



Scientia Et Technica

ISSN: 0122-1701

scientia@utp.edu.co

Universidad Tecnológica de Pereira

Colombia

Peña Quimbayo, Mauricio Javier; Infante Vivas, Julián Darío; Niño, Carlos; Barrero Pérez, Jaime Guillermo

Implementación de un modelo para la representación vectorial de la actividad eléctrica del corazón en un espacio tridimensional

Scientia Et Technica, vol. 21, núm. 1, marzo, 2016, pp. 75-85

Universidad Tecnológica de Pereira

Pereira, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=84950584011>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Implementación de un modelo para la representación vectorial de la actividad eléctrica del corazón en un espacio tridimensional

Implementation of a Model for the vector representation of the electrical activity of the heart in three dimensional space

Mauricio Javier Peña Quimbayo, Julián Darío Infante Vivas, Carlos Niño, Jaime Guillermo Barrero Pérez,

Grupo CMOS, Escuela Ingeniería Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones, Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga, Colombia, Grupo Ingeniería Biomédica Manuela Beltrán.

japequi72@hotmail.com

jdinfante@hotmail.com

c_andresvt@yahoo.com

Resumen— Al implementarse una tarjeta electrónica con la cual se adquiere la información proveniente de tres canales electrocardiográficos cuasi-ortogonales entre sí, V2, aVF, D1 se obtienen los datos necesarios para representar mediante ellos la actividad eléctrica del corazón en un espacio tridimensional.

El vectocardiograma representa la actividad eléctrica del corazón en forma vectorial, esta representación necesita definir el origen de coordenadas y el plano principal de proyección de las fuerzas eléctricas del corazón. Este estudio utiliza un método basado en el cálculo de momentos de inercia mecánicos para determinar la dirección correcta del vectocardiograma.

Palabras clave— Amplificador de instrumentación, conversión serial-USB, centro de masa, Electrocardiograma, momento de inercia, plano principal, proyección, Vectocardiograma.

Abstract— By implementing an electronic card with which the information is acquired from three ECG channels quasi-orthogonal to each other, V2, aVF, D1 necessary data are obtained to represent them by the electrical activity of the heart in three dimensional space.

The vectorcardiogram represents the electrical activity of the heart in vector form, this representation need to define the origin and the main plane of projection of the electrical forces of the heart. This study uses an approach based on the calculation of moments of inertia mechanics to determine the correct direction of vectorcardiogram method.

Key Word — Instrumentation amplifier, serial-USB, center of mass, EKG, moment of inertia, principal plane, projection, vectorcardiogram conversion.

I. INTRODUCCIÓN

El ritmo de vida actual ha generado un incremento acelerado en los problemas cardiacos. Se debe aumentar las investigaciones en el procesamiento de señales cardiacas y otras medidas fisiológicas, para el análisis eficiente de eventos cardiacos que ameriten tratamiento médico.

Una forma de interpretar los datos de la actividad cardiaca es el uso de vectocardiogramas, los cuales son un registro gráfico de la dirección y magnitud de las fuerzas eléctricas generadas en cada ciclo de trabajo del corazón. Este proyecto implementa un algoritmo que, a partir de tres derivaciones cuasi-ortogonales del corazón, como lo son V2, aVF y D1, genera los vectores que mapean la actividad eléctrica de este, permitiendo posteriormente los resultados sean presentados en un entorno gráfico 3D.

II. CONSTRUCCION DEL ELECTROCARDIOGRAMA DE TRES CANALES

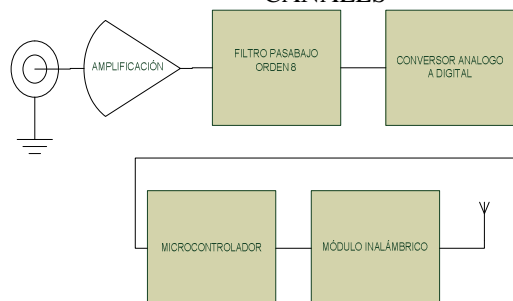


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema implementado. Fuente: autor.

El sistema de adquisición y transmisión de la señal está formado por una etapa de amplificación seguida por una etapa de filtrado, la cual precede a la etapa de conversión analógico-digital. El control es realizado por un micro-controlador que se comunica con el módulo inalámbrico, ver Fig. 1. A continuación se explican cada una de estas etapas.

• Amplificación

A esta etapa llega la señal analógica procedente de los transductores. El componente principal de la etapa de amplificación es el amplificador de instrumentación INA128, el cual presenta características de bajo consumo de potencia, excelente precisión, alto rechazo en modo común y empaquetado pequeño.

El rango de salida es de $V_{cc}-0.9V$ a $-V_{cc}+0.8V$. Para la presente aplicación, la etapa analógica se alimentó con 5 V provenientes de la fuente de alimentación. La ganancia está dada por la ecuación (1):

$$A_v = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Dado que R_G es de 2 k Ω , la ganancia de esta etapa es de 26. La ganancia total que experimenta la señal captada por los transductores será A_v multiplicada por la ganancia de la primera etapa del filtro. Esta ganancia es de 100, por lo tanto la ganancia total es de 2600, esta es válida para cada uno de los tres canales.

Adicionalmente, en esta etapa se encuentra el acople de aislamiento e impedancia de la pierna derecha (RL), que tiene dos objetivos: El primero es colocar la pierna derecha a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y el segundo, atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación.

• Filtrado.

Usando el amplificador operacional OPA4379 se implementó un filtro Butterworth de orden 8. EL OPA4379 es un circuito integrado de muy bajo consumo de potencia especialmente diseñado para dispositivos operados con baterías.

Presenta una salida de rango completo (rail to rail), lo cual quiere decir que la salida es apenas unos milivolts menor al rango de la alimentación. En este caso la salida es de $V_{cc}-15 \text{ mV}$. Adicionalmente es un OPAM con un offset de 1.5 mV y un alto rechazo en modo común.

La ganancia de la primera etapa se fija en 100 y las tres restantes etapas se fijan con ganancia unitaria. Teniendo en cuenta que las señales electro-fisiológicas cardiacas son de baja frecuencia, el filtro implementado es de tipo pasa-bajas con frecuencia de corte de 55 Hz, eliminando así la

posibilidad de que el sistema sea afectado por el ruido de las redes eléctricas de 60 Hz.

