segundo lugar se utilizó un filtro digital FIR con frecuencias de corte (-3dB) entre 82 Hz y 250 Hz. Se utilizó un filtro de 82 Hz en un procesamiento independiente a la aplicación del filtro de 40 Hz para realizar pruebas comparativas entre los resultados obtenidos. Cabe destacar que cada filtro se aplicó sobre la señal original.

Obtener la magnitud del vector resultante

El paso siguiente en la ejecución del algoritmo descrito en el Programa 1, consiste en combinar el resultado filtrado de los vectores X, Y, Z, para obtener la magnitud de un vector resultante. Dado que las componentes de los vectores X, Y, Z se asumen ortogonales, la magnitud del vector resultante se puede obtener a partir de la ecuación 6.

$$|V(t)| = M = \sqrt{(X^2 + Y^2 + Z^2)} \quad (6)$$

Como en la práctica, no se cumple estrictamente la condición de ortogonalidad de estas tres señales y adicionalmente la relación señal a ruido en tales canales puede ser diferente en cada uno de ellos, la determinación de tal vector pudiera desmejorar la calidad individual de cada uno de los canales [45], pero permite representar la señal de una manera muy compacta, facilitando la detección de los PTV. La Fig. 6, presenta el resultado gráfico de amplitud del módulo “M” en función del tiempo obtenido a partir de los vectores filtrados con frecuencias de corte (-3dB) entre 40 Hz y 250 Hz.

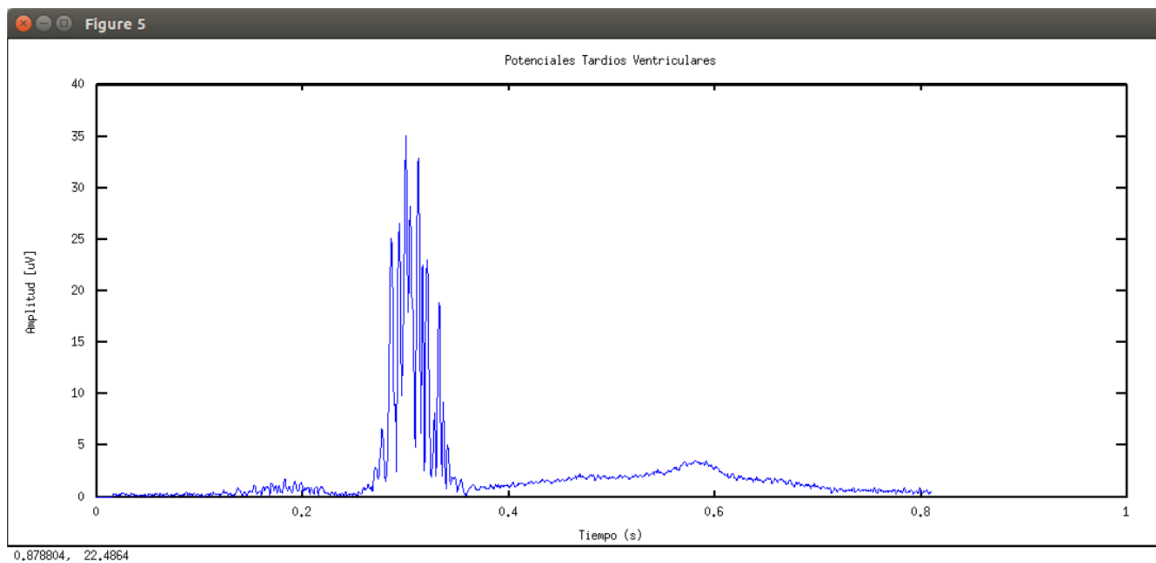


Figura 6: Módulo del vectocardiograma en función del tiempo, con presencia de PTV.

El primer parámetro, señalado como “DTQRS”, se define por la duración total del QRS, el cual se obtiene como la diferencia entre el fin e inicio del complejo QRS. Para determinar el inicio del complejo, se utiliza el hecho de que tal inicio, por lo general es abrupto. La determinación del fin del complejo, se realiza de manera similar.

El segundo parámetro conocido como “LAS40”, está dado por el intervalo de tiempo en el cual la magnitud del vector se encuentra por debajo de $40 \mu V$. El tercer parámetro señalado como RMS40, es el valor RMS de la señal durante los últimos 40 mili-segundos (ms) del complejo QRS.

