



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**Centro de Innovación y Desarrollo**  
**Tecnológico en Cómputo**



**PLATAFORMA PARA EL ANÁLISIS DE SEÑALES ECG**

**Tesis**

**Que para obtener el grado de**  
**Maestría en tecnología de cómputo**

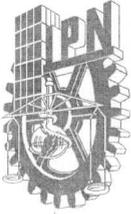
**Presenta**

**Beatriz Inés Jiménez García**

**Directores de tesis**

**M. en C. Jesús Antonio Álvarez Cedillo**  
**Dr. Juan Carlos Herrera Lozada**

**Noviembre 2011.**



# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

## SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

### ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 11:00 horas del día 8 del mes de Noviembre del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación del CIDETEC para examinar la tesis titulada:

"PLATAFORMA PARA EL ANÁLISIS DE SEÑALES ECG"

Presentada por el alumno:

JIMÉNEZ  
Apellido paterno

GARCÍA  
Apellido materno

BEATRIZ INÉS  
Nombre(s)

Con registro:

B	0	9	1	3	5	4
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

Maestría en Tecnología de Cómputo

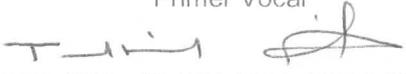
Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

#### LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

  
M. EN C. JESUS ANTONIO ÁLVAREZ  
CEDILLO  
Primer Vocal

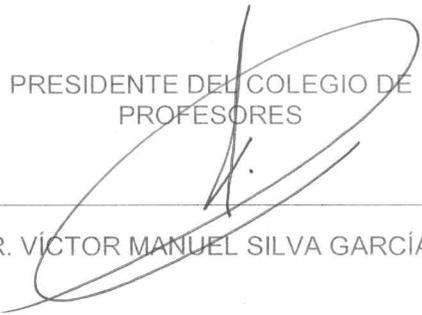
  
DR. JUAN CARLOS HERRERA LOZADA  
Segundo Vocal

  
DRA. HIND TAUD  
Presidente

  
M. EN C. ISRAEL RIVERA ZARATE  
Secretario

  
M. EN C. ADAUTO ISRAEL ORTIZ  
ROMERO  
Tercer Vocal

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE  
PROFESORES

  
DR. VÍCTOR MANUEL SILVA GARCÍA



S.E.P.  
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
CENTRO DE INNOVACION Y DESARROLLO  
TECNOLÓGICO EN COMPUTO



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

*CARTA CESIÓN DE DERECHOS*

En la Ciudad de **México, D. F.** el día **29** del mes **Noviembre** del año **2011**, la que suscribe **Beatriz Inés Jiménez García** alumna del Programa de **Maestría en Tecnología de Cómputo** con número de registro **B091354**, adscrito a **CIDETEC**, manifiesta que es autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de **M. en C. Jesús Antonio Álvarez Cedillo** y **Dr. Juan Carlos Herrera Lozada** y cede los derechos del trabajo intitulado **"Plataforma para el Análisis de señales ECG"**, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección **beatriz\_arana@hotmail.com**. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Beatriz Inés Jiménez García

Nombre y firma

*Porque ni la hoja de un árbol se mueve,  
sin la voluntad de Dios...*

# Agradecimientos

---

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por el apoyo económico brindado, sin el cual hubiese sido muy difícil la culminación de esta etapa.

Al Dr. Juan Carlos Herrera por la orientación y seguimiento en los diversos puntos que se presentaron en la realización de esta tesis.

Al M. en C. Jesús A. Álvarez, por la idea original y el apoyo recibido en el desarrollo de este proyecto. A los Doctores y Maestros que contribuyeron con sus observaciones pertinentes, las cuales enriquecieron la presente tesis.

A la M. en C. Yessika Solis Cruz, investigadora de la Universidad Politécnica del Valle de Toluca (UPVT) por el asesoramiento y apoyo en el desarrollo de este proyecto. Así mismo un agradecimiento especial a la UPVT por su apoyo a la ciencia en este proyecto de investigación, por el préstamo de su equipo e instalaciones.

# Agradecimientos

---

A mi Madre por enseñarme que con honestidad y trabajo todas las metas pueden ser alcanzadas. A mi Padre por demostrarme que el amor es un lazo que ninguna distancia puede romper. Ambos han sido un gran ejemplo **de** vida a seguir y los amo con todo mi corazón. A mis hermanos que me han apoyado siempre, y a mis sobrinillos, que me reclamaban con abrazos los días que no nos veíamos.

A Gonzalo Díaz por la comprensión, la paciencia, el amor y todo el apoyo que incondicionalmente me ha dado en estos años juntos. No pude haber encontrado un hombre mejor para compartir la vida y ser feliz. Te amo mucho.

A mis amigos Gretel, Yessi, Jesús, ..., a Fabi y Paul los cuales han estado conmigo en las desveladas y en los ratos de estrés, recordándome lo bueno que es tener amigos como ellos. Un agradecimiento especial a Fabi y Paul quienes prestaron su cuerpo a la ciencia.

# Resumen

---

De acuerdo con especialistas de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México, en un estudio desarrollado en 2010, las enfermedades cardiacas son la primera causa de muerte en nuestro país; razón por la cual se ha presentado un creciente interés en el desarrollo de herramientas para el diagnóstico y monitorización de la actividad cardiaca.

En este trabajo de tesis se ha desarrollado un dispositivo electrónico que permite el acondicionamiento, almacenamiento y visualización de la señal del electrocardiograma. El diseño se basa en la adquisición de las tres derivaciones bipolares estándar, para ello se utilizan amplificadores de instrumentación de alta precisión y bajo consumo que permiten la adecuada adquisición de datos. La señal adquirida es sometida a un tratamiento, para obtener el ancho de banda de 0.05 a 100 Hz. y acondicionada estructurando un formato de almacenamiento en la memoria Compact Flash. Para recuperar la información se utilizó el programa Matlab, que permite la visualización de la forma de onda correspondiente a los datos almacenados.

El registrador diseñado cuenta con una alta eficiencia en la adquisición de las señales, una rápida compensación de la línea base, capacidad de grabación hasta de 72 horas y es seguro para el paciente al ser un método no invasivo de monitorización. Sin embargo, en algunas condiciones presenta una componente no deseada de 60 Hz. y no se desarrolló el diseño del circuito impreso.

# Abstract

---

According to specialists of the Universidad Autonoma de México, in a study conducted at 2010, the heart diseases are the leading cause of death at our country; in fact that is the reason of the growing interest of development of tools for diagnosis and monitoring of cardiac activity.

This thesis has developed an electronic device that allows the signal conditioning, storage and display the electrocardiogram signal. The design is based on the acquisition of the three standard bipolar leads, this use instrumentation amplifiers with high precision and low power, that allows adequate data acquisition. The acquired signal is subjected to a treatment, to obtain the bandwidth 0.05 to 100 Hz. and conditioned structuring storage format on Compact Flash Memory. To retrieve the information uses the software Matlab it allows the display of the waveform corresponding to the stored data.

The recorder designed has a high efficiency in the signals acquisition, fast baseline compensation, recording capacity up to 72 hours, and it is safe for the patient not being an invasive method of monitoring. However, under some circumstances an unwanted component of 60 Hz shows up; and it was not developed a printed circuit design.

# Contenido

---

	<i>Pág.</i>
<b><i>Tablas y figuras</i></b>	<b><i>i</i></b>
<b><i>Capítulo I: Introducción</i></b>	<b><i>1</i></b>
1.1 Planteamiento del problema	<b><i>1</i></b>
1.2 Justificación	<b><i>2</i></b>
1.3 Objetivo General	<b><i>3</i></b>
1.4 Objetivos específicos	<b><i>3</i></b>
1.5 Estructura de la Tesis	<b><i>4</i></b>
<b><i>Capítulo II: Antecedentes y Estado del arte</i></b>	<b><i>5</i></b>
2.1 Consideraciones anatómicas	<b><i>5</i></b>
2.2 Potenciales Bioeléctricos	<b><i>6</i></b>
2.3 Electrofisiología cardiaca	<b><i>10</i></b>
2.4 Señal del Electrocardiograma	<b><i>12</i></b>
2.4.1 Triángulo de Einthoven	<b><i>16</i></b>
2.5 Acondicionamiento de señales	<b><i>18</i></b>
2.5.1 Sistema de acondicionamiento de señales	<b><i>19</i></b>
2.6 Monitorización ambulatoria del registro electrocardiográfico: Holter	<b><i>22</i></b>
<b><i>Capítulo III: Desarrollo</i></b>	<b><i>27</i></b>
3.1 Solución propuesta	<b><i>27</i></b>

3.2	Métodos y materiales	28
3.2.1	Adquisición de la señal ECG	28
3.2.2	Tratamiento de la señal	31
3.2.2.1	Filtros	31
3.2.2.2	Conversión analógica-digital	33
3.2.3	Almacenamiento de la información	36
3.2.4	Lectura de los datos con la pc	42
3.2.4.1	Manejo de WinHex	42
3.2.4.2	Archivo .txt	43
3.2.5	Recuperación de la señal en Matlab	43
	<b>Capítulo IV: Pruebas y Resultados</b>	<b>46</b>
4.1	Pruebas	46
4.1.1	Adquisición de la señal	46
4.1.2	Eliminación del ruido	47
4.1.3	Conversión analógica-digital	49
4.1.4	Recuperación de la señal	52
4.2	Resultados	54
	<b>Capítulo V: Conclusiones y Trabajos Futuros</b>	<b>62</b>
5.1	Conclusiones	62
5.2	Trabajos Futuros	64
	<b>Referencias</b>	<b>66</b>
	<b>Apéndice A</b>	<b>70</b>

***Apéndice B***

**72**

***Apéndice C***

**76**

# Tablas y Figuras

---

	<i>Pág.</i>
Figura 2.1 Anatomía del corazón	<b>6</b>
Figura 2.2 Analogía eléctrica a la membrana celular	<b>9</b>
Figura 2.3 Despolarización y repolarización en la onda ECG	<b>10</b>
Figura 2.4 Sistema de conducción del corazón	<b>11</b>
Figura 2.5 Ondas del ECG	<b>14</b>
Figura 2.6 Bradicardia	<b>14</b>
Figura 2.7 Taquicardia	<b>15</b>
Figura 2.8 Arritmia sinusal	<b>15</b>
Figura 2.9 Pausa sinusal	<b>15</b>
Figura 2.10 Bloqueo cardiaco completo	<b>16</b>
Figura 2.5 Ondas del ECG	<b>16</b>
Figura 2.12 Triángulo de Einthoven	<b>17</b>
Figura 2.13 Diagrama de bloques de un Sistema de Acondicionamiento de señales	<b>20</b>
Figura 2.14 Proceso de Muestreo de una señal Analógica	<b>21</b>
Figura 2.15 Dispositivo Holter original	<b>22</b>
Figura 2.16 Holter BTL-08-H100	<b>23</b>
Figura 3.1 Diagrama a bloques de la solución propuesta	<b>28</b>

Figura 3.2 Electroodos	<b>29</b>
Figura 3.3 Triángulo de Einthoven con electrodos en el Torso	<b>29</b>
Figura 3.4 Circuito para la Adquisición de la señal	<b>30</b>
Figura 3.5 Circuito de filtrado Sallen-key	<b>31</b>
Figura 3.6 Diagrama del Microcontrolador 16F877A	<b>33</b>
Figura 3.7 Diagrama de bloque del convertidor del Microcontrolador 16F877A	<b>35</b>
Figura 3.8 Registro ADCON1	<b>36</b>
Figura 3.9 Compact Flash	<b>37</b>
Figura 3.10 Interfaz para la comunicación entre la CF y el PIC	<b>37</b>
Figura 3.11 Diagrama de conexiones de la interfaz CF	<b>38</b>
Figura 3.12 Organización de pines de la Interfaz CF	<b>38</b>
Figura 3.13 Diagrama de bloques del algoritmo de almacenamiento de la información	<b>41</b>
Figura 3.14 Pantalla WinHex	<b>42</b>
Figura 3.15 Documento signal1.txt	<b>43</b>
Figura 3.16 Señal obtenida en Matlab de signal1.txt	<b>44</b>
Figura 3.17 Diagrama de flujo de tratamiento de la señal en Matlab	<b>45</b>
Figura 4.1 Amplificador de aislamiento	<b>46</b>
Figura 4.2 Posición de los electrodos	<b>47</b>