Finalmente en la Fig. 2. se aprecia la respuesta en frecuencia del filtro completo, se observa buena respuesta en bajas frecuencias y un cambio en el comportamiento cercano a los 10 kHz, esto es normal debido a los lóbulos propios de los filtros *Butterworth*, en este caso no afecta la señal ya que como se ha mencionado es de baja frecuencia.

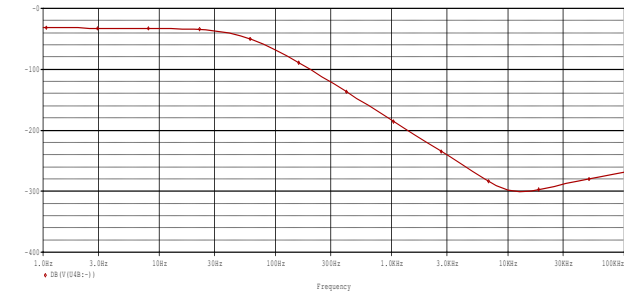


Figura 2. Respuesta en frecuencia del filtro de octavo orden. Fuente: autor.

Convertidor analógico-digital.

Para realizar la conversión de la señal analógica proveniente del filtro pasa-bajas se usa el convertidor analógico-digital de 10 bits del micro-controlador MC9S08QG8. Este micro-controlador posee un único convertidor de 8 canales, de los cuales se usan tres, uno para cada canal del ECG. La frecuencia de muestreo se fijó a 250 Hz y la conversión se hace de forma secuencial. Las referencias del convertidor se fijan en V_{cc} para Voltaje de referencia positivo y GND para el voltaje de referencia bajo.

Micro-controlador.

El micro-controlador gestiona su módulo ADC interno para muestrear los tres canales del ECG, una vez obtiene la información de los tres canales, la codifica y empaqueta usando codificación hexadecimal ASCII.

El micro-controlador usado es el MC9S08QG8, el cual es de bajo costo y alto desempeño, perteneciente a la familia HCS08 de Freescale. Posee 8 kB de memoria de programa y módulo de comunicación serial.

Por medio de éste último se realiza la comunicación con el módulo inalámbrico para realizar la transmisión de los datos empaquetados de los tres canales. En la Fig. 3. se muestra el diagrama de flujo del programa implementado en el microcontrolador.

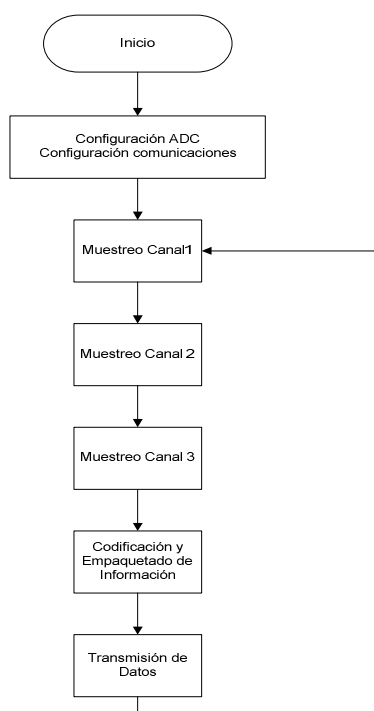


Figura 3. Diagrama de flujo programa del microcontrolador. Fuente: autor.

Cómo se observa en la Fig. 3., el microcontrolador es el que controla la adquisición de datos y gestiona la información para ser transmitida.

Este funciona de forma secuencial, sin embargo para garantizar la frecuencia de muestreo, cada ciclo es iniciado por las interrupciones de un temporizador, es decir que cada evento inicia con el muestreo del canal 1 y termina con la transmisión de datos, realizada de tal modo que no afecte la frecuencia de muestreo de las señales.

Módulo Inalámbrico

Este módulo se encarga de recibir los datos vía serial enviados por el micro-controlador. Se usó el módulo Xbee, el cual puede funcionar como receptor y transmisor. Posee una distancia de transmisión/recepción de 30 metros en interiores con obstáculos y hasta 90 metros con línea de vista.

La velocidad de transmisión entre el módulo y el micro-controlador se fijó 115200 bps. Los datos son enviados al receptor y de ahí al computador, donde se realizará el procesamiento de la información.

III. ADQUISICION DE DATOS UTILIZANDO PUERTO SERIE-USB, MATLAB Y LABVIEWINTRODUCCIÓN

La información proveniente del electrocardiógrafo es enviada por el microcontrolador a través del módulo inalámbrico y

recibida por el módulo Xbee que actúa como receptor, este está conectado a una base serie-USB que emula en el computador un puerto serial.

LabView.

Mediante su entorno de programación por bloques y su interfaz gráfica, permite rápidamente implementar aplicaciones de adquisición y visualización de datos.

Como la información viene por puerto serial en formato ASCII, el primer bloque del programa corresponde a la configuración del puerto serie. Luego se establece el bloque de lectura de la información donde se especifica el número de Bytes a leer en cada lectura.

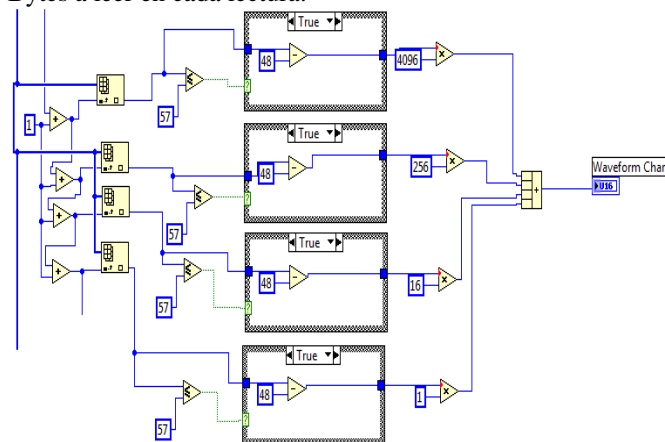


Figura 4. Procesamiento de la información en LabView correspondiente a un canal. Fuente: autor.

