



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

**IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO PARA LA REPRESENTACIÓN  
VECTORIAL DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN EN UN  
ESPACIO TRIDIMENSIONAL**

**Por:**

**JULIÁN DARÍO INFANTE VIVAS  
MAURICIO JAVIER PEÑA QUIMBAYO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELECTRICA ELECTRONICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2011**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

**IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO PARA LA REPRESENTACIÓN  
VECTORIAL DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN EN UN  
ESPACIO TRIDIMENSIONAL**

**JULIÁN DARÍO INFANTE VIVAS  
MAURICIO JAVIER PEÑA QUIMBAYO**

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de ingeniero  
electrónico

Director:

**MSc. JAIME GUILLERMO BARRERO**

Codirector:

**MSc(c). CARLOS ANDRÉS NIÑO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELECTRICA ELECTRONICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2011**

## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
I. INTRODUCCION	13
II. CONSTRUCCION DEL ELECTROCARDIOGRAMA DE TRES CANALES	14
A. Amplificación	14
B. Filtrado	14
C. Convertidor analógico-digital	15
D. Microcontrolador	15
E. Módulo inalámbrico	15
III. ADQUISICION DE DATOS UTILIZANDO PUERTO SERIE-USB, MATLAB Y LABVIEW	16
A. LabView	16
B. Matlab	16
IV. EL VECTOCARDIOGRAMA	17
A. Plano frontal	17
B. Sagital	17
C. Horizontal	17
D. Activación auricular	18
E. Activación ventricular	18
Primer vector	18
Segundo vector	18
Tercer vector	18
F. Rotaciones	19
Plano frontal	19
Plano sagital derecho	19
Plano horizontal	19

G. Bucle normal	19
H. Correlación con el electrocardiograma	19
Con el plano frontal	19
Con el plano horizontal	20
V. ESQUEMA VECTORIAL ELÉCTRICO DEL CORAZÓN	20
A. Determinar el centro de masa	20
B. Definición del plano principal	20
VI. IMPLEMENTACION	22
VII. RESULTADOS	23
VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	24
IX. BIBLIOGRAFIA	24

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Diagrama de bloques del sistema implementado	14
Figura 2. Filtro pasa-bajas	15
Figura 3. Respuesta en frecuencia del filtro pasa-bajas	15
Figura 4. Respuesta en frecuencia del filtro de octavo orden	15
Figura 5. Diagrama de flujo programa del microcontrolador	16
Figura 6. Procesamiento de la información de un canal en LabView	16
Figura 7. Esquema del algoritmo para la adquisición de la señal cardiaca	17
Figura 8. Planos empleados en la vectocardiografía	17
Figura 9. Ejes empleados en la vectocardiografía	17
Figura 10. Esquema del sistema de conducción del estímulo cardiaco	18
Figura 11. Ubicación de los vectores principales de la activación auricular	18
Figura 12. Ubicación habitual del vector máximo P	18
Figura 13. Ubicación del primer vector de la activación ventricular	18
Figura 14. Ubicación del segundo vector de la activación ventricular	18
Figura 15. Ubicación del tercer vector de la activación ventricular	18
Figura 16. Plano frontal con rotación anti-horaria	19
Figura 17. Plano frontal y posibles rotaciones	19
Figura 18. Plano sagital derecho y sus rotaciones	19
Figura 19. Plano horizontal normal	19
Figura 20. Planos del vectocardiograma	19
Figura 21. Sistema hexaxial de Cabrera	19
Figura 22. Análisis del plano horizontal	20
Figura 23. Canales cuasi ortogonales DI, Avf, V2	22
Figura 24. Vectocardiograma	22

Figura 25. Vectocardiograma proyectado sobre los tres planos	22
Figura 26. Comparación del vectocardiograma de un latido ectópico frente a un latido normal de un mismo paciente	23
Figura 27. Extrasístole ventricular	23
Figura 28. Electrocardiograma y vectocardiograma de una señal normal frente a una señal con ataque cardíaco	23

## RESUMEN

**TITULO:** IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO PARA LA REPRESENTACIÓN VECTORIAL DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN EN UN ESPACIO TRIDIMENSIONAL <sup>1</sup>

**AUTORES:** Julián Darío Infante Vivas<sup>2</sup>, Mauricio Javier Peña Quimbayo<sup>2</sup>

**PALABRAS CLAVES:** Amplificador de instrumentación, conversión serial-USB, Proyección Electrocardiograma, vectocardiograma, centro de masa, momento de Inercia, plano principal

En este trabajo se presenta la implementación de un modelo para representar gráficamente la actividad eléctrica del corazón. Para realizar esta implementación, se cuenta con un sistema de adquisición de señales cardiacas conformado por un grupo de amplificadores y filtros que acondicionan la señal eléctrica generada en el corazón.

La ganancia de la etapa en la que se implementa el filtro es unitaria, de lo contrario, se estaría amplificando señales no deseadas provenientes del entorno y del sistema mismo de adquisición. Seguido a esto, se aplica una etapa de amplificación a la cual se le asigna la ganancia necesaria para poder observar con detalle la onda generada por la polarización y despolarización cardiaca (onda P, complejo QRS y onda T). Posteriormente esta señal pasa a través de un microcontrolador, el cual se encarga de realizar la digitalización de la misma por medio del módulo conversor analógico-digital.