Los valores normales para estos parámetros pueden variar según el criterio del investigador. El DTQRS es la variable que usada aisladamente puede definir la presencia de PTV. Sin embargo, el uso conjunto del DTQRS, con las otras variables, mejora el diagnóstico para definir la presencia de PTV. Ramiro [46] en sus resultados indica que el valor diagnóstico de los PTV detectados a partir del electrocardiograma superficial promediado, es por lo menos igual al exigido a nivel internacional. El autor sugiere adicionalmente, el uso conjunto de $DTQRS > 120$ ms, $LAS40 > 38$ ms y $RMS40 < 15$ μV para definir la presencia de PTV.

Resultados

En el estado actual de este desarrollo, las mediciones en las pruebas preliminares se realizan manualmente, pero se trabaja en la incorporación de un algoritmo que permita la medición automática de los factores que determinan la presencia de PTV.

Para certificar el funcionamiento del algoritmo desarrollado, se realizaron pruebas sobre un grupo de 56 registros almacenados en la base de datos de physionet. La evaluación se realizó a 13 registros de personas con alguna patología cardíaca y sobre 43 registros de pacientes control seleccionados al azar entre los registros que se encuentran en dicha base de datos. Para todos los registros seleccionados se realizaron las pruebas de filtrado en dos anchos de banda diferentes. El límite superior del filtro pasa banda en ambos procesamientos fue de 250 Hz. El límite inferior del filtro pasa banda, en primer lugar se realizó con $f_0 = 40$ Hz y posteriormente se realizaron pruebas comparativas con $f_0 = 82$ Hz. Las mediciones se anotaron en tablas donde se pueden realizar los análisis respectivos. Los resultados de las pruebas sobre los registros de pacientes enfermos se muestran en las tablas 1 a la 4. Estos resultados se muestran en cuatro tablas por separado para identificar el tipo de patología presente.

Tabla 1: Mediciones sobre los registros de pacientes con hipertrofia miocárdica.

#	Paciente	Registro	Filtro con límite inferior $f_0 = 40$ Hz				Filtro con límite inferior $f_0 = 82$ Hz			
			DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (μV)	¿PTV?	DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (μV)	¿PTV?
1	250	s0485_re	101	20	10.5	NO	103	33	5	NO
2	227	s0450_re	102	13	15	NO	96	19	11	NO
3	212	s0434_re	108	28	23	NO	98	31	6.3	NO
4	210	s0432_re	115	20	13	NO	104	26	13	NO
5	159	s0390lre	100	25	17	NO	87	30	8.5	NO

Tabla 2: Mediciones sobre los registros de pacientes con enfermedad cardíaca valvular.

#	Paciente	Registro	Filtro con límite inferior $f_0 = 40$ Hz				Filtro con límite inferior $f_0 = 82$ Hz			
			DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?	DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?
6	224	s0447_re	172	93	15	SI	157	101	4	SI
7	188	s0365lre	121	17	35	NO	99	23	30	NO
8	110	s0003_re	98	33	22	NO	89	34	6.5	NO
9	106	s0030_re	147	54	19	NO	106	57	6	NO

Tabla 3: Mediciones sobre los registros de pacientes con miocarditis.

#	Paciente	Registro	Filtro con límite inferior $f_0 = 40$ Hz				Filtro con límite inferior $f_0 = 82$ Hz			
			DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?	DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?
10	272	s0510_re	112	26	14	NO	102	38	6.5	NO

Tabla 4: Mediciones sobre los registros de pacientes con diversas enfermedades cardíacas.

#	Paciente	Registro	Filtro con límite inferior $f_0 = 40$ Hz				Filtro con límite inferior $f_0 = 82$ Hz			
			DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?	DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (uV)	¿PTV?
11	126	s0154_re	178	92	5	SI	168	94	2	SI
12	130	s0166_re	164	66	6	SI	160	80	4	SI
13	196	s0002_re	178	51	15	SI	152	52	5	SI

De los análisis realizados se observa la detección de PTV principalmente en pacientes con diversas enfermedades cardíacas. Cabe destacar que en estos casos la variabilidad del tipo de patología no se define claramente, pero los resultados demuestran la evidencia de daño en el miocardio. La Tabla 5, presenta los resultados obtenidos con el procesamiento de los registros adquiridos a personas control.