Después de la lectura, se convierte la información de ASCII a numérica y se busca el Byte de sincronización LF, posteriormente se ordena el vector leído empezando siempre con el Byte de sincronización en la primera posición.

Cuando la información está ordenada se extrae del arreglo el dato correspondiente a cada canal así: Para cada canal hay cuatro Bytes de información que corresponden a un número codificado en ASCII y entre cada canal hay un Byte correspondiente al carácter ASCII de la coma (.). Posteriormente, cada trama es convertida a cifra decimal y enviada al bloque de visualización, el cual se encarga de presentar la información en la interfaz gráfica. Ver Fig. 4.

Matlab

Para tener acceso a los datos, el puerto serie se configuró para permitir el acople con la forma de enviar datos empleada por el microcontrolador. Al estar configurado se lee del puerto tomando 330 datos

El programa toma las señales ya organizadas, las filtra eliminando componentes mayores a 55 Hz y finalmente las da a conocer en una gráfica, donde se encuentran los tres ejes que definen el vectocardiograma.

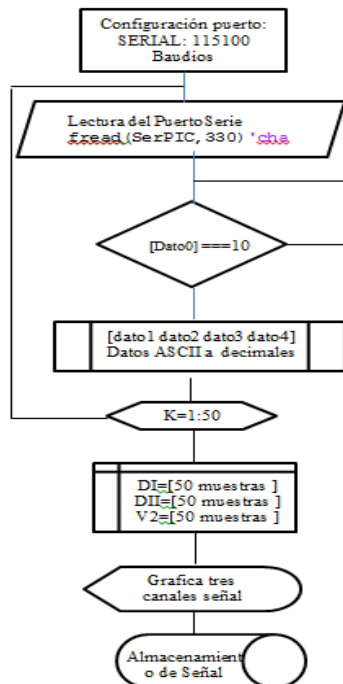


Figura 5. Esquema de algoritmo para la adquisición de la señal cardíaca. Fuente: autor.

IV. EL VECTOCARDIOGRAMA

El vectocardiograma consiste en la proyección en un plano de los lazos resultantes de la suma Algebraica de múltiples vectores instantáneos en un ciclo cardíaco. Para lograr esta proyección se definen tres planos (ver Fig 6.), que permitirán la configuración espacial de los vectores a estudiar [1].

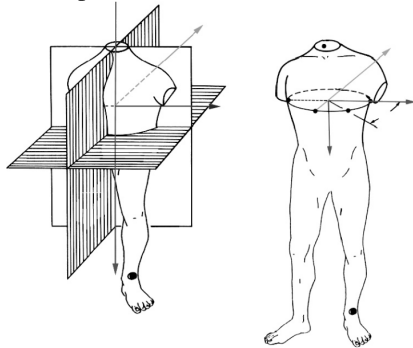


Figura 6. Planos empleados en la vectocardiografía. Fuente: Andrés Ricardo Pérez Riera et al [1]

Plano Frontal: Se proyectan las fuerzas eléctricas en dirección arriba – abajo, izquierda- derecha.

Sagital: Proyección de las fuerzas eléctricas hacia adelante-atrás, arriba o abajo.

Horizontal: Fuerza eléctrica proyectada hacia adelante-atrás y de izquierda - Derecha

Para la construcción del vectocardiograma se utilizan en esencia tres derivaciones perpendiculares entre si y paralelas a cada uno de los ejes rectilíneos del cuerpo:

- eje x (Horizontal): va de izquierda a derecha
- eje y (Frontal): va de arriba hacia a bajo
- eje z (Sagital): va de atrás hacia adelante

Lo dicho anteriormente se aprecia en la Fig. 7.

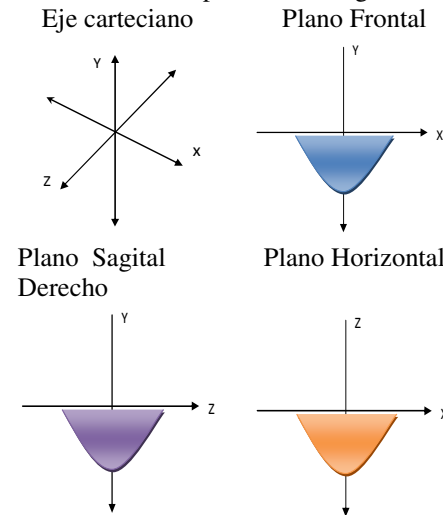


Figura 7. Ejes empleados en la vectocardiografía. Fuente:autor.

El vectocardiograma Normal

• Activación Auricular

El comando de la actividad cardíaca está a cargo del nódulo sinusal. El estímulo automático, se conduce a través de los haces de James-Bachman, Wenckebach y Thorel [2], (ver Fig. 8.)

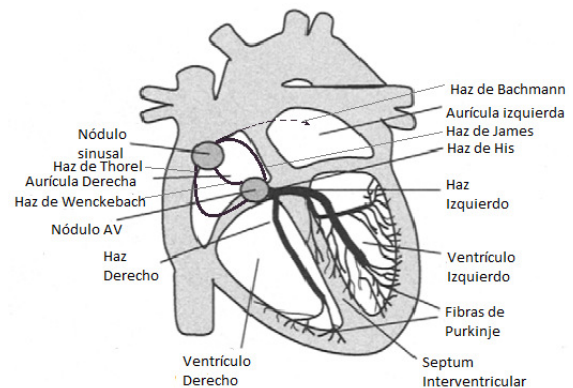


Figura 8. Esquema del sistema de conducción del estímulo cardíaco. Fuente: Leif Sornmo [3].

Produciendo la despolarización sucesiva de caras lateral y anterior de aurícula derecha, cara anterior y lateral de aurícula izquierda, orejuela izquierda y por último cara posterior de aurícula izquierda. Esta continua despolarización da como resultado múltiples vectores, pero que se resumen en tan solo dos: un vector de aurícula derecha dirigido adelante, abajo y a

la derecha y un vector de aurícula izquierda dirigido atrás, a la izquierda y abajo. (ver Fig. 9.) [2].