Finalmente por medio de un módulo *Xbee*, se realiza la transmisión de los datos en forma serial a un computador, en donde es desarrollado el modelo nombrado inicialmente. Para implementar el modelo se determina el centro de masa de cada lazo. Para esto, cada punto es tratado como una partícula física, a la cual se le asigna masa unitaria. Luego, se define el plano principal que pasa a través del centro de masa, el cual es el más cercano a cada punto del lazo.

---

<sup>1</sup>Proyecto de grado desarrollado en la modalidad de investigación

<sup>2</sup>Facultad de ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica Electrónica y telecomunicaciones Director: MSc. Jaime Guillermo Barrero. Co-director: MSc(c). Carlos Niño.

## ABSTRACT

**TITLE:** IMPLEMENTATION OF A MODEL FOR VECTOR REPRESENTATION OF THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE HEART IN A THREE-DIMENSIONAL SPACE<sup>1</sup>

**AUTHORS:** Julián Darío Infante Vivas<sup>2</sup>, Mauricio Javier Peña Quimbayo<sup>2</sup>

**KEYWORDS:** Instrumentation amplifier, USB-serial conversion, electrocardiogram, projection, center of mass, moment of inertia, principal plane, vectocardiogram

This paper presents the implementation of a model to represent graphically the electrical activity of the heart in a three-dimensional space. For this implementation, it has a system of acquiring cardiac signals formed by a group of amplifiers and filters to condition the electrical signal generated in the heart.

The gain of the filter stage has unity gain; otherwise, it would amplify unwanted signals from the environment and the acquisition system itself. Following this, apply an amplifier stage to which is assigned the necessary gain to observe in detail the wave generated by polarization and depolarization of heart (P wave, QRS complex and T wave). Subsequently, this signal passes through a microcontroller, which is responsible for the digital conversion of that signal through the analog-digital converter module.

Finally, through an XBee module is done transmitting the data serially to a computer, where the model initially appointed is developed. To implement the model determines the center of mass of each loop. For this, each point is treated as a particle physics, which assigns unit mass. Each system of mass point has an axis of maximum inertia and an axis of minimum inertia and these two axes form a right angle. Together with a third axis perpendicular to them form the principal axes of inertia. Then, we define the principal plane passing through the center of mass, which is the closest to each point of the loop.

---

<sup>1</sup>Degree's Project developed for investigation purposes

<sup>2</sup>Physical-Mechanical Faculty, Electric, Electronic and Telecommunications department, Director: MSc. Jaime Guillermo Barrero. Co-director: MSc(c). Carlos Niño.

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

Julián Infante

Universidad industrial de Santander  
Grupo CEMOS  
Bucaramanga, Colombia  
jinfante1@hotmail.com

Jaime Barrero

Universidad industrial de Santander  
Grupo CEMOS  
Bucaramanga, Colombia  
jbarrero@uis.edu.co

Mauricio Peña

Universidad industrial de Santander  
Grupo CEMOS  
Bucaramanga, Colombia  
japequi72@hotmail.com

Carlos Niño

Universidad industrial de Santander  
Grupo CEMOS  
Bucaramanga, Colombia  
c\_andresvtn@hotmail.com

**Resumen** – En este trabajo se presenta la implementación de un modelo para representar gráficamente la actividad eléctrica del corazón. Para realizar esta implementación, se cuenta con un sistema de adquisición de señales cardiacas conformado por un grupo de amplificadores y filtros que acondicionan la señal eléctrica generada en el corazón.

Posteriormente esta señal pasa a través de un microcontrolador, el cual se encarga de realizar la digitalización de la misma. Finalmente por medio de un módulo *Xbee*, se realiza la transmisión de los datos en forma serial a un computador, en donde es desarrollado el modelo nombrado inicialmente.

**Índice de Términos** – Amplificador de instrumentación, conversión serial-USB, Electrocardiograma, Vectocardiograma, centro de masa, momento de inercia, plano principal, proyección.

**Abstract** - This paper presents the implementation of a model to represent graphically the heart's electrical activity. For this implementation, it has a system of

acquiring cardiac signals formed by a group of amplifiers and filters to condition the electrical signal generated in the heart. The gain of the filter stage has unity gain; otherwise, it would amplify unwanted signals from the environment and the acquisition system itself. Following this, apply an amplifier stage to which is assigned the necessary gain to observe in detail the wave generated by polarization and depolarization of heart. Subsequently, this signal passes through a microcontroller, which is responsible for the scan of the same through the analog-digital converter module. Finally, through an XBee module is done transmitting the data serially to a computer, where the model initially appointed is developed

**Keywords**–Instrumentation amplifier, USB-serial conversion, electrocardiogram, projection center of mass, moment of inertia, principal plane, vectocardiograma.