Tabla 5: Mediciones sobre los registros de pacientes control.

#	Paciente	Registro	Filtro con límite inferior $f_0 = 40$ Hz				Filtro con límite inferior $f_0 = 82$ Hz			
			DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (μ V)	$\dot{\iota}$ PTV?	DTQRS (ms)	LAS40 (ms)	RMS40 (μ V)	$\dot{\iota}$ PTV?
14	001	s0010_re	140	20	17	NO	117	29	3	SI
15	002	s0015lre	100	30	5	NO	80	33	4	NO
16	004	s0015lre	125	40	5	SI	120	45	2	SI
17	005	s0025lre	90	30	43	NO	83	27	6	NO
18	006	s0064lre	140	35	6	NO	129	30	1.4	NO
19	008	s0028lre	100	34	16	NO	93	37	8.5	NO
20	009	s0035_re	115	32	6	NO	99	30	2	NO
21	010	s0042lre	105	38	18	NO	106	30	4	NO
22	011	s0044lre	100	33	25	NO	100	22	4.5	NO
23	014	s0056lre	109	37	47	NO	70	24	11	NO
24	015	s0047lre	104	42	20	NO	81	24	8	NO
25	016	s0076lre	105	27	12	NO	94	21	6	NO
26	018	s0082lre	124	53	21	NO	125	43	5	SI
27	023	s0081lre	90	16	13	NO	71	25	8.5	NO
28	026	s0088lre	97	40	13.5	NO	86	25	4	NO
29	028	s0090lre	112	37	12	NO	109	30	2.5	NO
30	029	s0122lre	114	46	7.5	NO	79	22	3	NO
31	030	s0107lre	117	45	5.5	NO	90	37	2	NO
32	031	s0127lre	87	23	12	NO	84	16	3.2	NO
33	033	s0105lre	128	43	7	SI	122	43	3	SI
34	034	s0123lre	102	36	15	NO	90	26	5	NO
35	036	s0111lre	85	37	26	NO	77	22	4	NO
36	037	s0112lre	88	28	24	NO	87	26	4	NO
37	039	s0129lre	95	37	18.5	NO	88	33	5	NO
38	040	s0130lre	103	36	29	NO	104	38	3	NO
39	041	s0276lre	111	39	15	NO	105	40	4	NO
40	042	s0135lre	99	24	4.5	NO	88	25	4	NO
41	043	s0144lre	96	0	-	NO	80	25	2.5	NO
42	044	s0142lre	89	22	9	NO	84	31	4	NO
43	045	s0147lre	100	36	16	NO	101	38	5	NO
44	046	s0168lre	109	43	5	NO	70	15	1	NO
45	047	s0160lre	164	53	14	SI	151	54	6	SI
46	047	s0167lre	164	54	14	SI	142	57	7	SI
47	048	s0171lre	100	28	20	NO	94	28	6	NO
48	049	s0178lre	95	22	15	NO	90	29	4	NO
49	050	s0174lre	101	29	25	NO	90	31	4.5	NO
50	051	s0179lre	107	30	13	NO	94	20	4	NO
51	052	s0190lre	102	21	10	NO	90	16	2	NO
52	053	s0191lre	162	64	8	SI	134	65	4	SI
53	054	s0192lre	102	21	14	NO	108	29	1.5	NO
54	056	s0196lre	107	33	6.5	NO	82	36	6	NO
55	058	s0216lre	155	76	4.5	SI	123	41	2.5	NO
56	064	s0220lre	123	42	4.5	SI	85	29	1.5	NO

De los análisis realizados se observa la detección de PTV a 7 pacientes. Dado que son pacientes control, existe la posibilidad que presenten alguna patología, sin embargo no se declaran como pacientes enfermos en la descripción del contenido de la base de datos de physionet.

Discusión de los Resultados

La presencia de PTV es de esperarse en pacientes enfermos, sin embargo cabe destacar la evidencia de PTV en algunos de los pacientes control. Puede suponerse que se trata de casos que no han sido diagnosticados como enfermos pero que presentan alta probabilidad de sufrir arritmias con posibilidad de infarto.