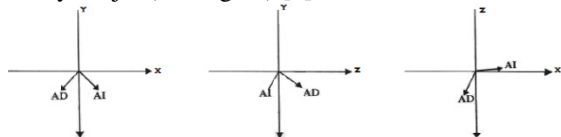


Figura 9. Ubicación de los vectores principales de la activación auricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2].

La suma algebraica de estos vectores dará lugar a un vector de despolarización Auricular llamado vector máximo P en vectocardiografía, y eje eléctrico de P para electrocardiografía; el cual estará ubicado en el espacio hacia abajo, a la izquierda y habitualmente hacia adelante [2]. (Ver Fig. 10.).

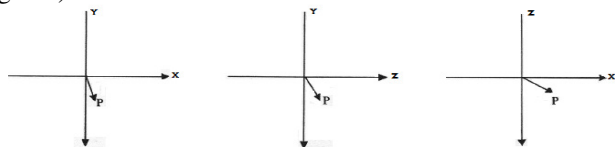


Figura 10. Ubicación habitual del vector máximo P. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

• Activación Ventricular

Esta puede resumirse en tres vectores principales.

Primer vector

El estímulo ingresa por el Has de His, dividiéndose en dos por cada una de las ramas (derecha e izquierda) y despolarizando estas regiones simultáneamente, originando una primera fuerza en la que predominan los componentes izquierdos sobre los derechos, dirigiéndose hacia adelante, discretamente a la derecha, y arriba (corazón vertical) o abajo (corazón horizontal), ubicándose en los octantes anterosuperior o anteroinferior derecho. Su dirección es hacia adelante, por lo cual es complicado su estudio en el Plano Frontal [2]. (Ver Fig. 11.).

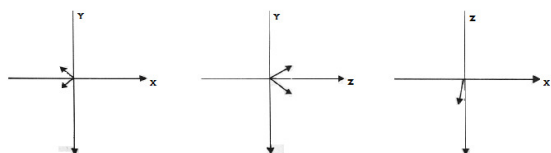


Figura 11. Ubicación del primer vector de la activación ventricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Segundo Vector

Continuando, la activación se extiende a las paredes ventriculares, teniendo una dirección que va de punta a base y de regiones medias laterales. Esta activación da como resultado un vector que se dirige hacia la izquierda, discretamente atrás y hacia abajo, que será resultado de la suma de las fuerzas de la pared libre de VD (2d) y VI (2i) [2], orientándose como se muestran en la Fig. 12.

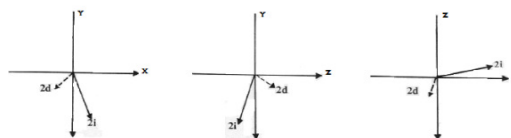


Figura 12. Ubicación del segundo vector de la activación ventricular, en línea cortada (por ser virtual) el vector, de paredes libres, ventricular derecho. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Tercer Vector

Por último se despolarizan las regiones superiores (posterosuperiores) del septum y las porciones basales de ambos ventrículos (zonas adyacentes al surco aurioventricular). Las orientaciones se muestran en la Fig. 13.



Figura 13. Ubicación del tercer vector de la activación ventricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

• Rotaciones

La activación ventricular describirá un bucle, que rotará en sentido horario o anti-horario en los tres planos convencionales.

Plano Frontal

El primer vector será el responsable de la rotación anti-horaria y horaria, y si este se ubica en el cuadrante inferior y derecho, la rotación será anti-horaria [2] (ver Fig. 14.).

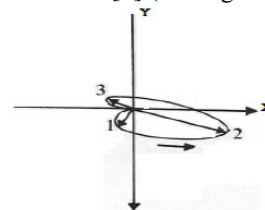


Figura 14. Plano Frontal con rotación anti-horaria. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Si se encuentra ubicado en el cuadrante superior y derecho, dará una rotación anti-horaria si se proyecta más a la derecha el primero que el tercero y horaria si se proyecta más a la derecha del tercero que el primero.

Existen excepciones, causadas principalmente por un entrecruzamiento que da como resultado una rotación distinta a la esperada [2] (ver Fig. 15. (c) y (d)).

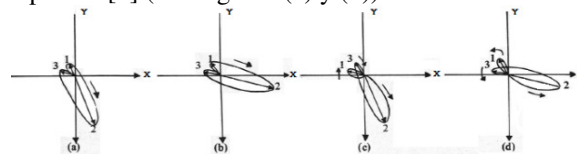


Figura 15. Plano Frontal y posibles rotaciones. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Plano Sagital Derecho

La rotación en este plano siempre será horaria. En la Fig. 16. se puede apreciar cómo se mantiene la rotación horaria en aquellos casos en el que el tercer vector toma una posición anormal arriba y adelante (por ejemplo en el “corazón con punta atrás”) [2].

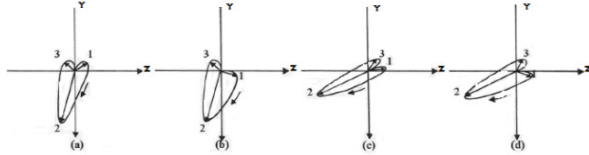


Figura 16. Plano Sagital Derecho y sus rotaciones. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Plano Horizontal

La rotación será anti-horaria, cuando el primer vector se encuentre en condiciones normales, siempre adelante y el segundo siempre a la izquierda. En este plano se observa que la Activación Ventricular se hace de punta a base y de porciones medias laterales [2] (ver Fig. 17.).

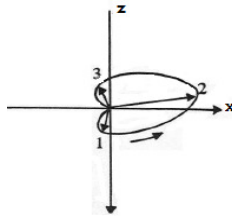


Figura 17. Plano Horizontal Normal. Fuente: Carli, Alberto J. et al [2]

Bucle normal

Estará ubicado globalmente en el octante posteroinferior izquierdo con un vector máximo que en el plano Frontal tendrá un valor máximo o normal de 2,2 mV y en el Horizontal y Sagital de 2mV. Este se medirá trazando una recta desde el punto 0 al más alejado [2].

En la Fig. 18. se visualiza la forma del vectocardiograma visto desde tres planos distintos.