## I.INTRODUCCIÓN

Debido al acelerado ritmo de vida que llevan la mayoría de personas hoy en día y los cambiantes hábitos alimenticios, la frecuencia con que se

presentan los problemas cardiacos ha ido aumentando rápidamente <sup>(1)</sup>. Por eso es necesaria la detección temprana de dichos problemas, para lo cual se cuenta en la actualidad con una gama de aparatos como los electrocardiógrafos, que se encargan de recibir y procesar los impulsos eléctricos provenientes del corazón, los cuales son analizados por una persona capacitada para dicho propósito. Gracias a los avances de la tecnología, dichos equipos permiten disminuir el tiempo empleado en el análisis y detección del posible problema, hecho que es muy importante máxime cuando hay vidas en juego. Otro aspecto importante de esos avances, es la disminución en el costo de los análisis para la detección de las posibles falencias, ampliando el acceso de la población en general a ellos. 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 los potenciales eléctricos generados 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 DI, genera los vectores que mapean la actividad eléctrica de este, posteriormente los resultados son presentados en un entorno gráfico 3D.

## II. CONSTRUCCIÓN DEL ELECTROCARDIOGRAFO DE TRES CANALES

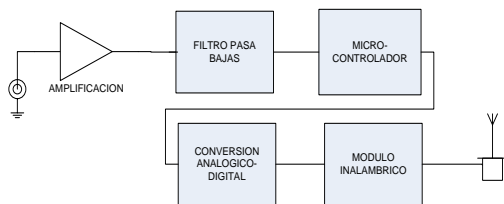


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema implementado.  
 Fuente: autor.

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 figura 1. A continuación se explican cada una de estas etapas.

### A. 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 $\Omega$ , 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 pos-amplificación 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.

### B. 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 (100dB). El filtro *Butterworth* de orden 8 consta de 4 etapas en cascada, cada una de estas de orden 2.

La ganancia de cada una de estas etapas es unitaria, lo cual evita que se amplifique el ruido presente en la señal eléctrica adquirida, posteriormente se adecua una etapa de amplificación con ganancia fijada en 100.

Teniendo en cuenta que las señales electrofisiológicas cardiacas son de baja frecuencia <sup>(2)</sup>, 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.

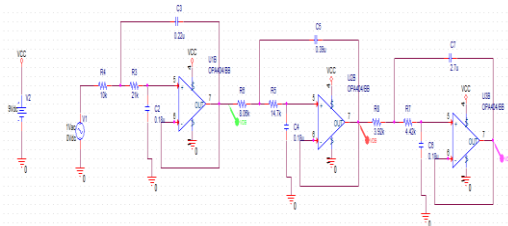


Figura 2. Filtro pasa-bajas.  
Fuente: autor.

En la figura 2 se presenta la implementación de las tres primeras etapas del filtro y en la figura 3 se puede observar la respuesta en frecuencia. Es fácilmente apreciable que a medida que se adiciona una etapa en cascada la respuesta en frecuencia se hace más selectiva.

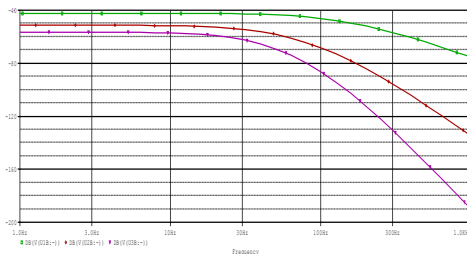


Figura 3. Respuesta en frecuencia del filtro pasa-bajas implementando tres etapas. Fuente: autor.

Finalmente en la figura 4 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.

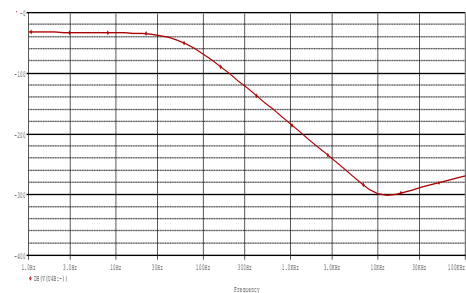


Figura 4. Respuesta en frecuencia del filtro de octavo orden.  
Fuente: autor.

### C. 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.

### D. 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 figura 5 se muestra el diagrama de flujo del programa implementado en el microcontrolador.

Cómo se observa en la figura 5, 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.

### E. 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.

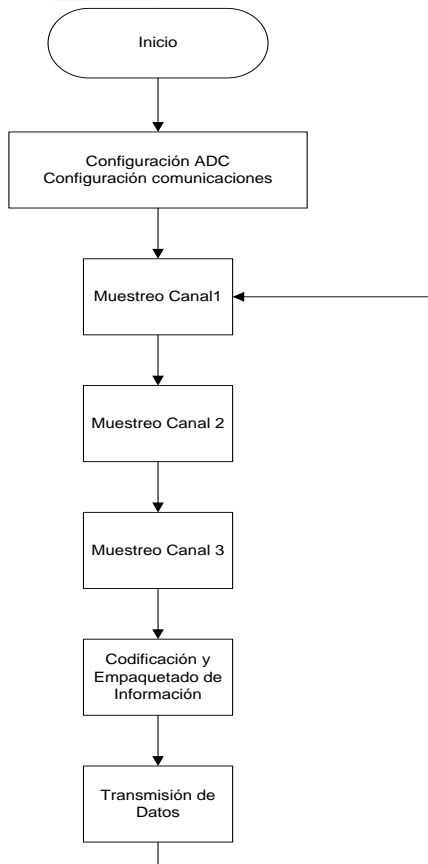


Figura 5. Diagrama de flujo programa del microcontrolador.  
Fuente: autor.