Figura 4.3 Señal afectada por movimiento muscular y ruido de línea	<b>48</b>
Figura 4.4 Circuito de prueba completo	<b>50</b>
Figura 4.5 Diagrama de tiempos para la escritura en la memoria	<b>50</b>
Figura 4.6 Sectores de la CF	<b>52</b>
Figura 4.7 Señales graficadas en Matlab	<b>53</b>
Figura 4.8 Señal ECG libre de ruido de línea	<b>54</b>
Figura 4.9 Señal agt22	<b>55</b>
Figura 4.10 Señal gm22	<b>55</b>
Figura 4.11 Señal jrr19	<b>56</b>
Figura 4.12 Señal ZG23	<b>56</b>
Figura 4.13 Archivo alix.txt	<b>57</b>
Figura 4.14 Graficas en Matlab de alix.txt	<b>57</b>
Figura 4.15 Señal con ruido de línea base compensado	<b>58</b>
Figura 4.16 Señal obtenida con el diseño realizado	<b>59</b>
Figura 4.17 Señal de un ECG comercial	<b>59</b>
Tabla 2.1 Valores de amplitud para un ECG normal	<b>13</b>
Tabla 2.2 Valores de amplitud para un ECG normal	<b>13</b>
Tabla 3.1 Valores de los componentes del filtro pasa bajas	<b>32</b>
Tabla 3.2 Valores de los componentes del filtro pasa altas	<b>32</b>

Tabla 3.3 Registro ADCON1	<b>36</b>
Tabla 3.4 Instrucciones de la biblioteca Compact Flash	<b>39</b>
Tabla 3.5 Tipos de datos de MikroC	<b>40</b>
Tabla 4.1 Valores obtenidos de la conversión	<b>49</b>

# Capítulo I

## Introducción

---

### 1.1 Planteamiento del problema

Actualmente, el estilo de vida en el que se ve inmerso el hombre moderno, donde el trabajo estresante, la alimentación no adecuada así como el sedentarismo, han sido motivo de una serie de afecciones que merman la salud del cuerpo humano, entre las que se destacan las enfermedades cardiacas; las cuales son una de las principales causas de muerte en nuestro país [1]. Lo anterior ha motivado el desarrollo científico y tecnológico de dispositivos y técnicas para un mayor entendimiento de los fenómenos que ocurren en el cuerpo humano, destacando la importancia que tiene el procesamiento de las señales bioeléctricas para el desarrollo de nuevas tecnologías que ayuden al tratamiento de este tipo de enfermedades [2].

El electrocardiógrafo es el dispositivo que a través del uso de electrodos, que se colocan en determinadas áreas del cuerpo, permite la medición de la actividad eléctrica del corazón, para posteriormente registrar la señal cardiaca en un electrocardiograma (ECG), por lo que es un instrumento de diagnóstico importante para evaluar la función de dicho órgano[3]; sin embargo, al ser adquirido cuando el paciente se encuentra en reposo muchas veces no es posible detectar ciertas patologías, debido a la ausencia de correlación entre la sintomatología aquejada por el paciente y los hallazgos electrocardiográficos. Es por ello que se hace necesario el uso de dispositivos que permitan el monitoreo de forma ambulatoria, es decir cuando el paciente se encuentra en condiciones habituales [4].

## 1.2 Justificación

El utilizar un sistema de monitoreo ambulatorio, también conocido como Holter, es útil para el diagnóstico, control y seguimiento de la cardiopatía isquémica, el diagnóstico de arritmias y el seguimiento de pacientes con marcapasos de forma segura, ya que no es un método invasivo, por lo que es importante el ofrecer un aislamiento eléctrico adecuado al paciente. El Holter permite un registro continuo del ritmo cardíaco y sus características eléctricas durante largos periodos de tiempo desde las 24 hasta las 72 horas [5][6]. Por ello los registradores Holter, deben tener gran capacidad de almacenamiento, y dada la naturaleza de la señal ECG, una alta velocidad en la adquisición de datos.

Otro problema a considerar es el costo del registrador, se han desarrollado Holvers de bajo costo [5], que usan componentes de propósito general que no permiten el registro óptimo de la señal, presentando pérdida de información y problemas al no filtrar la señal de forma adecuada. Así que es necesario el desarrollo de registradores confiables de bajo costo y que estén al alcance no sólo de médicos e instituciones de salud, sino también de investigadores que desarrollen algoritmos de reconocimiento de cardiopatías y permitan la creación de bancos de señales confiables.

Otro aspecto a considerar, es que se han usado plataformas gráficas para poder visualizar la señal en la PC; sin embargo, estas no proveen las herramientas necesarias para un análisis especializado, como lo es el procesamiento digital de señales o la aplicación de técnicas de análisis más sofisticadas, como las que brinda el software Matlab.

### **1.3 Objetivo general**

Diseñar un dispositivo electrónico que permita el acondicionamiento, almacenamiento y visualización de la señal ECG, como una herramienta de apoyo al médico especialista.

### **1.4 Objetivos específicos**

- Adquisición de las tres derivaciones de la señal ECG, de forma segura para el paciente.
- Realizar el acondicionamiento de la señal:
  - Implementación de los Filtros, adecuados para eliminar componentes no deseadas.
  - Conversión de la señal analógica a sus correspondientes datos digitales.
  - Almacenamiento de la información en la memoria Compact Flash (CF).
- Realizar la lectura de datos desde la memoria CF.
- Visualizar la señal adquirida en la computadora utilizando Matlab.

## 1.5 Estructura de la Tesis

La tesis está estructurada en cinco capítulos, referencias y apéndices. Los cuales son descritos brevemente a continuación.

- \* Capítulo I: Es la descripción del tema general que es objeto de esta investigación. Incluye el planteamiento del problema y el objetivo general del trabajo, así como los objetivos específicos que se proponen.
- \* Capítulo II: Se presenta el marco teórico necesario para el entendimiento del tema desarrollado en la tesis, se da un breve vistazo a los conceptos básicos de fisiología del corazón y electrofisiología cardíaca, para comprender un poco el funcionamiento del corazón y la forma en que se genera la señal ECG. Se incluye desde la definición básica de señal hasta cómo se conforma un sistema de análisis de señales. Y finalmente se presenta una descripción de investigaciones previas desarrolladas en el tema.
- \* Capítulo III: Se propone la metodología a seguir y los materiales a usar para el desarrollo del trabajo. La metodología se muestra en un diagrama de bloques que muestra los pasos necesarios para el acondicionamiento y almacenamiento de la señal. También son descritos los componentes que conforman el registrador y se explica el procedimiento para el almacenamiento de la información y la recuperación de la misma.
- \* Capítulo IV: Se presentan los resultados obtenidos en la realización de pruebas y algunas imágenes obtenidas en las mismas.
- \* Capítulo V: Se presentan las conclusiones de la presente tesis y trabajos futuros a desarrollar a partir de la misma.

# Capítulo II

## Antecedentes y Estado del Arte

---

### 2.1 Consideraciones anatómicas

El corazón es una estructura cónica con la base dirigida hacia arriba, al lado derecho y hacia atrás; la punta está en contacto con la pared del tórax en el quinto espacio intercostal. Tiene una longitud aproximada de 12 cm y 9 cm de ancho, con un grosor máximo de 9 cm, su masa promedio es de 250 g y 300g en hombres y mujeres adultos [7].

Como se muestra en la figura 2.1, el corazón está dividido en cuatro cámaras, dos superiores: la aurícula derecha y la izquierda, que están sincronizadas para trabajar juntas; y dos inferiores: los ventrículos derecho e izquierdo, que de igual forma están sincronizados. La aurícula derecha recibe la sangre proveniente de las venas del cuerpo y la bombea al ventrículo derecho, éste a su vez bombea la sangre a los pulmones, donde es oxigenada. La sangre enriquecida con oxígeno entra a la aurícula izquierda, desde donde es bombeada al ventrículo izquierdo, el cual bombea la sangre a las arterias para ser distribuida al cuerpo [7].

Las partes del corazón normalmente laten en una secuencia ordenada: después de la contracción de las aurículas (sístole auricular) sigue la contracción de los ventrículos (sístole ventricular), y durante la diástole las cuatro cámaras se relajan. El latido cardíaco se origina en un sistema de conducción cardíaca especializado y se propaga a través de este sistema a todas las partes del miocardio.

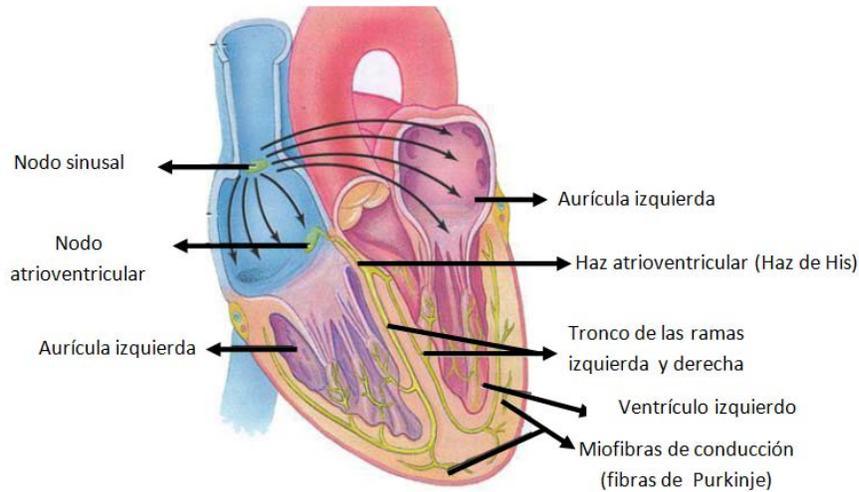


Figura 2.1 Anatomía del corazón [7].

## 2.2 Potenciales Bioeléctricos

En el desempeño de sus diversas funciones, ciertos sistemas del cuerpo humano generan sus propias señales de monitorización, las cuales transmiten información útil acerca de las funciones que ellas representan. Estas señales son los potenciales bioeléctricos asociados a la conducción nerviosa, la actividad cerebral, el ritmo cardiaco, la actividad muscular, etc. Los potenciales bioeléctricos son voltajes iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo especial de células [8]. A través del uso de electrodos adecuados, se convierte el potencial iónico en voltaje eléctrico; éstas señales de monitoreo natural, pueden ser medidas o registradas y los resultados mostrados en forma gráfica.

Un potencial bioeléctrico puede ser definido como la diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la célula, es decir el potencial existente a través de la membrana celular. Investigaciones con microelectrodos han mostrado que el potencial interno de la célula es aproximadamente de  $-90$  mV, con respecto al exterior de la misma; este potencial cambia a aproximadamente  $+20$  mV por cortos periodos de tiempo durante la actividad celular.

El interior de la célula contiene concentraciones de iones de potasio y de sodio, estas difieren de las concentraciones de iones que se encuentran en el exterior. La teoría iónica elemental establece que en condiciones adecuadas, cualquier distribución de concentraciones iónicas en una solución acuosa resultara en una diferencia de potencial entre las regiones de diferentes concentraciones.

La corriente iónica producida por el movimiento de iones a través de la membrana depende de la permeabilidad de esta, y al gradiente que fuerza los iones por la misma. Este gradiente neto consiste a su vez de dos gradientes, el químico y el eléctrico; el gradiente químico está formado por la diferencia de concentraciones y el gradiente eléctrico es el resultado de un potencial que puede estar presente en la membrana y es producido por alguna otra fuente de potencial.

Investigaciones experimentales han demostrado que hay una marcada diferencia entre las concentraciones de iones de potasio y de sodio a través de la membrana celular, hay treinta veces más iones de potasio en el interior de la célula que en el exterior de la misma. Por otro lado los iones de sodio están, aproximadamente diez veces más concentrados en el fluido exterior de la célula que en el interior.

Cuando la célula se encuentra polarizada, la membrana es moderadamente permeable a los iones de potasio, es decir opone una resistencia media al paso de los iones. Sin embargo, es casi impermeable a los iones de sodio, pues opone una alta resistencia al paso de ellos, por lo que el gradiente neto, que afecta el movimiento de iones de sodio hacia el interior de la célula es grande; este consiste en el gradiente químico producto de la relación 10 a 1 en la diferencia de concentraciones de iones en ambos lados de la célula, y al gradiente eléctrico de los 90 mV de potencial al interior de la misma. El gradiente neto que afecta a los iones de potasio fuera de la célula es considerablemente menor que el gradiente neto para el sodio; consiste de un gradiente químico grande producido por la relación 30 a 1 en la diferencia de concentraciones a través de la membrana y se opone al gradiente eléctrico de 90 mV dentro de la célula.

En resumen, la membrana es moderadamente permeable a los iones de potasio y casi impermeable a los iones de sodio, el gradiente neto de los iones de potasio es bajo y es alto para los iones de sodio, por lo que las corrientes de sodio y de potasio son iguales, la corriente de sodio balancea a la corriente de potasio dando una corriente resultante de cero, y como la corriente neta a través de la membrana es cero, el potencial interno de la célula no cambiara quedándose en  $-90$  mV.