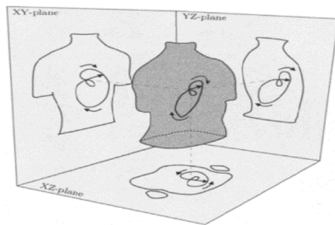


Fig. 18. Planos del vectocardiograma. Fuente: Leif Sornmo [3]

• Correlación con el electrocardiograma

Con el Plano Frontal

Se utiliza el sistema hexaxial de la Fig. 19. Se tiene en cuenta las derivaciones electrocardiográficas presentes en este plano, tales como D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF.

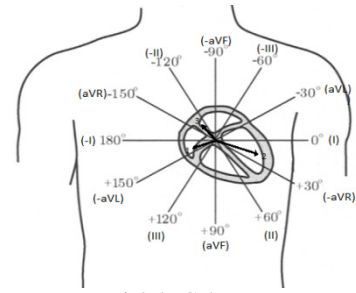


Figura 19. Sistema Hexaxial de Cabrera. Fuente: Leif Sornmo [3]

En D1 se entiende como fuerza positiva toda aquella que se dirija a la izquierda y negativa hacia la derecha con eje de derivación entre $+90^\circ$ y -90° ; D2 positiva debajo de -30° y $+150^\circ$, negativa arriba de esta; D3 positiva debajo de $+30^\circ$ y -150° , negativa debajo de esta; aVF positiva debajo de 0° y $\pm 180^\circ$, negativa encima de este eje; aVR positivos ubicados a la izquierda entre $+120^\circ$ y -60° negativos a la derecha de este eje; finalmente para aVL serán positivos los vectores ubicados a la derecha del eje entre -120° y $+60^\circ$ negativos a la izquierda del mismo [2].

Con el Plano Horizontal

Las derivaciones precordiales derechas darán a conocer como positivas las fuerzas que se dirijan hacia adelante y/o a la derecha, y como negativas las que vayan hacia atrás y/o a la izquierda. Por otro lado las precordiales izquierdas registrarán positivas las fuerzas hacia la izquierda y negativas las que se dirijan a la derecha, hacia adelante, o atrás y a la derecha [2]. En la Fig. 20. se muestra el plano horizontal de un vectocardiograma normal.

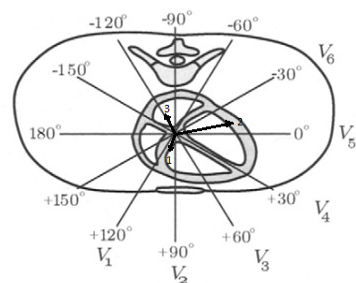


Figura 20. Análisis del Plano Horizontal. Fuente: Leif Sornmo [3]

V. ESQUEMA VECTORIAL ELECTRICO DEL CORAZON

El método empleado para la realización del vectocardiograma presentado en esta tesis consta de los siguientes pasos:

A. Determinar el centro de masa de cada lazo.

Al realizar las medidas, cada punto es tratado como una partícula física. A cada punto se le asigna una masa proporcional a la velocidad a la cual es trazado el lazo en ese punto. Debido a que las mediciones se realizan en intervalos de tiempo iguales, la masa es proporcional a la distancia de los puntos que se encuentran alrededor [4].

Teniendo en cuenta que las coordenadas del i -ésimo punto son (x_i, y_i, z_i) y que su masa es m_i , La coordenada x del centro de masa se obtiene a partir de la ecuación (2):

$$X_{\text{centro de masa}} = \frac{\sum_i m_i x_i}{\sum_i m_i} \quad (2)$$

Donde las sumatorias son de 1 a N. Las fórmulas para las coordenadas Y y Z son análogas.

$$\begin{aligned} Y_{\text{centro de masa}} &= \frac{\sum_i m_i y_i}{\sum_i m_i} \\ Z_{\text{centro de masa}} &= \frac{\sum_i m_i z_i}{\sum_i m_i} \end{aligned} \quad (3)$$

B. Definición del plano principal que pasa a través del centro de masa el cual es el más cercano a cada punto del lazo.

Después de hallar las coordenadas del centro de masa, el plano principal puede ser determinado encontrando un vector normal a dicho plano. Para eso, inicialmente se cambian las coordenadas del sistema de tal forma que su origen quede ubicado en las coordenadas del centro de masa [4].

Para realizar lo anterior se considera un plano P a través del origen y a $\vec{n} = (n_x, n_y, n_z)$ como un vector unitario normal al plano P [4].

Suponiendo un punto p con coordenadas (x, y, z) , la distancia D desde el punto p es igual a la proyección del vector (x, y, z) sobre \vec{n} . Debido a que \vec{n} es un vector unitario se tiene que

$$\frac{\vec{n}^2}{\vec{n}} = 1 \quad (4)$$

Y la proyección es igual al producto escalar.

$$D = n_x x + n_y y + n_z z \quad (5)$$

La distancia cuadrática está dada por:

$$D^2 = n_x^2 x^2 + n_y^2 y^2 + n_z^2 z^2 + 2n_x n_y xy + 2n_x n_z xz + 2n_y n_z yz \quad (6)$$

Puesto que las coordenadas del i -ésimo punto son x_i, y_i, z_i , se tiene que:

$$S_{xx} = \sum x_i^2 \quad S_{xy} = \sum x_i y_i \quad S_{xz} = \sum x_i z_i \quad (7)$$

Por lo tanto, la suma de las distancias al cuadrado de todos los puntos pertenecientes al lazo es:

$$S = \sum D_i^2 = n_x^2 S_{xx} + n_y^2 S_{yy} + n_z^2 S_{zz} + 2n_x n_y S_{xy} + \dots + 2n_y n_z S_{yz} \quad (8)$$

Siendo la anterior suma una función del vector \vec{n}

$$S = S(\vec{n}) = S(n_x, n_y, n_z) \quad (9)$$

Se requiere encontrar el vector que minimice $S(\vec{n})$, lo cual es de mucha ayuda para entender la relación que existe entre la suma $S(\vec{n})$ y el momento de inercia.