### III. ADQUISICIÓN DE DATOS UTILIZANDO PUERTO SERIE-USB, MATLAB Y LABVIEW

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.

#### A. 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.

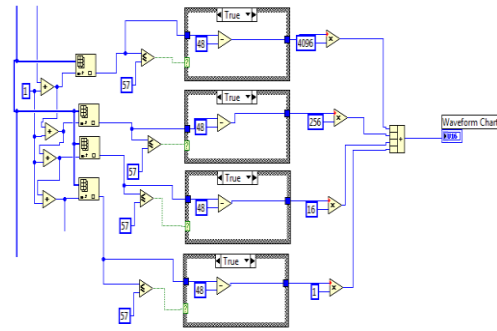


Figura 6. Procesamiento de la información de un canal en LabView. Fuente: autor.

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 figura 6.

#### B. Matlab

Ya que los datos adquiridos son transmitidos por el puerto serie del PC, estos datos son obtenidos en tramas que aseguran el tiempo real de la adquisición, posteriormente son mostrados en la interfaz gráfica diseñada.

Para tener acceso a los datos del puerto serie, se usó el comando *SERIAL* de *Matlab*, el cual crea un objeto con todas las propiedades deseadas para esta aplicación de la siguiente forma:

```

SerPIC = serial('COM1');
Set(SerPIC,'BaudRate',115100);
set(SerPIC,'DataBits',8);
set(SerPIC,'Parity','none');
set(SerPIC,'StopBits',1);
set(SerPIC,'FlowControl','none');
set(SerPIC,'ReadAsyncMode','Continuos')
  
```

Esta configuración permite el acople con la forma de enviar datos empleada por el microcontrolador. Al estar configurado, se procede a leer el puerto con la siguiente instrucción:

```

fread(SerPIC,330,'char')
  
```

Esta función permite tomar 330 datos en el puerto serie. Con estos datos y teniendo en cuenta la cabecera de la trama de datos (10), se procede a tomar cada valor de tensión para cada canal de adquisición, teniendo en cuenta que estos datos vienen en formato ASCII. En el diagrama de flujo de la figura 7 se presentan los diferentes procesos para obtener las señales de cada canal.

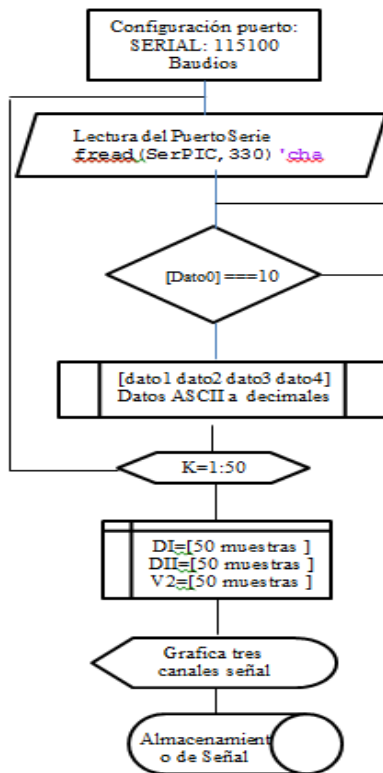


Figura 7. Esquema del algoritmo para la adquisición de la señal cardíaca. Fuente: autor.

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.

#### IV. EL VECTOCARDIOGRAMA

El vectocardiograma es una representación espacial de los potenciales eléctricos generados durante la actividad cardíaca, los cuales son analizados en tres planos ortogonales (ver figura 8).

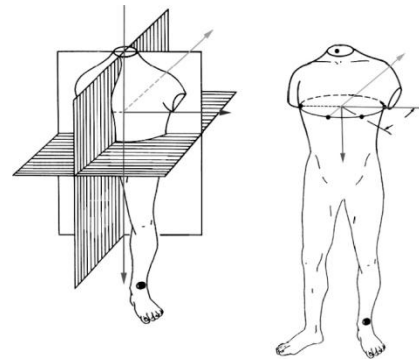


Figura 8. Planos empleados en la vectocardiografía. Fuente: Andrés Ricardo Pérez Riera et al<sup>(3)</sup>

- Plano Frontal:** Se proyectan los potenciales eléctricos en dirección arriba – abajo, izquierda- derecha.
- Sagital:** Proyección de los potenciales eléctricos hacia adelante-atrás, arriba o abajo.
- Horizontal:** el potencial eléctrico es proyectado 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 abajo
- eje z (Sagital): va de atrás hacia adelante

Lo dicho anteriormente se aprecia claramente en la figura 9.

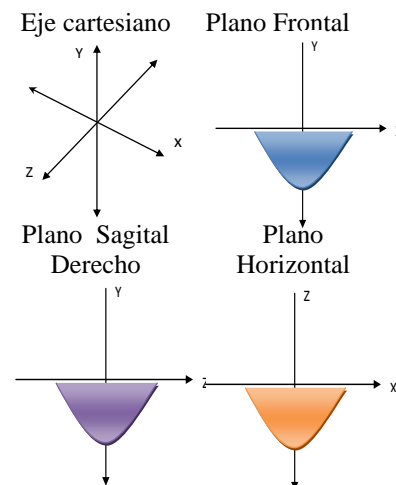


Figura 9. Ejes empleados en la vectocardiografía. Fuente: autor.