En la comparación entre filtros se puede notar que el filtro pasa-banda con frecuencia de corte inferior de 82Hz introduce cambios que varían entre un paciente y otro. Comparando los resultados de ambos filtros, se puede notar en todos los casos una disminución del valor de RMS40 a menos de la mitad. Esto genera un nuevo diagnóstico en casos como el registro s0082lre del paciente 018, donde el diagnóstico arrojado con el filtro de 40 Hz presentaba un cuadro dudoso sobre la presencia de PTV por incumplirse la condición del $RMS40 < 15\mu V$, pero que resulta evidente con el filtro de 82Hz.

Para los parámetros DTQRS y LAS40, en la mayoría de pacientes, se nota que sus valores disminuyen en una tercera parte, con la excepción en algunos pacientes, donde ocurre un leve incremento en sus valores, o bien, se mantienen aproximadamente igual. Este cambio también puede alterar el diagnóstico hecho con el filtro de 40 Hz. Tal es el caso del paciente 064 sobre su registro s0220lre donde se altera el diagnóstico original por la diferencia en la lectura de estos parámetros. En término general se recomienda el empleo del filtrado con la frecuencia de corte de 82 Hz, ya que se puede realizar un diagnóstico más aceptable y con menos posibilidades de error por ruido.

En cuanto a la eficiencia del algoritmo, cabe destacar que el procesamiento tarda solo 27 segundos en analizar un archivo con 300 latidos, a partir de una matriz de 12 derivaciones estándar hasta presentar las gráficas de resultados pertinentes. Lo cual es considerablemente rápido en comparación con otros algoritmos reportados en la literatura.

Conclusiones

La eficiencia en el procesamiento se evidencia en los resultados obtenidos. La obtención del vectocardiograma, como el mostrado como ejemplo en las gráficas de la Fig. 5, el resultado obtenido con el procesamiento como el mostrado en la gráfica de la Fig.6 y los bajos niveles de error generado con la evaluación de diferentes registros, evidenciado por los datos anotados en las tablas, certifican el funcionamiento del algoritmo desarrollado.

Se determinó que el filtro pasa-banda con frecuencia de corte inferior = 82 Hz es un parámetro importante que se debe tener en cuenta para determinar PTV.

Los diagnósticos realizados con electrocardiografía convencional, no permiten determinar a simple vista la presencia de PTV. Esto puede hacer que un paciente pase desapercibido en su chequeo médico, mientras posea una anomalía cardíaca detectable mediante la presencia de PTV.

El algoritmo presentado permite realizar diagnósticos de presencia o ausencia de PTV sobre los pacientes a partir de sus registros ECGAR de 12 derivaciones estándar. Esta técnica de evaluación no invasiva y de bajo costo, aunada al empleo de instrumentos desarrollados con tecnología propia, como el DIGICARDIAC, representan un método aplicable en forma masiva que puede representar un notable mejoramiento en la detección y tratamiento de las enfermedades cardiovasculares.

Agradecimientos

Se agradece a la Universidad Tecnológica Nacional (UTN) de Argentina y a la Universidad de Los Andes (ULA) de Venezuela, por la valiosa contribución científica y tecnológica en el desarrollo de este proyecto. Así mismo se agradece a CENDITEL y a FAGDUT por el apoyo en el desarrollo del presente trabajo.

Bibliografía

- [1] World Health Organization. *Mortality and global health estimates*, Disponible en: http://www.who.int/gho/mortality_burden_disease/en/# Último acceso: Junio, 2016.
- [2] W. Ganong, (1999). *Fisiología Médica. Manual Moderno*. 17^a Edición México, D.F., Editorial McGraw-Hill.
- [3] J. González, (2008). *Tutorial de Electrocardiograma*, España, Publicaciones del Servicio de Cardiología UCC,, Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela.
- [4] T. Schlegel, et al. (2004). *Real-Time 12-Lead High-Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease*. Mayo Clin Proc, vol. 79, pp. 339 – 350.
- [5] R. Medina, D. Jugo, H. Carrasco, (1992). *An acquisition and processing system for the high resolution surface electrocardiogram*. 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 779-780.
- [6] M. Vargas, (1996). *Contribución al estudio de los micropotenciales cardíacos*, España: Tesis doctoral del departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Cataluña
- [7] Cardiomedic. *Potenciales Tardios* Disponible en: http://www.cardiomedic.com.pe/potenciales-tardios.html#.V4Awz2F3_tQ Último acceso: Junio, 2016.