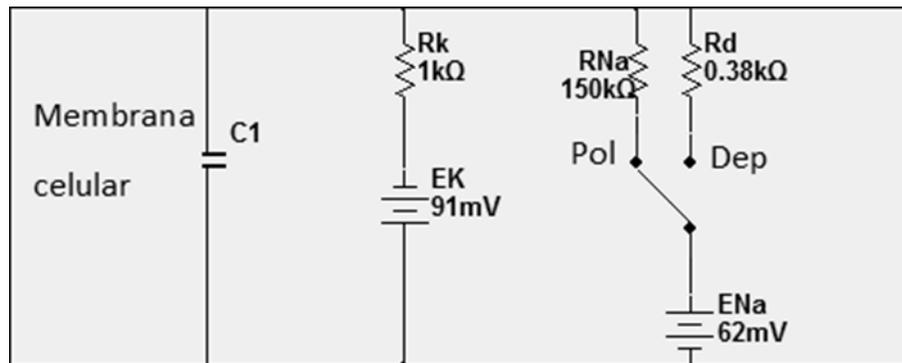
Cuando la célula recibe un estímulo externo, las características de la membrana en el instante de la estimulación cambiaran considerablemente, y como consecuencia la corrientes iónicas también. Después de la estimulación la permeabilidad a los iones de potasio no cambia, pero la permeabilidad a los iones de sodio se incrementa, una menor resistencia se opone al flujo de éstos lo que incrementa la corriente iónica de sodio. Esto causa un mayor flujo de iones positivos al interior de la célula que los que fluyen al exterior, lo que provoca una caída de potencial en los  $-90$  mV en un intento por balancear las corrientes de sodio y potasio.

Con el decremento del potencial interno de la célula, el gradiente neto de sodio a través de la membrana decrece y el gradiente neto de potasio se incrementa, lo que a su vez provoca que la corriente decremente e incremente respectivamente. Este proceso continúa hasta que el balance en la corriente se vuelve a establecer, en este momento el potencial interno de la célula es de  $+20$  mV, y se dice es despolarizada.

Para el momento en el que la célula está completamente despolarizada, las características de la membrana han vuelto al estado anterior al estímulo. Lo que causa que la corriente iónica de sodio sea considerablemente más baja que la de potasio; el potencial interno de la célula comienza a volverse negativo hasta llegar a los  $-90$  mV. En este momento la célula se repolariza.

En la figura 2.2 se muestra la analogía a un circuito eléctrico a la membrana celular, el circuito no puede ser referido estrictamente como un circuito equivalente ya que el flujo iónico a través de la célula no es del todo equivalente al flujo de corriente eléctrica a través de un circuito eléctrico; los valores de las resistencias son análogos a los valores que se han encontrado en las células [9].

**Dentro de la  
célula**



**Fuera de la célula**

Ec: Potencial intracelular.

EK: Potencial debido a la concentración de potasio.

ENa: Potencial debido a la concentración de sodio.

RK: Permeabilidad relativa de la membrana al flujo de potasio a través de ella.

RNa: Permeabilidad relativa al flujo de sodio a

Figura 2.2 Analogía eléctrica a la membrana celular [9].

## 2.3 Electrofisiología cardíaca

El sistema de conducción eléctrico del corazón está constituido por el nodo sinoauricular (nodo SA), el nodo aurículoventricular (nodo AV), el sistema Purkinje, el haz de His y sus ramas. El nodo SA está contenido dentro de la aurícula derecha, este tipo de células nerviosas no se encuentra en ninguna otra parte del cuerpo y su función es iniciar el ritmo cardíaco y mantenerlo en función [9].

Existen dos términos importantes para entender la actividad cardíaca del corazón, estos son: la despolarización y la repolarización. Al inicio del ciclo cardíaco las células parten de su potencial de reposo, que tiene un valor de  $-90\text{mV}$ , este potencial se va haciendo más positivo, lo que se conoce como despolarización. Al finalizar el ciclo, el potencial se hace nuevamente más negativo regresando al potencial de reposo, proceso llamado repolarización [10]. En la figura 2.3 se muestra el proceso de repolarización y despolarización en la forma de onda del ECG.

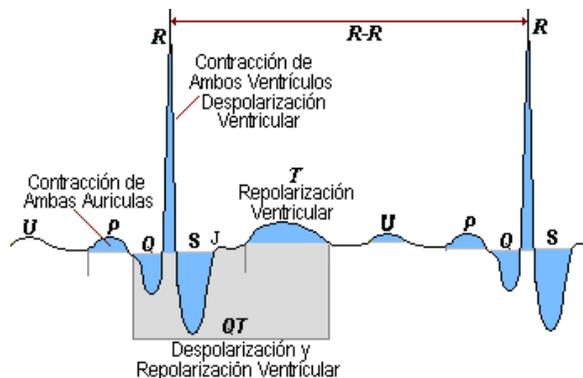


Figura 2.3 Despolarización y repolarización en la onda ECG [11].

Las diversas partes del sistema de conducción son capaces de producir descargas simultáneas, sin embargo, el nodo sinoauricular descarga con mayor frecuencia y la despolarización se dispersa a partir de éste a otros sitios antes de se presenten descargas espontáneas en ellos. Por ello el nodo SA es considerado el marcapasos natural ya que su frecuencia de descarga establece la frecuencia de los latidos del corazón.

Los impulsos generados en el nodo SA pasan por las vías auriculares al nodo AV y a través de éste al haz de His y por las ramas del mismo, continuando por el sistema de Purkinje, hasta el músculo ventricular. La despolarización iniciada en el nodo SA se propaga en sentido radial por las aurículas, luego converge en el nodo AV, la despolarización auricular se completa en 0.1 segundos, antes de que la excitación se propague a los ventrículos.

Desde la parte superior del tabique, la onda de despolarización se propaga por las fibras de Purkinje de conducción rápida hasta todas las porciones de los ventrículos en 0.08 a 0.1 segundos. La despolarización del músculo ventricular comienza en el lado izquierdo del tabique interventricular y se dirige primero a la parte derecha a través de la parte media del tabique; la ola de despolarización se extiende luego por el tabique hasta la punta del corazón, regresa a lo largo de las paredes ventriculares. Las últimas partes del corazón en despolarizarse son la porción posterobasal del ventrículo izquierdo. La figura 2.4 presenta como se genera la onda ECG a partir del sistema de conducción [12].

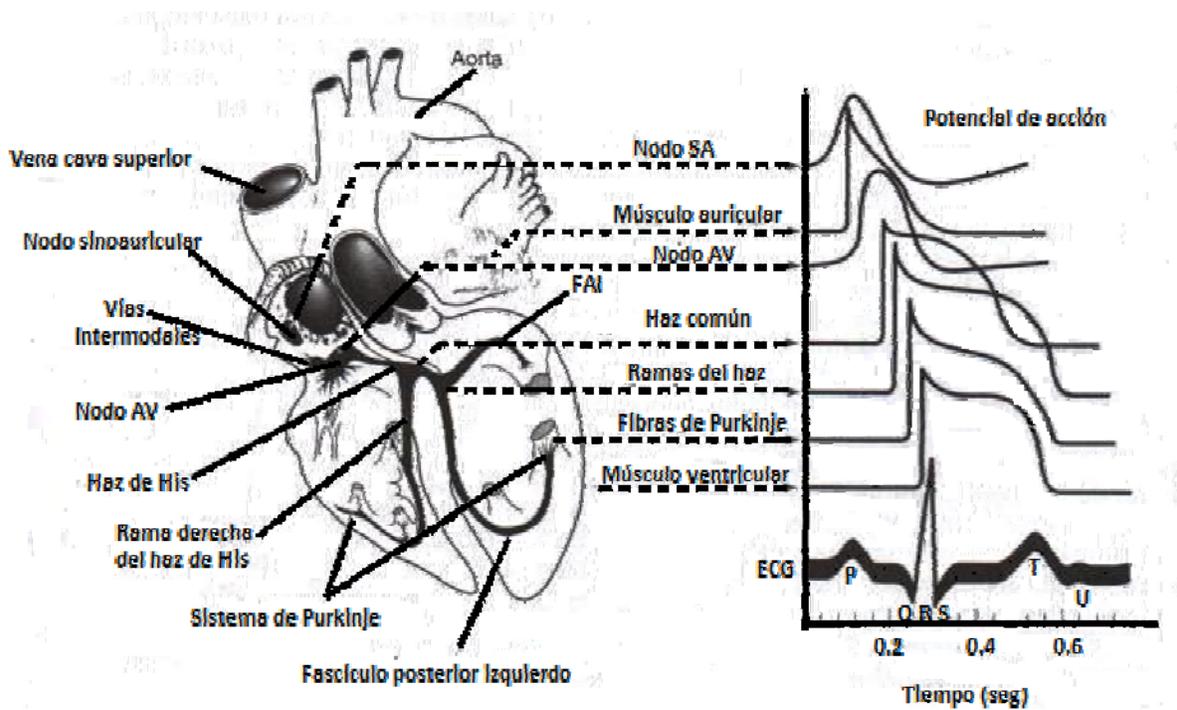


Figura 2.4 Sistema de conducción del corazón [12].

## 2.4 Señal del Electrocardiograma

El electrocardiógrafo, es el instrumento que permite el analizar la actividad eléctrica de la despolarización y repolarización del músculo cardiaco [11], esta actividad, se registra en el electrocardiograma. Casi todos los electrocardiógrafos registran estas fluctuaciones en una tira de papel en movimiento [9]. Para ello, es necesario el uso de electrodos colocados en partes específicas del cuerpo y la grabación de las diferencias de los potenciales obtenidos en estas partes [13].

El ECG puede registrarse mediante un electrodo activo que se conecta con un electrodo indiferente a un potencial cero (registro unipolar), o mediante dos electrodos activos (registro bipolar).

En un ECG de una persona sana se pueden identificar una serie de formas de onda características que en conjunto constituyen el complejo QRS. La onda P se forma por la despolarización de las dos aurículas, este impulso se frena en el nodo AV por lo que no hay registro de actividad eléctrica, después inicia la despolarización ventricular, lo que genera el complejo QRS y que finaliza con la onda T de repolarización ventricular. Así, las ondas características de un ECG son [14]:

- \* Q: primera onda negativa antes de la primera onda positiva
- \* R: toda onda positiva; si hay una segunda se le llama R'.
- \* S: onda negativa después de la positiva.
- \* T: despolarización ventricular.
- \* U: onda que sigue a la onda T, significado incierto.

Para los especialistas, la forma y duración de cada característica del ECG es importante, la forma de onda depende completamente de la derivación utilizada. Los valores asociados a la amplitud y duración de los parámetros importantes del ECG en una persona sana se muestran en las tablas 2.1 y 2.2:

<b><i>Onda</i></b>	<b><i>Amplitud (mV)</i></b>
<b><i>P</i></b>	0.25
<b><i>R</i></b>	1.60
<b><i>Q</i></b>	25% de la onda R
<b><i>T</i></b>	0.1 a 0.5

Tabla 2.1 Valores de amplitud para un ECG normal.

<b><i>Intervalo</i></b>	<b><i>Duración (seg.)</i></b>
<b><i>P-R</i></b>	0.12 a 0.20
<b><i>Q-T</i></b>	0.35 a 0.44
<b><i>S-T</i></b>	0.05 a 0.15
<b><i>P</i></b>	0.11
<b><i>QRS</i></b>	0.09

Tabla 2.1 Valores de duración para un ECG normal.

Las formas de onda y sus valores correspondientes se muestran en la figura 2.5.

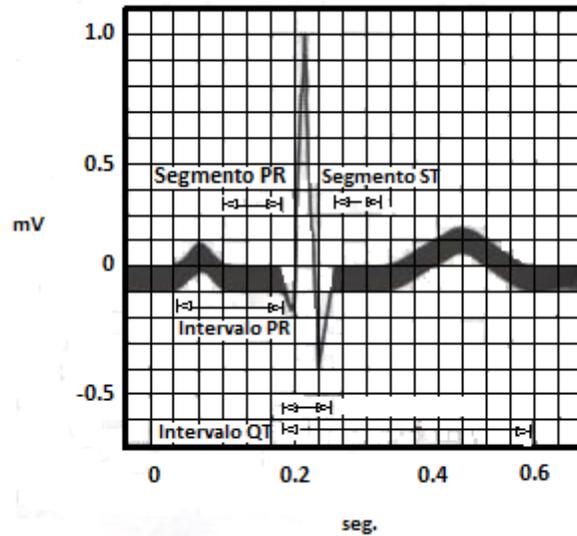


Figura 2.5 Ondas del ECG [12].