#### D. 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*<sup>(4)</sup>, (ver figura 10)

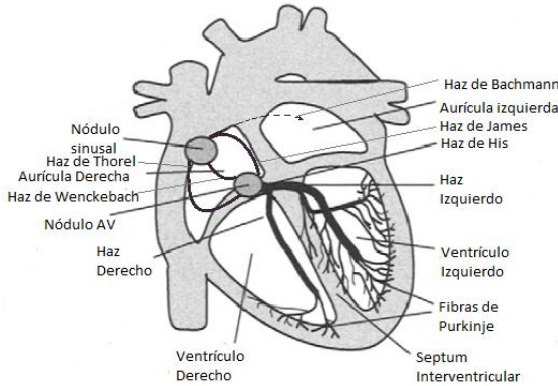


Figura 10. Esquema del sistema de conducción del estímulo cardíaco. Fuente: Leif Sornmo<sup>(5)</sup>.

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 figura 11)<sup>(4)</sup>.

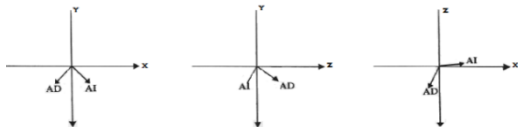


Figura 11. Ubicación de los vectores principales de la activación auricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

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<sup>(4)</sup>. (Ver figura 12).

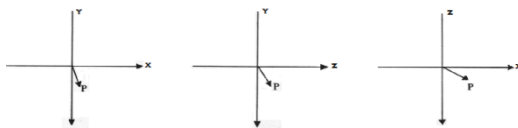


Figura 12. Ubicación habitual del vector máximo P. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

#### E. 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<sup>(4)</sup>. (Ver figura 13).

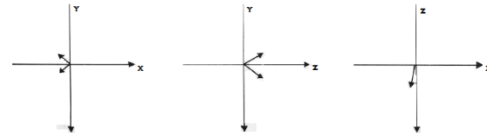


Figura 13. Ubicación del primer vector de la activación ventricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

##### 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 ( $2i$ )<sup>(4)</sup>, orientándose como se muestran en la figura 14.

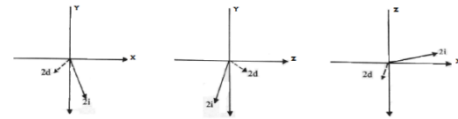


Figura 14. Ubicación del segundo vector de la activación ventricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

##### Tercer Vector

Por último se despolarizan las regiones superiores (posterosuperiores) del *septum* y las porciones basales de ambos ventrículos (zonas adyacentes al surco auríoventricular). Las orientaciones se muestran en la figura 15.

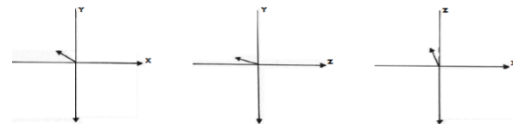


Figura 15. Ubicación del tercer vector de la activación ventricular. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

**F. 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<sup>(4)</sup> (ver figura 16).

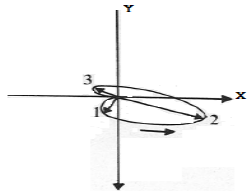


Figura 16. Plano Frontal con rotación anti-horaria. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

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<sup>(4)</sup> (ver figura 17. (c) y (d)).

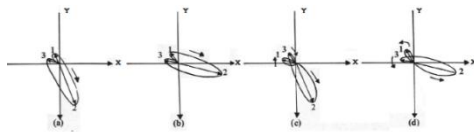


Figura 17. Plano Frontal y posibles rotaciones. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

**Plano Sagital Derecho**

La rotación en este plano siempre será horaria. En la figura 18 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”)<sup>(4)</sup>.

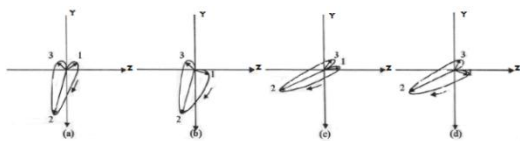


Figura 18. Plano Sagital Derecho y sus rotaciones. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

**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<sup>(4)</sup> (ver figura 19).

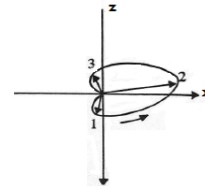


Figura 19. Plano Horizontal Normal. Fuente: Carli, Alberto J. et al<sup>(4)</sup>

**G. 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<sup>(4)</sup>.

En la figura 20 se visualiza la forma del vectocardiograma visto desde tres planos distintos.

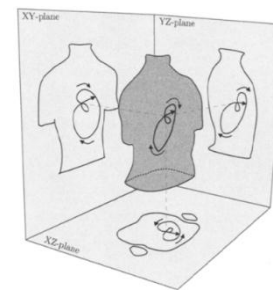


Figura 20. Planos del vectocardiograma. Fuente: Leif Sornmo<sup>(5)</sup>

**H. Correlación con el electrocardiograma**

**Con el Plano Frontal**

Se utiliza el sistema hexaxial de la figura 21. Se tiene en cuenta las derivaciones electrocardiográficas presentes en este plano, tales como D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF.