- [8] J. Boineau, J. Cox, (1973). *Slow ventricular activation in acute myocardial infarction. A source of reentrant premature ventricular contraction.* 48: 702
- [9] E. Berbari, B. Scherlag, R. Hope, R. Lazarra, (1978). *Recording from the body Surface of arrhythmogenic ventricular activity during the ST segment.* Journal Am. College of Cardiology, 41:697-707.
- [10] M. Simson, (1981). *Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction.* 64:235-242.
- [11] W. Stevenson, et al. (1989). *Fractionated Endocardial Electrograms are associated with slow conduction in Humans: evidence from pace-mapping.* Am Coll Cardiol. 13:369.
- [12] M. Josephson, et al. (1978). *Continuous electrical activity: a mechanism of recurrent ventricular tachycardia.* 57:659
- [13] J. Gomez, R. Mehra, P. Barrera, S. Winters, (1986). *A comparative analysis of signal averaging of the surface QRS complex and intracardiac electrograms in ventricular tachycardia.* J. Am. Coll Cardiol. 7:128
- [14] M. Simson, et al., (1983). *Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia.* Am. J. Cardiol. 57:105-112.
- [15] G. Breithardt, M. Borggrefe, V. Karben, R. Abandroth, H. Yeh, L. Speipel, (1982). *Prevalence of late potentials in patients with and without ventricular tachycardia. Correlation with angiographic findings.* Am. J. Cardiol. 49:1932-1937.
- [16] R. Denniss, et al., (1986). *Prognostic significance of ventricular tachycardia and ventricular fibrillation induced at programmed stimulation and delayed potentials detected on the signal averaged electrocardiograms of survivors of acute myocardial infarction.* Vol. 74, 4:731-745.
- [17] J. Rozanski, D. Mortara, R. Meyrburg, A. Castellanos, (1981). *Body surface detection of delayed depolarizations in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm.* 63: 1172-1178.
- [18] J. Bigger, T. Jr., (1984). *Identification of patients at high risk of sudden cardiac death.* Am. J. Cardiol., 54: 3D-8D.
- [19] H. Coto, C. Maldonado, P. Palakorthy, N. Flowers, (1985). *Late potentials in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia unrelated to myocardial infarction* Am. J. Cardiol., 55:384-390.
- [20] H. Coto, C. Maldonado, P. Palakorthy, N. Flowers, (1985). *Late potentials in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia unrelated to myocardial infarction.* Am. J. Cardiol., 55:384-390.

- [21] D. Kuchar, C. Thorburn, N. Sammel, (1986). *Signal Averaged electrocardiogram for evaluation of recurrent syncope*. Am. J. Cardiol., 58:949-953.
- [22] M. Zimmerman, R. Adamec, S. Ciaroni, (1991). *Reduction in the frequency of ventricular late potentials after acute myocardial infarction by early thrombolytic therapy*. Am. J. Cardiol., 67:697-702.
- [23] A. Keren, et al., (1984). *Heart transplant rejection monitored by signal averaged electrocardiography in patients receiving cyclosporine*. Vol. 70, (supplement) I124-9.
- [24] AD. Lacroix, et al., (1992). *Signal Averaged Electrocardiography and detection of heart transplant rejection: Comparison of time and frequency domain analyses*. J. Am Coll Cardiol., Vol. 19, no 8.
- [25] E. Laciari, R. Jané., (2004) *Detección y análisis latido a latido de potenciales tardíos ventriculares en señales ECG mediante mapas espectro-temporales*. XXV Jornadas de Automática, Ciudad Real, España: Universidad Politécnica de Cataluña.
- [26] L. Vildósala, M. Reyna, (2001). *Correlación de la morfología de los potenciales tardíos ventriculares con funciones wavelets*. II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba, Instituto de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Baja California .
- [27] G. Breithardt, et al., (1991). *Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography*. J. Circulation, 83(4):1481-1488.
- [28] S. Abboud, B. Belhassen, H. Miller, D. Sadeh, S. Laniado, (1986). *High frequency electrocardiography using an advanced method of signal averaging for non-invasive detection of coronary artery disease in patients with normal conventional electrocardiogram*. Journal Electrocardiology, 19:371-380.
- [29] J. Guerrero (2010). *Bioseñales*. España, Universidad de Valencia.
- [30] M. Karsikas, (2011). *New methods for vectorcardiographic signal processing,* Finland, University of oulu, department of computer science and engineering. Acta universitatis ouluensis.
- [31] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas, A. Álvarez, (2010). *Certificación del Sistema ECGAR para su Aplicación en Centros de Salud,* IV Congreso Iberoamericano de Estudiantes de Ingeniería Eléctrica (CIBELEC). Art IB-01, Mérida, Venezuela.
- [32] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas, (2011). *Adquisición y Procesamiento de la Señal Electrocardiográfica de Alta Resolución para la Identificación de Enfermedades Cardiovasculares como el Mal de Chagas*. Revista Electrónica de Conocimiento Libre y Licenciamiento “Revista CLIC”, Vol. 1 (4), pp. 55-66.