Para diagnóstico un especialista analiza primero la frecuencia cardíaca, los valores normales están en un rango de 60 a 100 latidos por minuto. Una frecuencia menor es llamada bradicardia, mostrada en la figura 2.6, y una frecuencia mayor es llamada taquicardia, mostrada en la figura 2.7; después se observa si los ciclos tienen espacios iguales, de no ser así podría existir alguna arritmia. Si el intervalo P-R es mayor a 0.2 segundos puede sugerir bloqueo del nodo AV, y si una o más de las características básicas del ECG no están presentes podría existir bloqueo cardíaco de algún tipo [15].

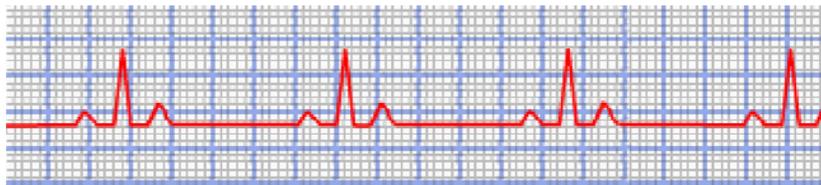


Figura 2.6 Bradicardia [16].

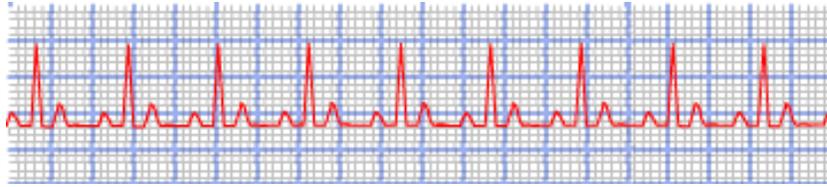


Figura 2.7 Taquicardia [16].

A continuación se presentan algunas de las arritmias más comunes:

**Arritmia Sinusal:** Esta arritmia es un ritmo que se ve frecuentemente en niños y no es tan común en adultos de edad avanzada. Se caracteriza por un complejo QRS estrecho y una onda P positiva en la derivación II, se muestra observa en la figura 2.8.

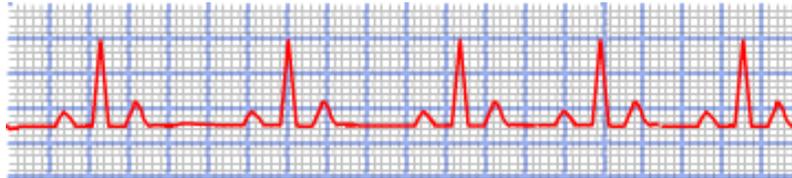


Figura 2.8 Arritmia sinusal [16].

**Pausa Sinusal:** Esta arritmia ocurre cuando el nódulo SA no inicia los impulsos eléctricos. El resultado de esta pausa no produce un múltiplo de los intervalos P-P, como se muestra en la figura 2.9.

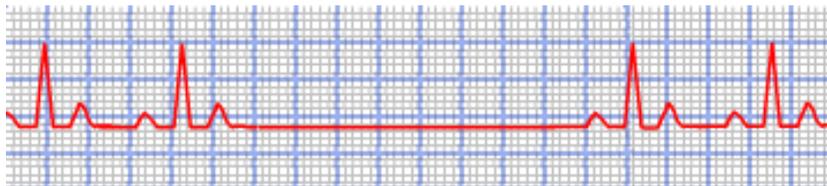


Figura 2.9 Pausa sinusal [16].

**Bloqueo cardíaco completo:** Las características fundamentales son regulares R-R intervalos y los intervalos PR son caóticos, como se observa en la figura 2.10. Estrechos complejos QRS indican un bloqueo antes de que los impulsos entren en los ventrículos mientras que QRS anchos indica un bloqueo de las ramas.

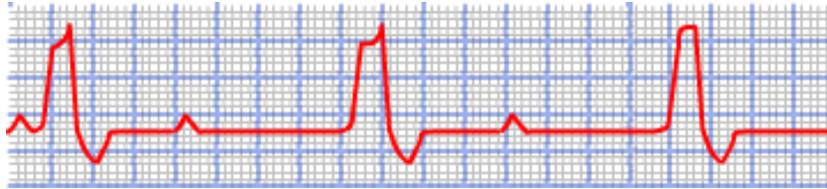


Figura 2.10 Bloqueo cardíaco completo [16].

Taquicardia nodal: Las características fundamentales en este ritmo son latidos de más de 100 por minuto, ondas P invertidas o ausentes en la derivación II, intervalos PR cortos y casi siempre complejos QRS estrechos, se muestra en la figura 2.11.

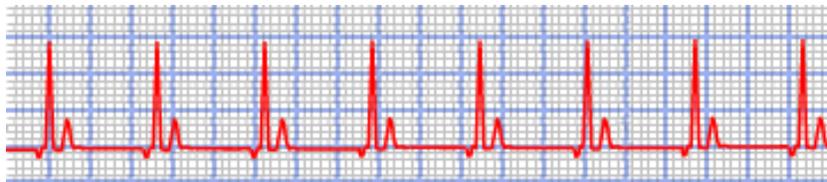


Figura 2.11 Taquicardia nodal [16].

### 2.4.1 Triángulo de Einthoven

El cuerpo humano es un conductor de volumen, ya que los líquidos corporales son buenos conductores. En un conductor de este tipo, la suma de los potenciales en los puntos de un triángulo equilátero con una fuente de corriente central siempre es de cero. Se puede obtener una aproximación de un triángulo con el corazón en el centro, el triángulo de Einthoven, si se colocan electrodos en ambos brazos y en la pierna izquierda, como se muestra en la figura 2.12 [17].

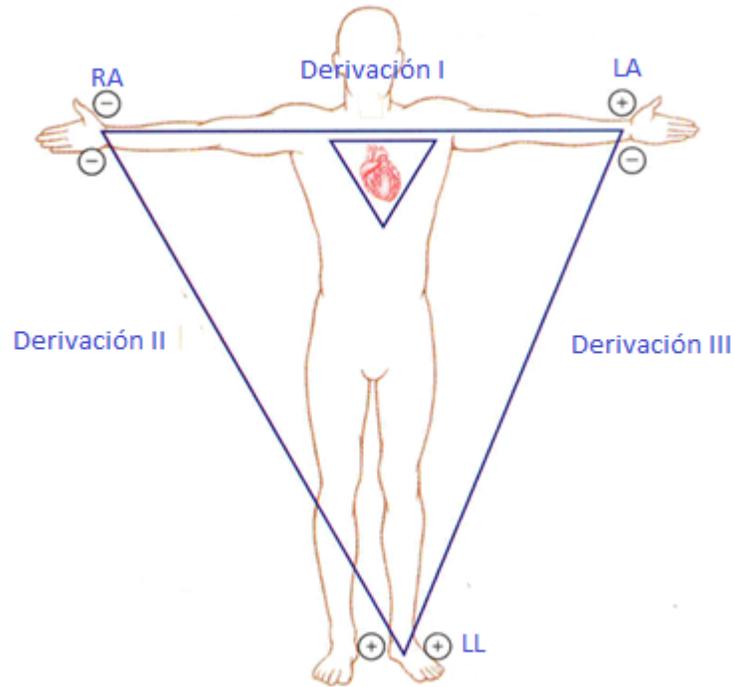


Figura 2.12 Triángulo de Einthoven

Estas son las tres derivaciones estándar de extremidades que se usan en electrocardiografía. Si estos electrodos se conectan con una terminal común, se obtiene un electrodo indiferente que permanece cerca del potencial cero [12].

Las derivaciones bipolares de Einthoven, se utilizaron antes de desarrollar las unipolares; éstas registran la diferencia de potencial entre dos extremidades, se construyen partiendo de la teoría del dipolo eléctrico, son tres, conocidas como DI, DII y DIII que son explicadas a continuación:

- Derivación I: Se obtiene colocando los electrodos en el brazo derecho RA y el brazo izquierdo LA. Donde la terminal negativa se conecta a RA y la positiva a LA, siendo así RA electronegativo con respecto a LA.
- Derivación II: En esta derivación se conecta la terminal negativa a RA y la positiva a la pierna izquierda LL, RA es electronegativo con respecto a LL.

- Derivación III: Se obtiene conectando la terminal negativa a LA y la positiva a LL, por lo que se registran ondas positivas al ser LA electronegativo con respecto a LL.

En la electrocardiografía clínica a menudo se utilizan nueve derivaciones unipolares adicionales, las que registran la diferencia de potencial entre un electrodo explorador y un electrodo indiferente. Hay seis derivaciones unipolares torácicas (precordiales) designadas de V1 a V6, y tres derivaciones unipolares en las extremidades: VR (brazo derecho), VL (brazo izquierdo) y VF (pie izquierdo). También se usan las derivaciones aumentadas de las extremidades, designadas con la letra “a”, (aVR, aVL, aVF). Las derivaciones aumentadas de las extremidades se registran entre una extremidad y las otras dos. Esto aumenta el tamaño de los potenciales en un 50%, sin cambio alguno en la configuración con respecto a los potenciales no aumentados.

## 2.5 Acondicionamiento de señales

Una señal puede ser definida como una cantidad física que varía su amplitud de acuerdo a una variable independiente, que puede ser el espacio o más comúnmente el tiempo. Las señales pueden ser clasificadas como analógicas o digitales; las señales analógicas son aquellas funciones definidas que varían su amplitud de forma continua en un intervalo de tiempo también continuo, como lo son la señales bioeléctricas. Una señal digital es aquella en la que su amplitud y el tiempo son representaciones discretas, es decir, definidos únicamente para ciertos valores [18].

Una de las aplicaciones más importantes que se han tenido en el campo de la adquisición de señales ha sido en la medicina, es claro que las señales biomédicas se diferencian de otras señales sólo por la aplicación y el origen que éstas tienen [16]. Estas son clasificadas dependiendo de la fuente que las origina, así se tienen, por mencionar algunas:

- \* Señales de Bioimpedancia: Producidas por la impedancia eléctrica de los tejidos, que proporciona información importante de su composición, volumen, distribución sanguínea, etc.
- \* Señales Bioacústicas: Caracterizadas por el ruido acústico que se produce en muchos de los fenómenos biomédicos, como el flujo de la sangre al corazón o a través de las válvulas cardiacas.
- \* Señales Biomecánicas: Engloba todas las señales que tiene origen en alguna función mecánica del sistema biológico como la locomoción.
- \* Señales Bioeléctricas: Únicas para sistemas biológicos y cuya fuente es el potencial bioeléctrico, el cual puede variar ante ciertas condiciones, como la señal ECG, anteriormente comentada en el punto 2.2.

El procesamiento de señales es una rama de la electrónica que permite estudiar la representación, transformación y tratamiento de señales así como de la información contenida en las mismas. El primer tipo de procesamiento que se desarrolló es el analógico, el cual estaba basado en el uso de dispositivos como capacitores, resistencias y amplificadores operacionales, que permitían el diseño de instrumentos para tratar las señales, filtrarlas, amplificarlas, etc.

### **2.5.1 Sistema de acondicionamiento de señales**

Un sistema de acondicionamiento de señales es aquel que realiza un conjunto de operaciones sobre una señal, operaciones relacionadas a la conversión, tratamiento y almacenamiento de datos, con el fin de poder visualizar e identificar el comportamiento de la misma.

En la mayoría de las aplicaciones y debido a la naturaleza propia de las señales, es necesario el hacer uso de procesamiento analógico, ya que las señales de este tipo, no podrían ser procesadas por una computadora debido al ruido o a las características inherentes de las mismas. Es por ello que los sistemas de acondicionamiento de señales tienen una serie de etapas, las cuales permiten el desechar componentes indeseables y adecuar los datos para su manipulación. Es así, que dichos sistemas se constituyen en una serie de etapas, como se muestra en el diagrama de bloques mostrado en la figura 2.13.