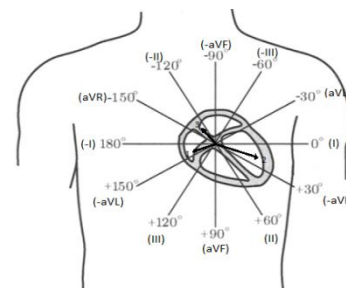


Figura 21. Sistema Hexaxial de Cabrera. Fuente: Leif Sornmo<sup>(5)</sup>

En D1 se entiende como tensión eléctrica positiva toda aquella que se dirija a la izquierda y negativa hacia la derecha con eje de derivación entre  $+90^{\circ}$  y  $-90^{\circ}$ ; D2 positiva debajo de  $-30^{\circ}$  y  $+150^{\circ}$ , negativa arriba de esta; D3 positiva debajo de  $+30^{\circ}$  y  $-150^{\circ}$ , negativa debajo de esta; aVF positiva debajo de  $0^{\circ}$  y  $\pm 180^{\circ}$ , negativa encima de este eje; aVR positivos ubicados a la izquierda entre  $+120^{\circ}$  y  $-60^{\circ}$  y negativos a la derecha de este eje; finalmente para aVL serán positivos los vectores ubicados a la derecha del eje entre  $-120^{\circ}$  y  $+60^{\circ}$  y negativos a la izquierda del mismo <sup>(4)</sup>.

#### 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 <sup>(4)</sup>. En la figura 22 se muestra el plano horizontal de un vectocardiograma normal.

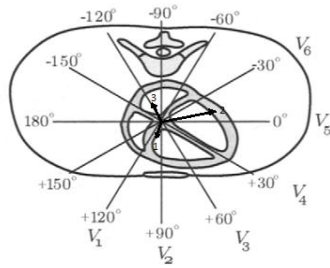


Figura 22. Análisis del Plano Horizontal.  
Fuente: Leif Sornmo <sup>(5)</sup>

## V. ESQUEMA VECTORIAL ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

El método empleado para la realización del vectocardiograma presentado en este trabajo de grado 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 <sup>(6)</sup>.

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.

$$Y_{\text{centro de masa}} = \frac{\sum_i m_i y_i}{\sum_i m_i} \quad (3)$$

$$Z_{\text{centro de masa}} = \frac{\sum_i m_i z_i}{\sum_i m_i} \quad (4)$$

#### B. Definición del plano principal.

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 <sup>(6)</sup>.

Para realizar lo anterior se considera un plano  $P$  a través del origen y a  $\bar{n} = (n_x, n_y, n_z)$  como un vector unitario normal al plano  $P$  <sup>(6)</sup>.

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  $\bar{n}$ . Debido a que  $\bar{n}$  es un vector unitario se tiene que

$$\frac{\bar{n}^2}{\bar{n}} = 1 \quad (5)$$

Y la proyección es igual al producto escalar.

$$D = n_x x + n_y y + n_z z \quad (6)$$

La distancia cuadrática está dada por:

$$D^2 = n_x^2 x^2 + n_y^2 y^2 + n_z^2 z^2 + 2n_x n_y xy + 2n_x n_z xz + 2n_y n_z yz \quad (7)$$

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

$$S_{xx} = \sum x_i^2 \quad (8)$$

$$S_{xy} = \sum x_i y_i \quad (9)$$

$$S_{xz} = \sum x_i z_i \quad (10)$$

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

$$S = \sum D_i^2 = n_x^2 S_{xx} + n_y^2 S_{yy} + n_z^2 S_{zz} + 2n_x n_y S_{xy} + \dots + 2n_y n_z S_{yz} \quad (11)$$

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

$$S = S(\vec{n}) = S(n_x, n_y, n_z) \quad (12)$$

Se requiere encontrar el vector  $\vec{n}$  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<sup>(6)</sup>.

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<sup>(6)</sup>:

$$J(\vec{n}) = S_{xx} + S_{yy} + S_{zz} - S(\vec{n}) \quad (13)$$

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<sup>(6)</sup>.

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

$$S = x^2 S_{xx} + y^2 S_{yy} + \dots + 2yz S_{yz} \quad (14)$$

Al dividir ambos lados de la igualdad por  $S$  se obtiene

$$1 = x^2 S_{xx} + y^2 S_{yy} + \dots + 2yz S_{yz} \quad (15)$$

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<sup>(6)</sup>

$$Ax^2 + By^2 + Cz^2 = 1 \quad (16)$$

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:

$$M = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{xy} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{xz} & S_{yz} & S_{zz} \end{pmatrix} \quad (17)$$

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

$$(x \ y \ z) M \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = 1 \quad (18)$$

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:

$$(x \ y \ z) = (u \ v \ w) T^{-1}, \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} \quad (19)$$

Por lo tanto

$$(u \ v \ w) D \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} = 1 \quad (20)$$

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

$$M T = T D \quad (21)$$

Escribiendo esto explícitamente se obtiene la siguiente ecuación:

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

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 (16), la dirección que se busca está definida por los eigenvectores que corresponden a los eigenvalores más pequeños. Estos eigenvalores son igual a  $S(\vec{n})$  para esa dirección<sup>(6)</sup>.