- [33] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas, (2015). *Open Source Cardiology Electronic Health Record Development for DIGICARDIAC Implementation*. 11th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis (SIPAIM), Cuenca – Ecuador.
- [34] K. Hans, R. Bousseljot, D. Kreiseler, L. Schmitz. *The ptb diagnostic ecg database*. Disponible en: <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/> Último acceso: Mayo 2013.
- [35] L. Sheffield, et. al., (1985) *Recommendations for Standards of Instrumentation and Practice in the Use of Ambulatory Electrocardiography*. Circulation, Vol. 71, No 3,
- [36] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas, E. Dugarte, (2014). *Bioamplificador Multicanal para la Adquisición de la Señal ECGAR, del Prototipo DIGICARDIAC*. Revista del Instituto Nacional de Higiene “Rafael Rangel”, Vol. 45 (2).
- [37] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas, (2012). *Desarrollo del Prototipo de un Sistema de Adquisición de Datos para la Digitalización de la Señal Electrocardiográfica de Alta Resolución*. Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel” Vol. 43 (2): 28-38.
- [38] E. Dugarte, J. Diego, N. Dugarte, (2015). *Actualización del software y mejora en el hardware del sistema DIGICARDIAC para optimizar su aplicación en centros médicos y de investigación*. Tesis de grado de la Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela.
- [39] R. Mason, I. Likar, (1966). *A new system of multiple-lead exercise electrocardiography*. Am. Heart J., 71 (196):196–205.
- [40] J. Lee, Y. Chee, I. Kim, (2012) *Personal identification based on vectorcardiogram derived from limb leads electrocardiogram*. Journal of Applied Mathematics, Vol. 2012, Article ID 904905, 12 pages. Seoul, Republic of Korea.
- [41] E. Berbari, (1988). *High-Resolution Electrocardiography*. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering Vol. 16, No 1.
- [42] N. Dugarte, A. Álvarez, J. Balacco, G. Mercado, A. Gonzalez, E. Dugarte, A. Olivares, (2016). *High efficiency processing for reduced amplitude zones detection in the HRECG signal*. Journal of Physics: Conference Series, 705(1): 10 pag.
- [43] G. BREITHARDT y col. (1991) *Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High-Resolution or Signal-Averaged Electrocardiography: A Statement by a Task Force Committee of the European Society of Cardiology, the American Heart Association, and the American College of Cardiology*. JACC Vol. 17(5) April 1991:999-1006
- [44] P. Lander and E. Berbari, (1992). *Principles and Signal Processing Techniques of the High-Resolution Electrocardiogram*. Progress in Cardiovascular Diseases, Vol. 35, No 3, 1992.

- [45] P. Lander, R. Deal, E. Berbari, (1988). *The Analysis of Ventricular Late Potentials Using Orthogonal Recordings*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No 8.
- [46] L. Ramiro (1993). *Validación Clínica de un Sistema de Adquisición, Procesamiento y Análisis del Electrocardiograma Superficial de Alta Resolución*. Proyecto de grado para obtener el título de especialista en Cardiología, Universidad de los Andes, HULA, Mérida