El momento de inercia de un punto físico respecto a un eje dado es igual a la masa de dicho punto multiplicado por la distancia desde el eje al cuadrado [4].

Si la masa del punto p es 1, el momento de inercia es igual a $R^2 * 1 = R^2$. Si cada uno de los puntos del lazo tiene masa 1, el momento total de inercia alrededor del eje \vec{n} es [4]:

$$J(\vec{n}) = S_{xx} + S_{yy} + S_{zz} - S(\vec{n}) \quad (10)$$

Es sabido que cada sistema de masas puntuales tiene un eje de máxima inercia y un eje de mínima inercia, y que los dos forman un ángulo recto entre sí. Juntos, con un tercer eje perpendicular a ellos, conforman el eje principal de inercia. El plano principal es perpendicular al eje de máxima inercia [4].

Teniendo en cuenta que $n_x = x/\sqrt{S(\vec{n})}, n_y = y/\sqrt{S(\vec{n})}, n_z = z/\sqrt{S(\vec{n})}$, entonces

$$S = x^2 S_{xx} + y^2 S_{yy} + \dots + 2yz S_{yz} \quad (11)$$

Al dividir ambos lados de la igualdad por S se obtiene

$$1 = x^2 S_{xx} + y^2 S_{yy} + \dots + 2yz S_{yz} \quad (12)$$

La anterior ecuación describe una superficie de segundo grado, la cual puede ser una elipse. El eje más grande de esta elipse corresponde a la dirección de $S(\vec{n})$.

En los sistemas coordenados rotacionales siempre se pueden transformar las ecuaciones de cualquier superficie de segundo orden a la forma [4]

$$Ax^2 + By^2 + Cz^2 = 1 \quad (13)$$

Los ejes del sistema transformado que corresponden a los valores más pequeños de A, B y C son los que contienen la dirección necesitada.

Se define la matriz M como:

$$M = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{xy} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{xz} & S_{yz} & S_{zz} \end{pmatrix} \quad (14)$$

La matriz anterior se denomina matriz de inercia. Usando esta matriz se puede reescribir la ecuación (15) como:

$$(x \ y \ z)M \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = 1 \quad (15)$$

La rotación del sistema coordenado es definida por la multiplicación de las coordenadas y una matriz ortonormal T . suponiendo que u, v, w son las coordenadas del sistema rotado, se tiene que:

$$(x \ y \ z) = (u \ v \ w)T^{-1}, \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} \quad (16)$$

Por lo tanto

$$(u \ v \ w)D \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} = 1 \quad (17)$$

Donde $D = T^{-1}MT$. Multiplicando a ambos lados de esta última ecuación por T se obtiene lo siguiente:

$$MT = TD \quad (18)$$

Escribiendo esto explícitamente se obtiene la siguiente ecuación:

$$\begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{xy} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{xz} & S_{yz} & S_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_1 & 0 & 0 \\ 0 & d_2 & 0 \\ 0 & 0 & d_3 \end{pmatrix} \quad (19)$$

Las tres columnas de T son idénticas a los eigenvectores de M , y los elementos de la diagonal de D son los eigenvalores correspondientes a ellos. Puesto que los elementos de la diagonal de D son los coeficientes A, B y C de la ecuación 13, la dirección que se busca está definida por los eigenvectores que corresponden a los eigenvalores más pequeños. Estos eigenvalores son igual a $S(\bar{n})$ para esa dirección.

VI. IMPLEMENTACIÓN

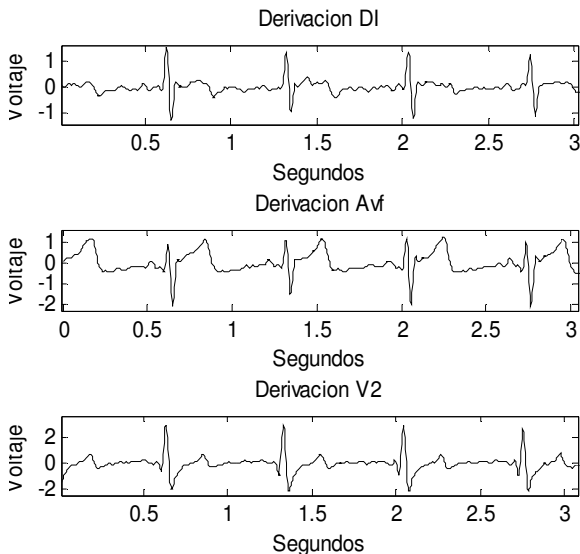


Figura 21. Canales cuasi ortogonales DI, Avf, V2. Fuente: autor.

A partir de tres canales cuasi-ortogonales entre sí como son los canales DI (derivación Bipolar), Avf y V2 (derivación monopolar), y debido a la forma como se adquieren las señales [5], se obtiene una representación eléctrica del corazón sobre cada uno de los tres ejes rectilíneos del cuerpo, de tal modo que se determina la forma aproximada del disparado eléctrico en las diferentes planos del corazón [6].

En la Fig. 21. se visualiza la información no redundante de los tres canales cardiacos adquiridos a partir de la configuración clásica del triángulo de Eithoven.

La información proporcionada por los tres canales se proyecta sobre los tres ejes principales espaciales (x,y,z) de modo que se obtiene una representación en el sistema de coordenadas cartesianas de los valores del potencial eléctrico presentes en la superficie del corazón.

Para generar de forma correcta el vectocardiograma, se realiza el cálculo del centro de masa de cada señal para determinar el origen del sistema coordenado. Este centro de masa se calcula a partir del valor promedio de la señal adquirida en cada canal. En la Fig. 22. se puede observar el C.M. en color amarillo.

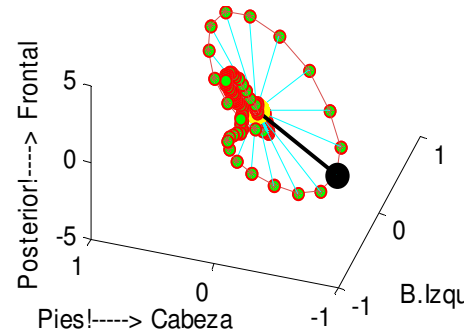


Figura 22. Vectocardiograma. Fuente: autor.