### VI. IMPLEMENTACIÓN

A partir de tres canales cuasi- ortogonales entre sí (paralelos cada uno de estos a los ejes rectilíneos del cuerpo <sup>(4)</sup>), como son los canales DI (derivación Bipolar), Avf y V2 (derivación monopolar), y debido a la forma como se adquieren las señales <sup>(7)</sup>, 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 <sup>(8)</sup>.

En la figura 23 se visualiza la información no redundante de los tres canales cardíacos adquiridos a partir de la configuración clásica del triángulo de *Eithoven*.

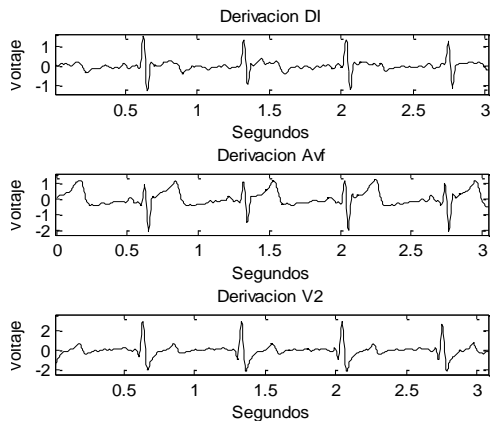


Figura 23. Canales cuasi ortogonales DI, Avf, V2.  
Fuente: autor.

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 presente en la superficie del corazón.

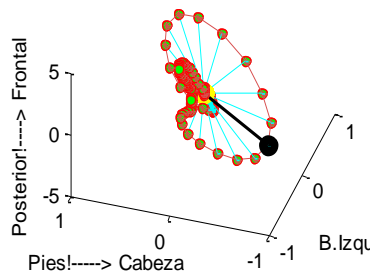


Figura 24. Vectocardiograma.  
Fuente: autor.

Para generar de forma correcta el vectocardiograma, se realiza el cálculo del centro de masa de cada señal para determinar el origen del sistema coordinado. Este centro de masa se calcula a partir del valor promedio de la señal

adquirida en cada canal. En la figura 24 se puede observar el C.M. en color amarillo. 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 <sup>(6)</sup>. 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 <sup>(6)</sup>.

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 <sup>(6)</sup>. 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 diferentes lazos sobre el plano deseado como se muestra en la figura 25.

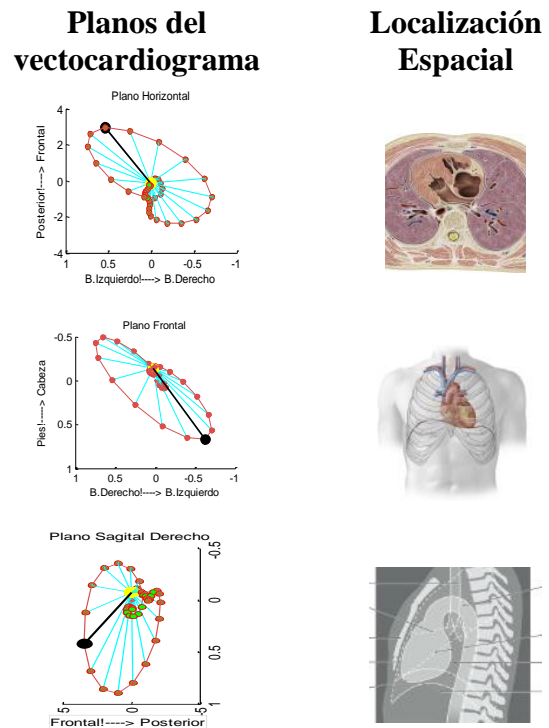


Figura 25. Vectocardiograma proyectado sobre los tres planos.  
Fuente: autor.

VII. RESULTADOS

Al calcular el vectocardiograma para diferentes tipos de anomalías: latidos ectópicos, arritmias, ataque cardiaco, 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 figura 26 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<sup>(9)</sup>.

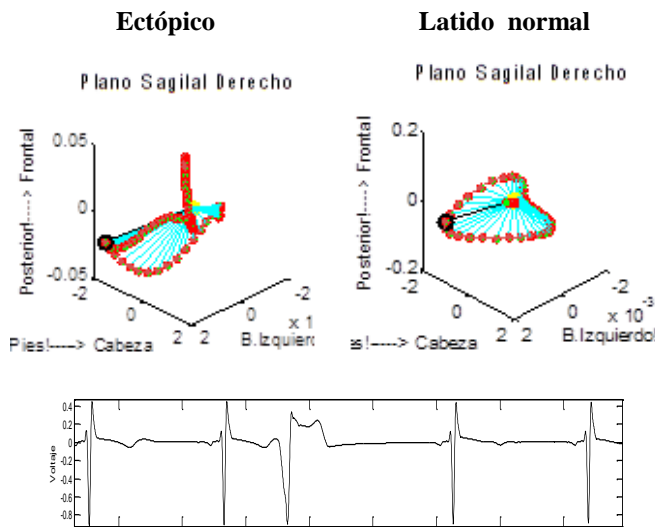


Figura 26. Comparación del vectocardiograma de un latido ectópico frente a un latido normal de un mismo paciente. Fuente: autor.