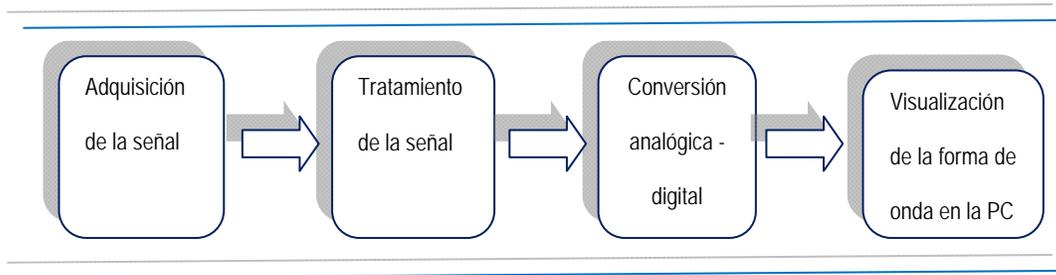


Figura 2.13 Diagrama de bloques de un sistema de acondicionamiento de Señales

**Adquisición de la señal:** En esta etapa se usa un sensor o transductor de entrada, el cual genera una señal eléctrica a partir de la energía medida. Esta adquisición, debe ser obviamente realizada en el momento que está ocurriendo la señal, y las etapas siguientes pueden ser realizadas al mismo tiempo o posteriormente, sin embargo, el monitoreo de señales biomédicas de forma ambulatoria requiere de un gran almacenamiento de la señal.

**Acondicionamiento de la señal:** Esta etapa prepara la señal para obtener los parámetros que son de interés, desechando información no deseable, lo que permite disminuir la cantidad de datos a almacenar en el caso de las señales a analizar de forma diferida.

**Conversión Analógica-Digital:** Una vez que se tiene la señal analógica deseada, es necesario transformarla a formato digital para poderla procesar por medios digitales, como lo es el análisis con herramientas computacionales [19]. Esta etapa se divide a su vez en los siguientes procesos:

*Muestreo:* Es el proceso en el que se toman muestras de la señal en tiempo continuo, en instantes de tiempo discreto, realizando así la conversión. Como se muestra en la figura 2.14.

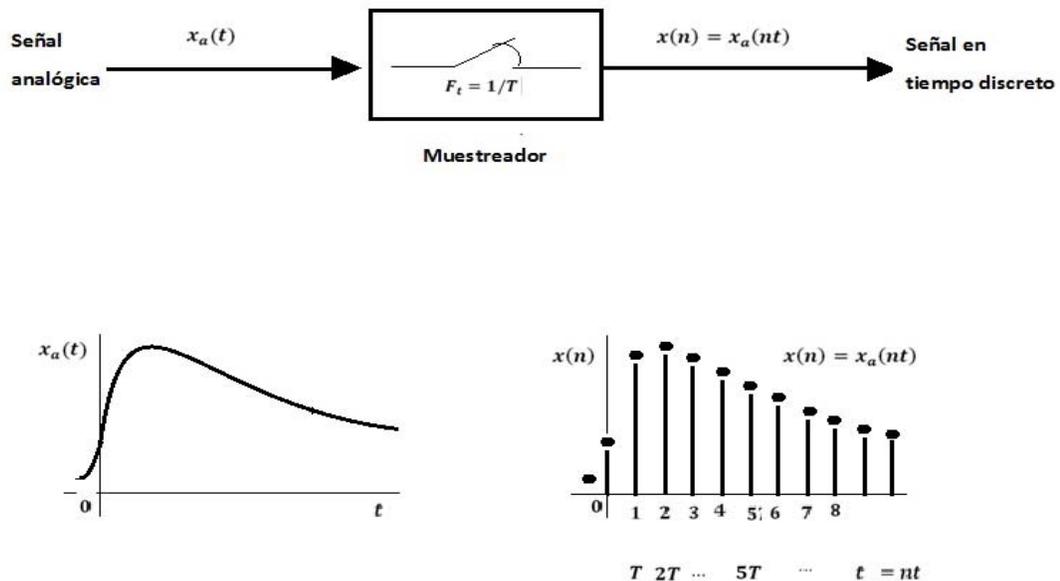


Figura 2.14 Proceso de muestreo de una señal analógica.

*Cuantificación:* El valor de cada muestra tomada de la señal, es representado mediante otro valor seleccionado de un conjunto finito de valores posibles.

*Codificación:* Es la representación binaria única para cada nivel de cuantificación diferente.

**Visualización de la forma de onda en la PC:** Es la etapa final en la que dependiendo de la aplicación del sistema, se puede tener una señal con determinadas características para su estudio, o la representación más adecuada de la misma.

## **2.6 Monitorización ambulatoria del registro electrocardiográfico: Holter**

El electrocardiograma convencional permitía el análisis de señales obtenidas de pacientes en reposo y durante cortos periodos de tiempo, entre 50 y 100 formas de onda conocidas como complejos QRS, sin embargo, se fue notando que en algunos pacientes se presentaban casos de infarto al miocardio o fallecían de forma súbita, víctimas de afecciones cardiacas, aún cuando se habían practicado electrocardiogramas basales teniendo resultados normales. Tras estas observaciones, los científicos empezaron a investigar y desarrollar instrumentos que permitieran la adquisición de electrocardiogramas de mayor duración y obtenidos en las condiciones comunes de vida de los pacientes.



Figura 2.15 Dispositivo Holter original [16]

En 1949 los científicos Holter y Gengerelli desarrollaron un sistema con el que lograron grabar ondas cerebrales de una rata ambulante, por medio de radio telemetría [16].

Holter decidió enfocarlo a señales ECG, ya que estas son más nítidas y fáciles de detectar que las ondas cerebrales; sin embargo, el dispositivo original presentaba dos grandes desventajas: la primera es que al ser un instrumento de radiotelemetría, el paciente no se podía alejar demasiado y en segundo lugar pesaba cerca de 40 Kg., como se observa en la figura 2.15, lo que lo hacía poco funcional para pacientes con desordenes cardiacos. Aunado a lo anterior, sólo era posible grabar una derivación, lo que dificultaba en gran manera el análisis de la señal.

A medida que la tecnología ha avanzado, el desarrollo del electrocardiógrafo Holter, ha proporcionado una importante herramienta de estudio de las señales ECG, pues presenta dos grandes ventajas: la posibilidad de hacer el análisis del ECG de un individuo en movimiento y bajo condiciones habituales, y dos, no existe riesgo alguno para el paciente, ya que no constituye un método invasivo.

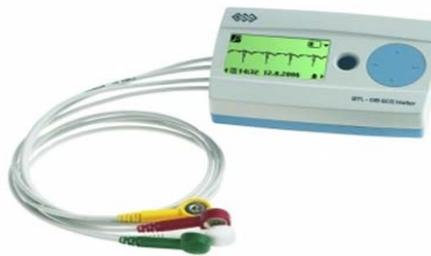


Figura 2.16 Holter BTL-08H100 [20]

Actualmente, existen Holters comerciales con capacidad de almacenamiento de la señal hasta por 7 días, que pueden monitorear de tres a doce derivaciones con un peso menor a 1Kg, como el mostrado en la figura 2.16.

En la actualidad se han realizado diversos estudios en el campo del almacenamiento y análisis de señales ECG, haciendo uso de herramientas de cómputo que permiten el desarrollo de plataformas más amigables para los médicos especialistas. Así, se han implementado varios sistemas para el procesamiento de señales, que permiten la visualización de una señal ECG utilizando dispositivos de Hardware externo que típicamente se comunican a la PC por medio del puerto serial, o más actuales vía USB. En [13] se presenta un sistema que obtiene nueve derivaciones usando Simulink de Matlab, una potente herramienta de cómputo, a la par del uso de filtros análogos en los que se adquiere la señal por medio de una tarjetas comercial de adquisición de datos

El desarrollo tecnológico de dispositivos portátiles como los llamados PDA's (asistente personal portátil, por sus siglas en inglés), han permitido su aplicación para adquirir la señal ECG y desplegarla en tiempo real en la PC con fines didácticos [21], realizando aplicaciones de sistemas de cómputo móvil, que permiten realizar estudios en pacientes en zonas rurales o de difícil acceso a médicos especialistas.

Uno de los principales puntos a observar en un registrador Holter es el dispositivo de almacenamiento, en [22], se hace uso de una memoria Secure Digital SD, lo que hace posible reducir el costo del dispositivo ya que este tipo de memorias son ampliamente utilizadas en cámaras fotográficas, reduciendo su valor comercial. Estas tarjetas de memoria hacen posible el uso de microcontroladores para el control de flujo de datos, el proceso de lectura se realiza a través de una interfaz USB. En [23], se hace uso de una memoria de almacenamiento tipo Compact Flash (CF), que proporciona una velocidad de almacenamiento mayor que la SD, aunque con menor capacidad en la actualidad. Se utilizan componentes de bajo consumo, lo que permite tener un óptimo desempeño de las baterías.

Otro aspecto importante es el uso de la instrumentación adecuada, el desarrollo de amplificadores de instrumentación con aplicaciones biomédicas ha sido muy importante en las últimas décadas [24], lo que permite hacer diseños que combinan baja complejidad y más eficiencia de rendimiento [25]. Usando circuitos integrados de montaje de superficie también se logra disminuir en gran medida el tamaño de los registradores, en [4], se utilizan circuitos elevadores de voltaje y fuentes de voltaje independientes para la parte analógica y digital, permitiendo la disminución de ruido en los filtros de la parte analógica.

En [26], se hace un estudio detallado de cómo se puede obtener el registro de la señal usando sólo dos electrodos, en vez de los tres que son utilizados: dos para la diferencia de potenciales y uno más para la referencia a tierra. Esto representa dos grandes ventajas, la primera es la reducción en el número de cables que tiene que llevar el paciente de registro ambulatorio, y la segunda es que se aísla al paciente dándole mayor seguridad contra sobre corrientes, al eliminar el electrodo a tierra.

En [5], se desarrolló una interfaz para el análisis de la señal en Visual Basic 6.0, para la comunicación del registrador con la PC se usó el puerto paralelo. El uso de lenguajes de programación visual ha permitido que las interfaces sean más amigables para el uso de los médicos especialistas. El desarrollo tecnológico en los registradores tipo Holter, tiene una enorme importancia actualmente en el estudio y diagnóstico de arritmias cardíacas, y en la monitorización de pacientes con marcapasos.

En este trabajo de tesis se implementó un registrador Holter, que utiliza señales reales adquiridas de pacientes y no de simuladores de señales ECG [2], utilizando amplificadores de instrumentación especializados, que como en [24] y [25] se requieren para una mejor adquisición de la señal.

Al igual que en [24] se utiliza una tarjeta CF para el almacenamiento de la información, pues es la que brinda una mayor velocidad de adquisición de datos y, como se explica en [23], es necesario el uso de un Microcontrolador para la conversión y envío de la información binaria, en este caso se decidió utilizar el Microcontrolador 16F877A de Microchip.

# Capítulo III

## Desarrollo

---

### 3.1 Solución propuesta

La solución propuesta en esta tesis, parte de la idea de implementar un registrador Holter que cumpla con las siguientes características:

- \* Que cuente con la instrumentación adecuada para la adquisición y acondicionamiento de las tres derivaciones bipolares, considerando la seguridad del paciente, los estándares establecidos para equipo ambulatorio y costo moderado.
- \* Una unidad de almacenamiento digital con capacidad suficiente para registros de 24 horas.
- \* Una plataforma para la recuperación de la señal, que permita la visualización de esta en la pantalla de la PC.

Para ello, se seguirán los pasos mostrados en la figura 3.1.

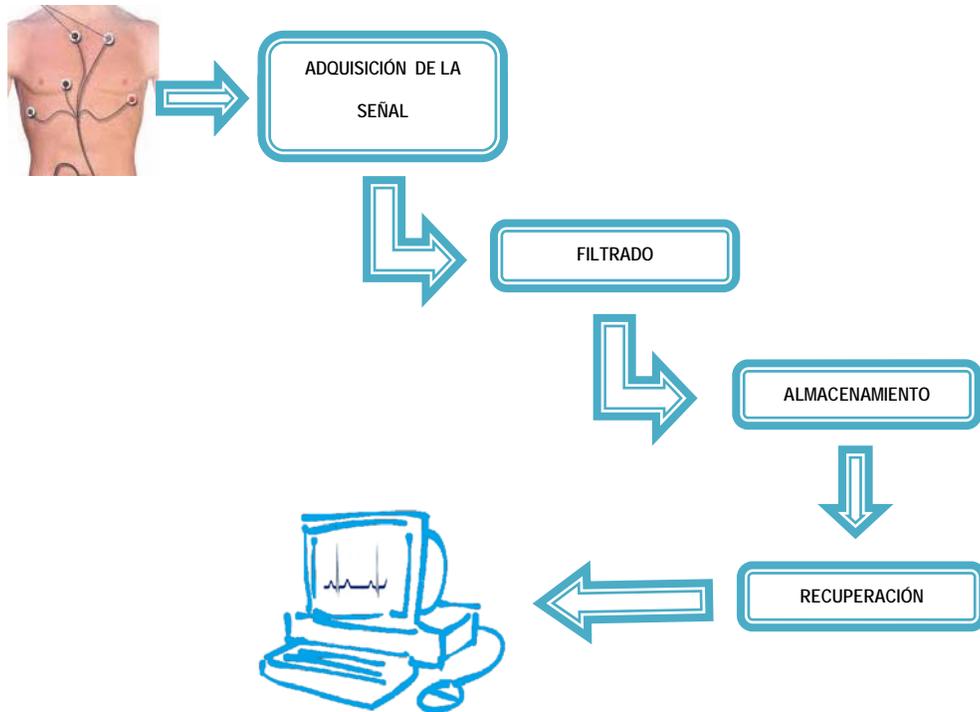


Figura 3.1 Diagrama a bloques de la solución propuesta.