A continuación se determina el eje de momento de inercia total a partir de la localización de cada una de las muestras localizadas en el espacio, teniendo en cuenta siempre que la masa es 1 [4].

Al tener este eje calculado, se procede a determinar el plano de proyección, donde cada punto perteneciente al vectocardiograma se puede proyectar con mínima distancia utilizando el método de mínimos cuadrados, determinado por el cálculo de eigenvectores y eigenvalores [4].

A partir de este cálculo se determina el valor propio mínimo, valor que determinará el plano que minimiza la proyección de los puntos en el espacio [4].

Determinado el plano en el espacio se procede a proyectar cada punto del lazo del vectocardiograma sobre este plano.

De esta forma se tendrán valores sobre un plano principal para poder comparar resultados de una forma más objetiva, dentro de las coordenadas establecidas.

La implementación también consta de funciones, que al anular cierta componente, obtiene la proyección de los puntos de muestreo sobre el plano deseado como se muestra en la Fig. 23.

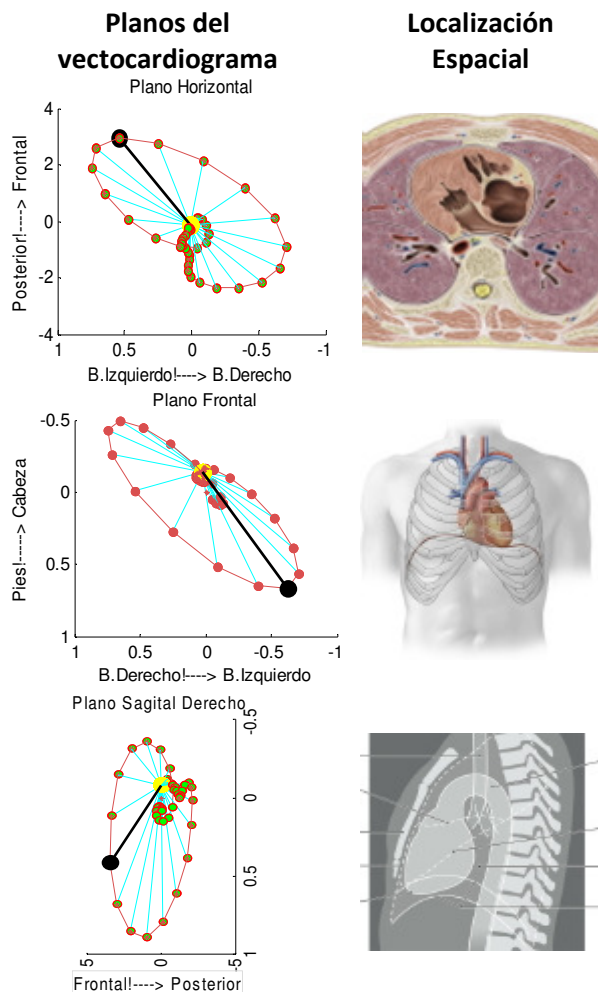


Figura 23. Vectocardiograma proyectado sobre planos transversales, sagitales y frontales. Fuente: autor.

VII. RESULTADOS

Al calcular el vectocardiograma para diferentes tipos de anomalías: latidos ectópicos, arritmias, ataque cardíaco, se pudo observar cambios no solo en la magnitud y ángulo del eje eléctrico del corazón sino, además en la forma de estos.

En la Fig. 24. se aprecia como el latido ectópico hace que cambie la forma total del disparo eléctrico del corazón, permitiendo ver en un solo esquema el impacto de los cambios de forma de la onda de los tres canales.

De esta forma se podrá localizar anatómicamente el latido ectópico y determinar el foco que origina este evento [7].

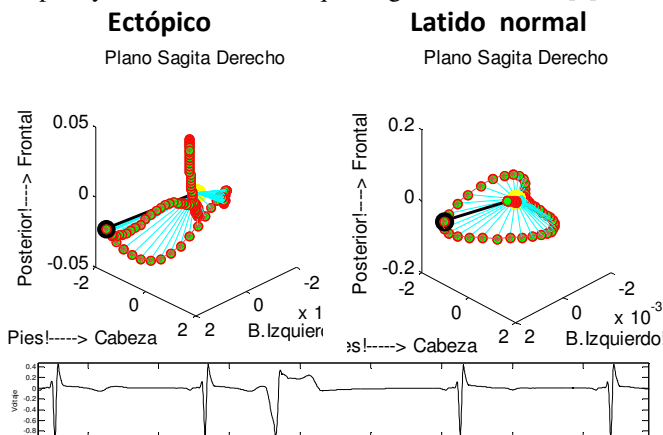


Figura 24. Comparación del vectocardiograma de un latido ectópico frente a un latido normal de un mismo paciente.

Fuente: autor.

Las arritmias ventriculares se caracterizan por tener un complejo QRS ancho debido a que los ventrículos se activan por un tejido que no está en conducción lo cual significa una re-polarización anormal [8].

En la Fig. 25a, se da a conocer este tipo de anomalías. En el electrocardiograma se puede apreciar el QRS ancho y su aparición repentina, mientras que en la Fig. 24b. se muestra el vectocardiograma de un latido normal y el latido atípico presente. En el vectocardiograma se puede apreciar como el vector normal en negro, se separa totalmente del lazo que representa al latido fallido, el cual se aprecia en una dirección totalmente diferente a este.

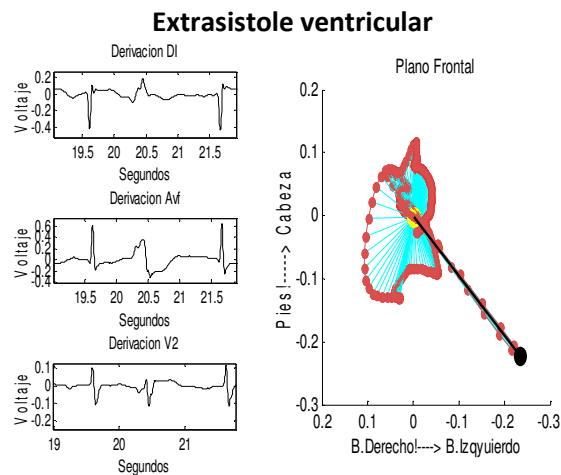


Figura 25. Extrasístole ventricular. Fuente: autor.