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<sup>(10)</sup>. En la figura 27a, 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 figura 27b 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.

Extrasístole ventricular

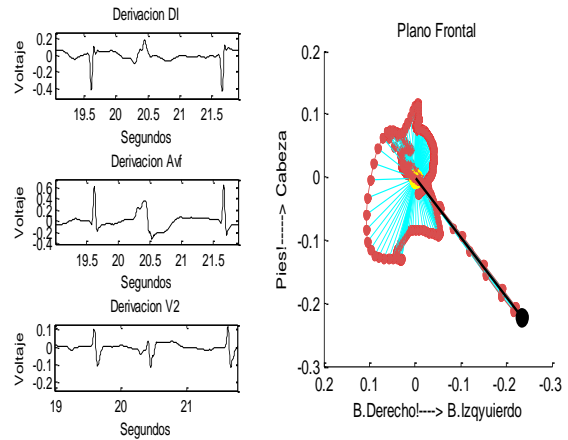


Figura 27. Extrasístole ventricular. Fuente: autor.

Otra utilidad del vectocardiograma se presenta en el estudio del infarto Agudo al miocardio (IAM)<sup>(11)</sup> que se presenta en la figura 28. 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.

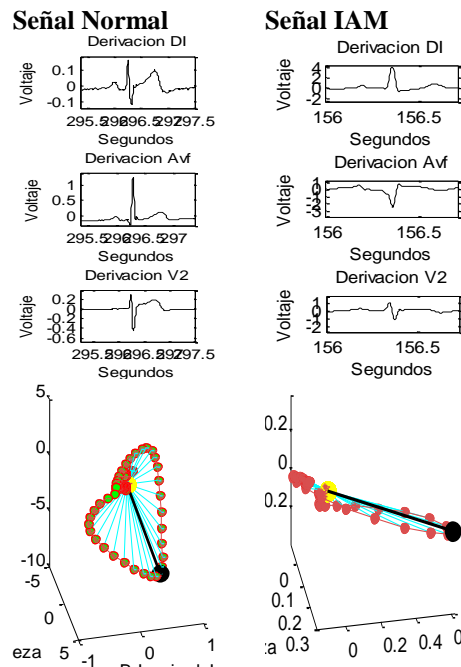


Figura 28. Electrocardiograma y vectocardiograma de una señal normal frente a una señal con ataque cardiaco. Fuente: autor

### VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Las herramientas que contiene MATLAB para la adquisición de señales son apropiadas para obtener 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. 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.
- Es de vital importancia el uso de electrodos de excelente calidad, ya que de estos depende la correcta adquisición de la señal cardiaca.
- A partir del sistema desarrollado, se ha logrado adquirir una señal electrocardiográfica con presencia de ruido casi nula, lo que permite calcular adecuadamente cada uno de los vectores generados durante el ciclo cardiaco.

5. Sornmo, Leif. Bioelectrical Signal Processing. Oxford: Academic Press, 2005. 661p. ISBN 13: 978-0-12-437552-9.
6. Redz, Anna. Presentation and Analysis of Vector Electrocardiograms. Stockholm, 1998, 37p. Master Thesis. The Royal Institute of Technology.
7. Sainte Claude, Badilini Fabio, Blanche Pierre M., Kedra Antoni, Coumel Philippe, Coumel Philippe. QT Dispersion: Comparison of Orthogonal, Quasi-orthogonal, and 12-Lead Configurations. En: Annals of Noninvasive Electrocardiology. No.17. (Apr.1999). DOI: 10.1111/j.1542-474X.1999.tb00056.x.
8. JA Belloch, MS Guillem, A Climent, J Millet, D Hüusser, A Bollman. Comparison of Different Methods for the Derivation of the Vectorcardiogram from the ECG and Morphology Descriptors. En: Computers in Cardiology. No34 (2007); p. ISSN 0276-6574 .
9. 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. En: Computers in Cardiology. No36.(2009); p. ISSN 0276-6574.
10. D Romero, M Ringborn, P Laguna, O Pahlm, E Pueyo. A Vectorial Approach for Evaluation of Depolarization Changes during Acute Myocardial Ischemia. En: Computing in Cardiology. No37 (2010); p. ISSN 0276-6574.
11. G. Howitt, T. D. V. Lawrie. Vectorcardiography In Myocardial Infarction. Br Heart J. 1960 January; 22(1): 61-72. PMID: PMC1017629.

### IX. BIBLIOGRAFÍA

1. The Framingham Heart Study: The Town That Changed America's Heart. [En línea]. <<http://www.framingham.com/heart/backgrnd.htm>>[citado 14 de julio de 2011].
2. Electrocardiografía. [En línea]. <<http://www.dalcame.com/ecg.htm>>[Citado el 19 de abril de 2011].
3. Andrés Ricardo Pérez Riera, Augusto H. Uchida, Celso Ferreira Filho, Adriano Meneghini, Celso Ferreira. Significance of Vectorcardiogram in the Cardiological Diagnosis of the 21st Century. En: Wiley InterScience. No 30 (Feb, 2006); DOI:10.1002/clc.14.
4. Carli, Alberto J, Suárez Luis D. Vectocardiografía Analítica. Buenos Aires: Ediciones, 1977. 310p. ISBN: 1588299791.