## 3.2 Métodos y materiales

### 3.2.1 Adquisición de la señal ECG

La señal ECG es adquirida utilizando electrodos comerciales, estos pueden observarse en la figura 3.2 y su posicionamiento es de acuerdo al triángulo de Eithonven en la figura 3.3 [27], lo que permite un menor movimiento de los látigos (cables de conexión), evitando que se produzca ruido causado por el movimiento de los mismos.



Figura 3.2 Electroodos.

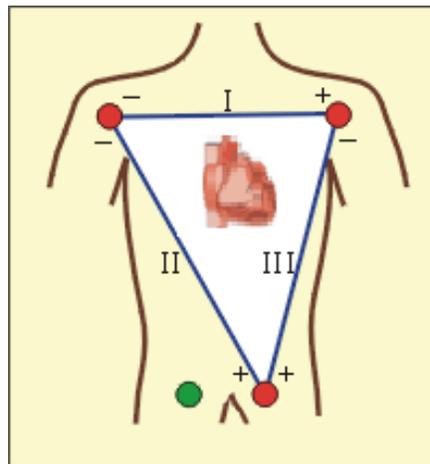


Figura 3.3 Triángulo de Einthoven con electrodos en el torso.

El circuito para la adquisición de la señal [11], figura 3.4, se compone de un circuito integrado INA 129P, que es un amplificador de instrumentación de propósito general [28], el cual tiene las siguientes características:

- \* Es un circuito integrado de bajo consumo.
- \* Tiene un alto rechazo en modo común (CMRR): 120 dB.
- \* Bajo voltaje de OFFSET.
- \* Una de sus principales aplicaciones es la instrumentación médica.

Es muy importante que el integrado tenga un alto CMRR, ya que debido a la acción de la interfaz que se forma entre el electrodo y el tejido, se ocasiona que el paciente no esté a cero con respecto a la referencia o tierra, generándose así un voltaje de offset que afecta la señal [29]. Los circuitos seguidores de entrada permiten acoplar la señal y mantener la impedancia de entrada alta.

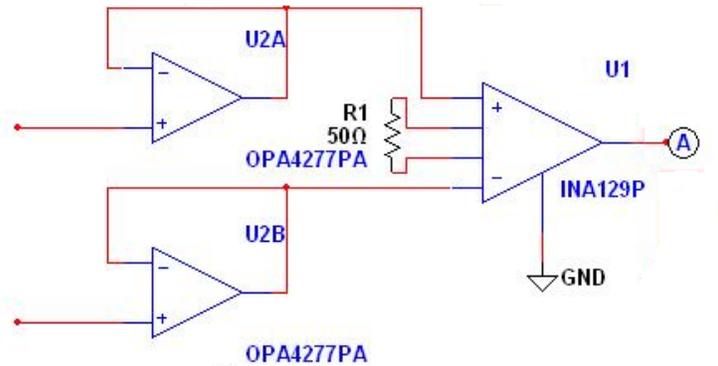


Figura 3.4 Circuito para la Adquisición de la señal

La ganancia del circuito está dada por el amplificador INA129, y se obtiene con la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G}$$

Donde:

G: Ganancia

$R_G$ : Es la resistencia de ganancia

Para el proyecto se utilizó una  $R_G$  de 50 Ohms para obtener una ganancia de 989, y amplificar la señal del orden de 1 mV a 1 V.

## 3.2.2 Tratamiento de la señal

### 3.2.2.1 Filtros

La señal ECG exhibe una amplitud no mayor a 1 mV y tiene componentes de frecuencia que van desde los 0 a 200 Hz, como se menciona en el punto 2.4, la frecuencia cardiaca normal está entre 60 y 100 latidos por minuto, por lo que es necesario utilizar filtros para establecer un ancho de banda de 0.5 a 100 Hz, que es el establecido para el análisis ECG [11]. Para el proyecto se usan filtros Sallen y Key, que son filtros activos de segundo orden, de gran simpleza y relativamente flexibles con la tolerancia de los componentes, ya que permiten cierta libertad en la exactitud de los mismos.

Un filtro pasa banda puede formarse de la unión de un filtro pasa-bajas y un pasa-altas, donde el filtro pasa bajas se considera una frecuencia de corte de 100 Hz, y la frecuencia de corte para el pasa altas es de 0.05 Hz; el circuito se muestra en la figura 3.5.

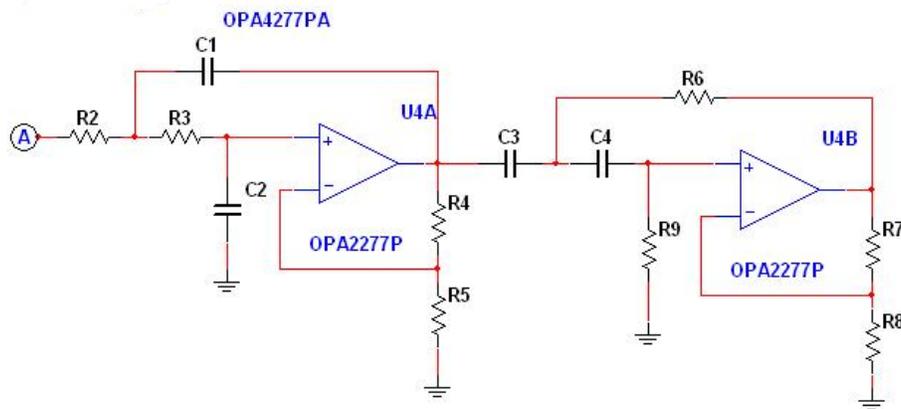


Figura 3.5 Circuito de filtrado Sallen key

Para cada derivación se realizaron los cálculos de las resistencias con la siguiente ecuación:

$$R = \frac{1}{2\pi F_c C}$$

Donde:

$R$ : Valor de la resistencia

$F_c$ : Frecuencia de corte

$C$ : Valor del capacitor

Los valores de los componentes calculados se muestran en las tablas 3.1 y 3.2.

Tabla 3.1 Valores de los componentes del filtro pasa bajas

<b><i>Derivación</i></b>	<b><i>Capacitor (nF)</i></b>	<b><i>R<sub>1</sub> = R<sub>2</sub> (Ω)</i></b>	<b><i>R<sub>A</sub> (Ω)</i></b>	<b><i>R<sub>B</sub> (Ω)</i></b>
<b><i>III</i></b>	9.8	162.4 K	10K	5.86K
<b><i>II</i></b>	9.9	160.763 K	10K	5.86K
<b><i>I</i></b>	9.6	165.786K	10K	5.86K

Tabla 3.2 Valores de los componentes del filtro pasa altas

<b><i>Derivación</i></b>	<b><i>Capacitor (μF)</i></b>	<b><i>R<sub>1</sub> = R<sub>2</sub> (Ω)</i></b>	<b><i>R<sub>A</sub> (Ω)</i></b>	<b><i>R<sub>B</sub> (Ω)</i></b>
<b><i>III</i></b>	0.90	3.536 M	10K	5.86K
<b><i>II</i></b>	0.91	3.4979 M	10K	5.86K
<b><i>I</i></b>	0.955	3.3308 M	10K	5.86K

### 3.2.2.2 Conversión analógica digital

La conversión de la señal es necesaria para poder almacenar la señal analógica por medio de sus correspondientes datos binarios, lo que constituye la segunda fase del acondicionamiento de la señal de esta tesis. Existen diversos convertidores comerciales con características diferentes de conversión, se decidió hacer uso de un Microcontrolador, pues permite reducir costo, espacio y para una mayor funcionalidad, algunos de estos ya tienen integrados módulos de conversión. En este caso se utilizó el Microcontrolador 16F877A de Microchip, ver figura 3.6, ya que cuenta con el número de pines necesarios para la comunicación con la CF. Algunas de sus características son:

- Modulo analógico digital con resolución de 10 bits.
- Temporizadores.
- Transmisor receptor asíncrono universal (USART/SCI).
- Modulo captura-compara.
- Modulador de ancho de pulsos.

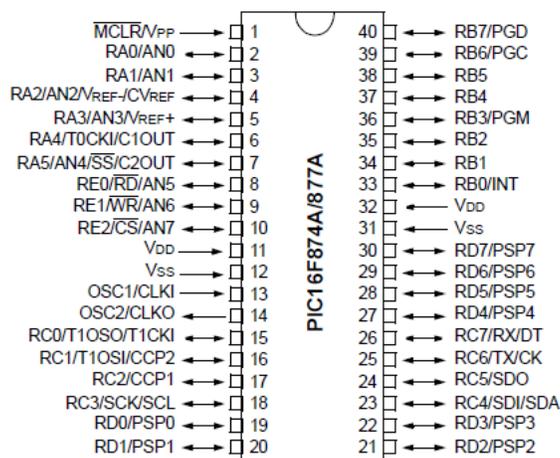


Figura 3.6 Diagrama del Microcontrolador 16F877A [30]

Como se indica en la figura 3.7, para el uso del ADC en un microcontrolador, es necesario indicar algunos parámetros tanto en hardware como en software. Del diagrama se sabe que en hardware se tiene que configurar el voltaje de referencia, acorde a como lo establece el fabricante [30].

De los parámetros a considerar del software, se tiene que tomar en cuenta la resolución del convertidor y establecer la frecuencia de muestreo. Es importante señalar que la frecuencia de muestreo debe ser calculada según el teorema de Nyquist, el cual establece que para preservar la información original, la tasa de muestreo debe ser mayor que el doble de la máxima componente contenida en la señal analógica.

Para poder programar el microcontrolador se necesita de un compilador, ya que éste se encarga de traducir las instrucciones de un lenguaje de alto nivel a las correspondientes instrucciones de bajo nivel que son programadas en el pic.

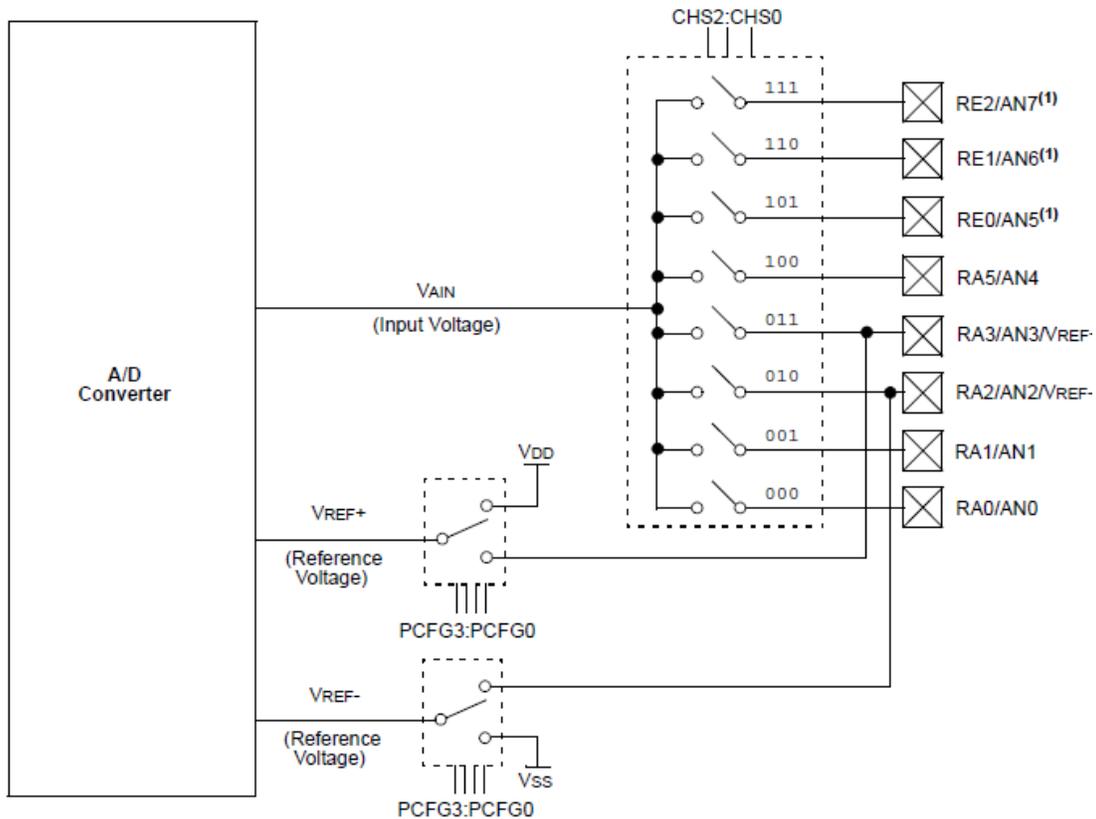


Figura 3.7 Diagrama de Bloques del convertidor del 16F877A

El compilador que se decidió a utilizar es el MikroC de Mikroelektronika, en su versión libre, ya que este es sencillo de utilizar pues ya tiene rutinas preestablecidas que facilitan el uso de los recursos del microcontrolador, como lo es el caso del módulo convertidor, para el cual es necesaria la función `Adc_Read` (`char chanel`), que indica cuál es el canal del que se va a leer la conversión [31]. Esta rutina inicializa al convertidor trabajando con el reloj RC que es el que establece el tiempo necesario para la conversión; también se tiene que configurar el registro `ADCON1`, del microcontrolador, mostrado en la figura 3.8 y la tabla 3.3.