Otra utilidad del vectocardiograma se presenta en el estudio del infarto Agudo al miocardio (IAM) [9] que se presenta en la Fig. 26. En la señal electrocardiográfica del IAM se aprecia que en la derivación aVF el complejo QRS pierde su forma habitual debido a una incorrecta polarización ocasionada por

corrientes inversas, originadas por el tejido muerto. Como resultado de lo anteriormente dicho, la forma y dirección del vectocardiograma cambian drásticamente.

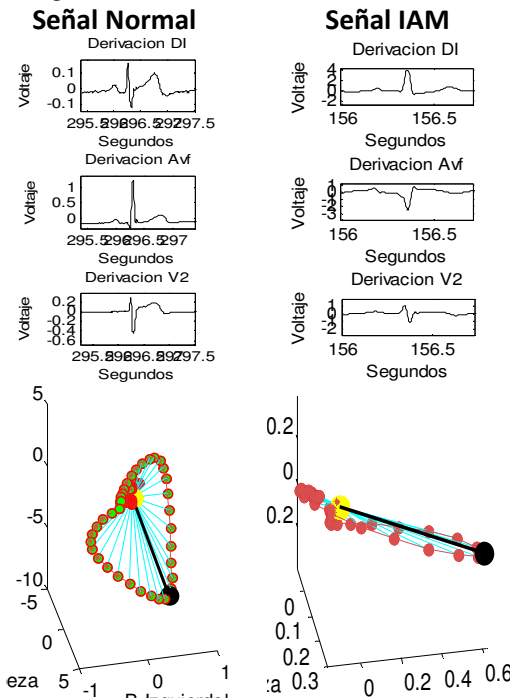


Figura 26. Electrocardiograma y vectocardiograma de una señal normal frente a una señal con ataque cardíaco.

VIII. CONCLUSIONES

- Las herramientas que contiene MATLAB para adquisición de señales son óptimas para adquirir datos en tiempo real, sin embargo, se debe tener en cuenta que la máquina no es de propósito específico, siendo esto una limitante ya que la eficacia depende del número de aplicaciones que este corriendo el PC en ese instante.
- El vectocardiograma presenta una gran ventaja respecto al electrocardiograma, ya que muestra el comportamiento eléctrico del corazón en una sola gráfica, permitiendo observar la orientación espacial y la magnitud de los vectores en cada momento, patrones topológicos del corazón, entre otros [1].
- Con el vectocardiograma se podrá analizar la presencia amorfa o no de las ondas típicas del electrocardiograma (onda P, onda T y el complejo QRS), ya que cada una de estas representa un pequeño lazo dentro de la proyección.
- Un estudio más profundo del vectocardiograma permitirá analizar bloqueos de ramas derecha o izquierda, arritmias ventriculares y auriculares, estudiar individualmente procesos de polarización y de re-polarización cardíaca, de esta forma estudiar características de las diferentes ondas

de importancia del corazón como lo son la onda P, la onda T y el complejo QRS [10].

- El vectocardiograma podrá ser utilizado en el estudio de problemas cardíacos propios de la región, como el mal de CHAGAS [11], el cual serviría para obtener eficazmente un diagnóstico tomando diversos parámetros de este, como el eje mayor y menor de la representación espacial de la actividad eléctrica del corazón.

REFERENCIAS

- Andrés Ricardo Pérez Riera, M.D., Augusto H. Uchida, M.D, Celso Ferreira Filho, M.D, Adriano Meneghini, M.D, Celso Ferreira, M.D., PH.D., Edgardo Schapacknik, M.D., Sergio Dubner, M.D., Paulo Moffa, M.D., PH.D. Significance of Vectorcardiogram in the Cardiological Diagnosis of the 21st Century. Sao Paulo : s.n., 2007. 30, 319–323.
- Vectocardiografía Analítica. Carli, Alberto J, Suárez Luis D. Buenos Aires : s.n., 1977. pp, 1-13.
- Sörnmo, Leif. Bioelectrical Signal Processing . s.l. : EVICAB, 2010.
- Presentation and Analysis of Vector Electrocardiograms. Anna, Redz. suiza : s.n., 1998.
- QT Dispersion: Comparison of Orthogonal, Quasi-orthogonal, and 12-Lead Configurations. Sainte Claude, Badilini Fabio, Blanche Pierre M., Kedra Antoni, Coumel Philippe, Coumel Philippe. Paris, France. : Department of Cardiology, Hôpital Lariboisière.
- JA Belloch, MS Guillem, A Climent, J Millet, D Hüsser, A Bollman. Comparison of Different Methods for the Derivation of the Vectorcardiogram from the ECG and Morphology Descriptors . Magdebur : s.n.
- M Lemay, V Jacquemet, C Duchene, A van Oosterom, R Abacherli, JM Vesin. Activity Level of an Atrial Ectopic Focus Observed through the Atrial Vectorcardiogram: A Biophysical Model. Switzerland : s.n., 2009. 0276–6574.
- D Romero, M Ringborn, P Laguna, O Pahlm, E Pueyo. A Vectorial Approach for Evaluation of Depolarization Changes during Acute Myocardial Ischemia Computing in Cardiology ;37:265–268, ISSN . 2010. 0276–6574.
- G. HOWITT AND T. D. V. LAWRIE. VECTORCARDIOGRAPHY IN MYOCARDIAL INFARCTION. Glasgow : s.n., 1959.
- Magnus Åström, Elena Carro Santos, Leif Sörnmo, Pablo Laguna, and Björn Wohlfart. Vectorcardiographic Loop Alignment and the Measurement of Morphologic Beat-to-Beat Variability in Noisy Signals. s.l. : IEEE, 2000. 0018–9294.

- [11]. Raúl Correa, Eric Laciari, Pedro Arini, and Raimon Jané. Analysis of QRS Loop in the Vectorcardiogram of Patients with Chagas Disease. Buenos Aires : s.n., 2010.