R/W-0	R/W-0	U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
ADFM	ADCS2	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
bit 7				bit 0			

bit 7: bit de selección de formato del resultado A/D

1: Justifica a la derecha, los bits más significativos del registro ADRESH

0: Justifica a la izquierda los bits más significativos del registro ADRESL

bit 6-4: No implementados

bit 3-0: PCFG3:PCFG0 : control de configuración del puerto A/D

Figura 3.8 Registro ADCON1 [30]

Tabla 3.3 Bits de configuración del Registro ADCON1 [30]

PCFG <3:0>	AN7	AN6	AN5	AN4	AN3	AN2	AN1	AN0	VREF+	VREF-	C/R
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	8/0
0001	A	A	A	A	VREF+	A	A	A	AN3	VSS	7/1
0010	D	D	D	A	A	A	A	A	VDD	VSS	5/0
0011	D	D	D	A	VREF+	A	A	A	AN3	VSS	4/1
0100	D	D	D	D	A	D	A	A	VDD	VSS	3/0
0101	D	D	D	D	VREF+	D	A	A	AN3	VSS	2/1
011x	D	D	D	D	D	D	D	D	—	—	0/0
1000	A	A	A	A	VREF+	VREF-	A	A	AN3	AN2	6/2
1001	D	D	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	6/0
1010	D	D	A	A	VREF+	A	A	A	AN3	VSS	5/1
1011	D	D	A	A	VREF+	VREF-	A	A	AN3	AN2	4/2
1100	D	D	D	A	VREF+	VREF-	A	A	AN3	AN2	3/2
1101	D	D	D	D	VREF+	VREF-	A	A	AN3	AN2	2/2
1110	D	D	D	D	D	D	D	A	VDD	VSS	1/0
1111	D	D	D	D	VREF+	VREF-	D	A	AN3	AN2	1/2

### 3.2.3 Almacenamiento de la información

En la etapa del almacenamiento se usa una memoria Compact Flash de Kingston Technology Company (CF), de 1 giga byte de capacidad, que se muestra en la figura 3.9.



Figura 3.9 Compact Flash de Kingston [32]

Para la comunicación entre la PC y la CF, es necesario el uso de la interfaz mostrada en la figura 3.10, de Mikroelektronika Company por la sencillez de su diseño y amplia funcionalidad para utilizarla con MikroC.

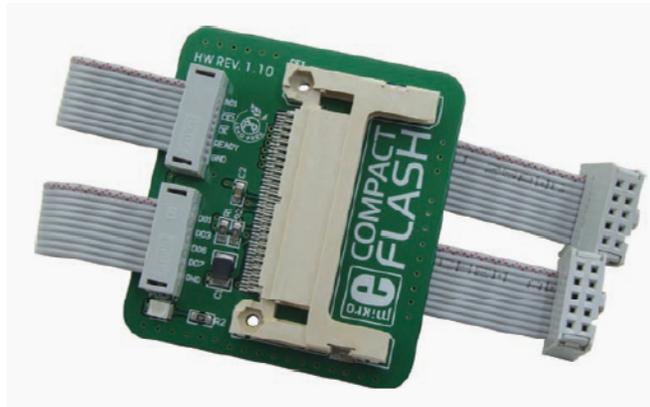


Figura 3.10 Interfaz para la comunicación entre la CF y el PIC [33]

Los datos binarios resultado de la conversión en el ADC, son enviados a la CF, por lo que es necesario la declaración de los puertos a usar del Microcontrolador y realizar las conexiones correspondientes a la CF, las cuales son mostradas en la figura 3.11 y 3.12.

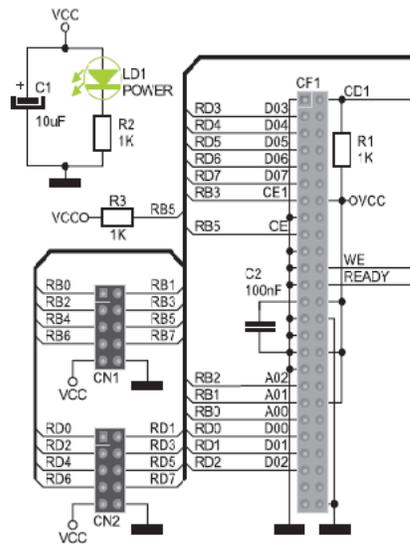


Figura 3.11 Diagrama de conexiones de la interfaz CF [33].

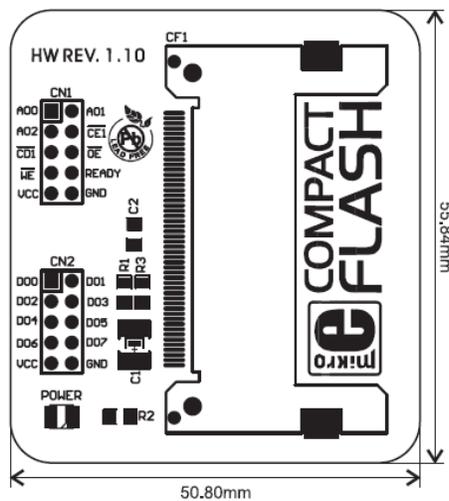


Figura 3.12 Organización de pines de la interfaz CF.

Al igual que para el ADC, MikroC tiene también una serie de bibliotecas que facilitan el envío de datos a la CF, pues las rutinas de lectura y escritura ya están implementadas, solo hay que hacer uso de la biblioteca Compact Flash; en la tabla 3.4 se muestran las instrucciones y una breve descripción de su funcionamiento.

Tabla 3.4 Instrucciones de la biblioteca Compact Flash.

<b>INSTRUCCIÓN</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>EJEMPLO</b>
<b>Cf_Init</b>	Inicializa los puertos para la comunicación	<b>Cf_Init(&amp;PORTB,&amp;PORTD);</b>
<b>Cf_Detect</b>	Detecta la presencia de la CF	<b>while (!Cf_Detect());</b>
<b>Cf_Write_Init</b>	Inicializa la CF para la escritura Parámetros: dirección: el primer sector en el que se va a escribir. sectnt: Número de sectores a escribir.	<b>Cf_Write_Init(590,1);</b>
<b>Cf_Write_Byte</b>	Escribe un byte en el sector de la CF, usando un apuntador que automáticamente se incrementa al escribir. Parámetros: dato: byte a escribir	<b>Cf_Write_Byte(data);</b>
<b>Cf_Read_Init</b>	Inicializa la lectura de la CF. Parámetros: dirección: el primer sector que se prepara para la lectura sectcnt: número de sectores para la operación de lectura	<b>Cf_Read_Init(590,1)</b>
<b>Cf_Read_Byte</b>	Lee un byte del sector de la CF, por medio del apuntador, el que se auto incrementa al leer,	<b>data=Cf_Read_Byte()</b>

Un aspecto muy importante a considerar son los tipos de datos que se van a manejar, ya que es necesario tomar en cuenta el tamaño de las variables a utilizar, para evitar el desbordamiento y la pérdida de información. Los tipos de datos válidos para MikroC se muestran en la tabla 3.5.

Tabla 3.5 Tipos de datos de MikroC.

Tipo	Tamaño en bytes	Rango
Char	1	-128 a 127
Unsigned char	1	0 a 255
Short	2	-32768 a 32767
Unsigned short	2	0 a 65535
Int	4	-2147438648 a 2147438647
Unsigned int	4	0 a $2e32-1$
Long	4	-2147438648 a 2147438647
Unsigned long	4	0 a $2e32-1$

Para el desarrollo de cualquier algoritmo es recomendable realizar un diagrama de flujo que presente el bosquejo general de las rutinas a seguir. En el apéndice A se presenta el código completo usado para la conversión y el almacenamiento de datos, el diagrama de flujo se presenta en la figura 3.13.

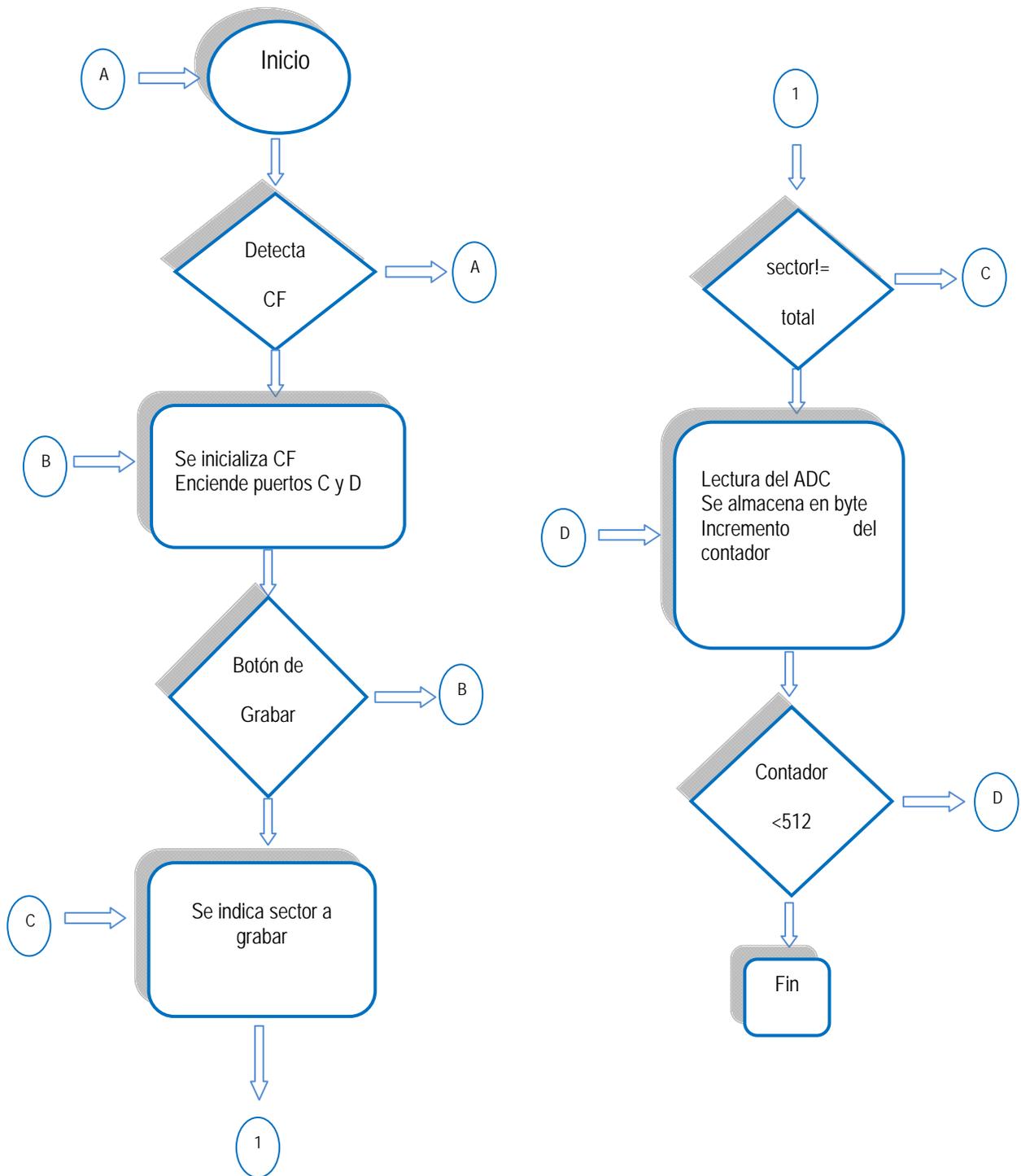


Figura 3.13 Diagrama de bloques del algoritmo de almacenamiento de información.

## 3.2.4 Lectura de los datos con la PC

### 3.2.4.1 Manejo de WinHex

Para recuperar la información almacenada dentro de la CF, se utiliza el software X-ways WinHex en su versión libre, ver figura 3.14, que es un editor hexadecimal universal [34], en este caso se utiliza para poder visualizar la información almacenada en la CF, en formato hexadecimal. Dentro de sus aplicaciones se encuentran:

- \* Encontrar y reemplazar texto.
- \* Insertar marcadores de posición.
- \* Convertidor hexadecimal.
- \* Edición de la RAM.

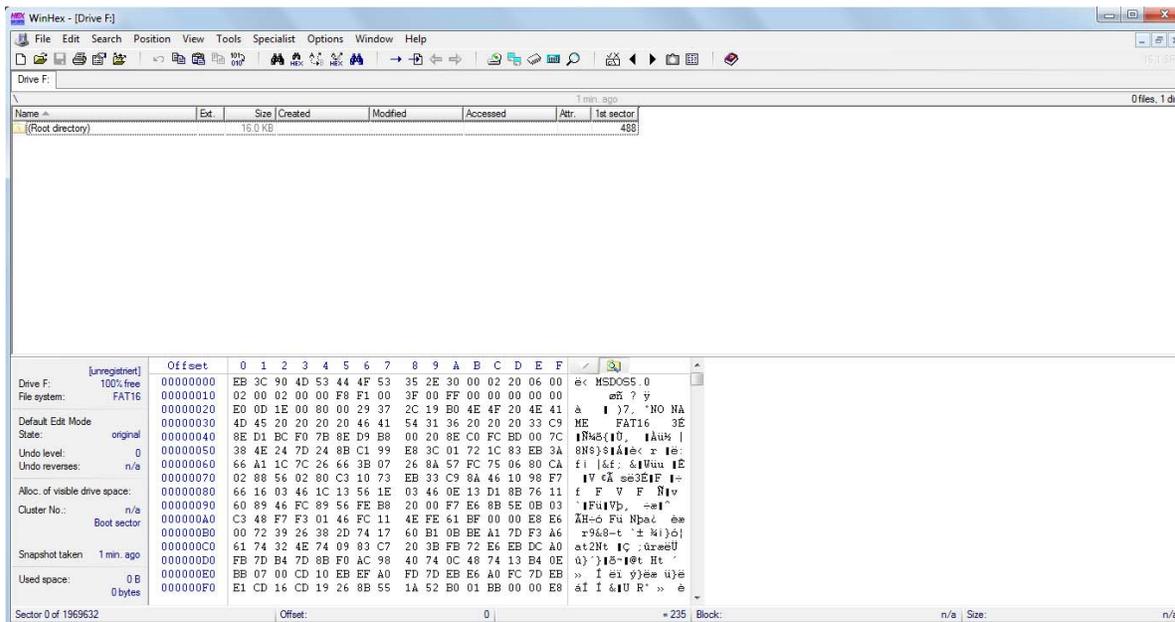


Figura 3.14 Pantalla de WinHex

### 3.2.4.2 Archivo \*.txt

Después de visualizar el contenido de la memoria CF en WinHex, como se muestra en la figura 3.14, se selecciona el bloque correspondiente a los sectores grabados, se copia y pegan en un archivo \*.txt, el cual es almacenado dentro del directorio raíz de la PC, desde donde es llamado por el programa con el que se visualizan y procesan los datos. En la figura 3.15 se observa el archivo signal1.txt, en el que se almacenaron datos de una prueba de adquisición de señal ECG.

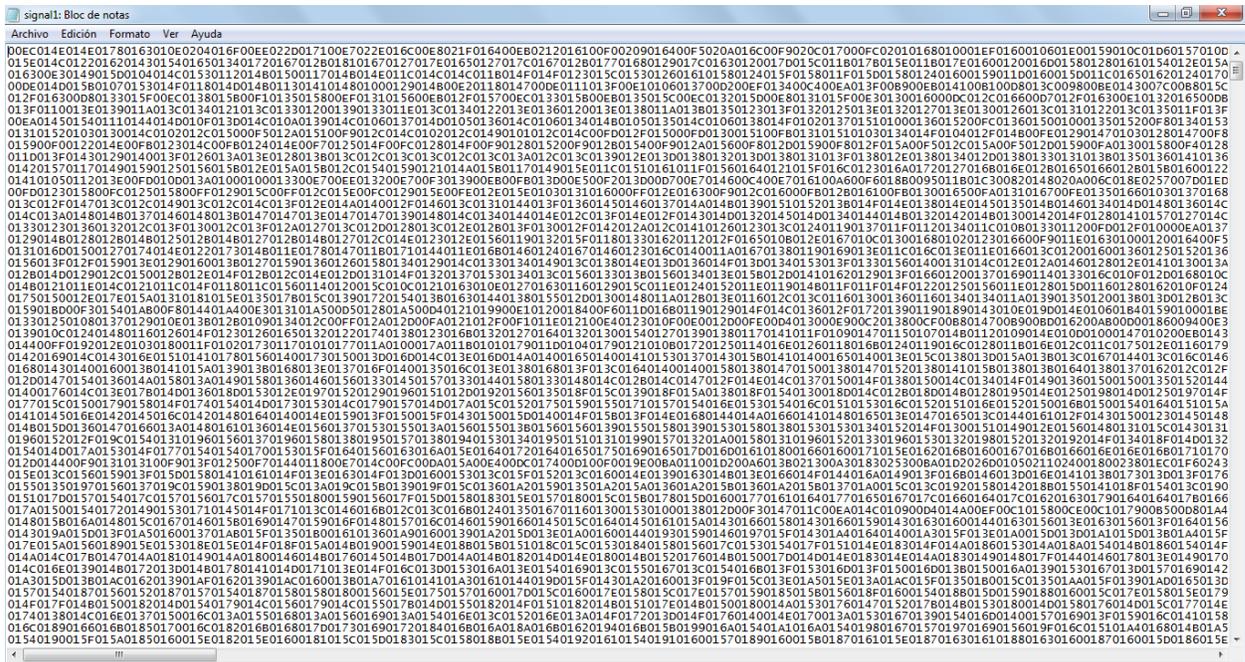


Figura 3.15 Documento signal1.txt

### 3.2.5 Recuperación de la señal en Matlab

Una vez que los datos han sido guardados en el archivo \*.txt, se recuperan por medio de Matlab (por sus siglas en inglés Matrix Laboratory), que es una potente herramienta computacional en la que se pueden realizar complejos cálculos matemáticos y aplicaciones diversas para control, simulación, redes neuronales, procesamiento de señales, etc.

Desde Matlab se abre el archivo de texto y es cargada la información en vectores para después ser procesada y por medio de la instrucción PLOT graficar la señal en la PC; la gran ventaja que ello representa no solo es la de poder visualizar los datos, sino también manipularlos y procesarlos para su mejor estudio. En la figura 3.16 se muestra la forma de onda de ECG obtenida de los datos del archivo signal1.txt.

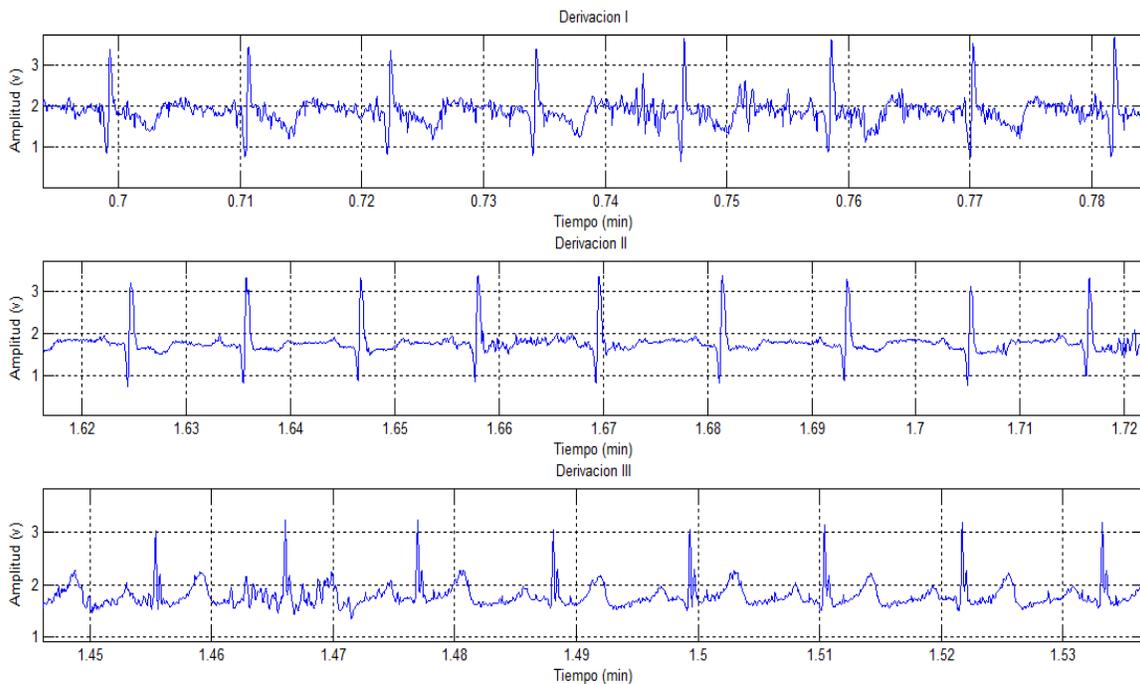


Figura 3.16 Señal obtenida en Matlab de signal1.txt

Para el tratamiento de la señal se diseñó el algoritmo que aparece en el Apéndice B; y su diagrama de flujo se muestra en la figura 3.17.

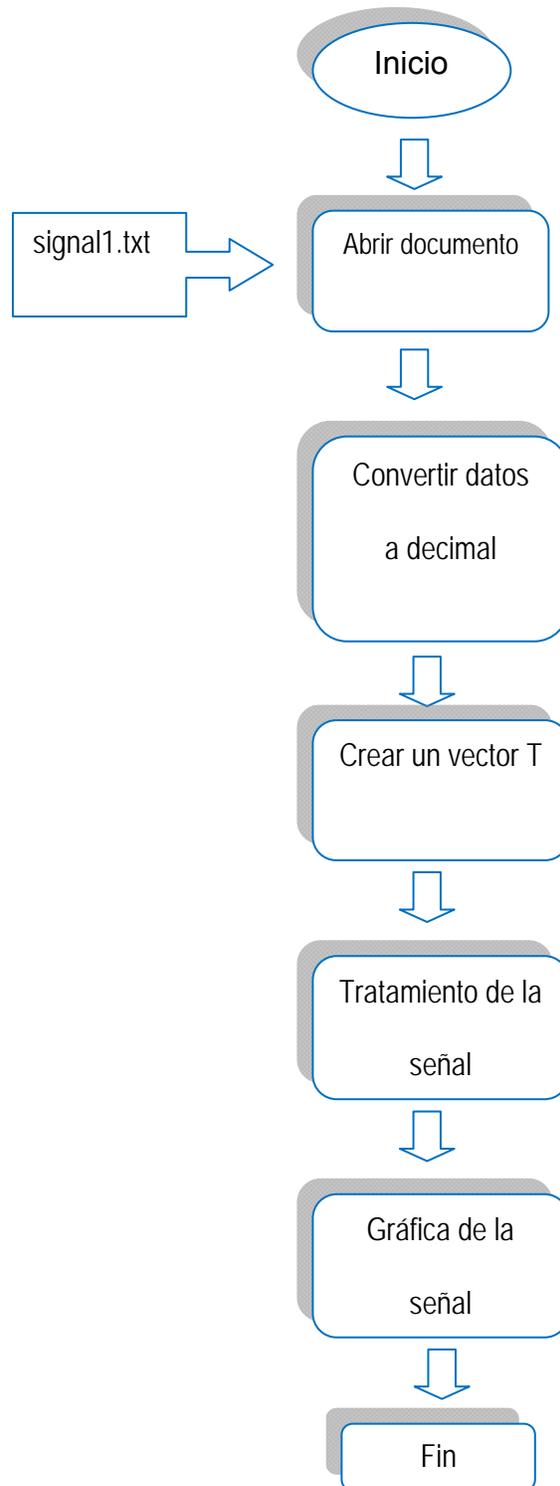


Figura 3.17 Diagrama de flujo del tratamiento de la señal en Matlab.

# Capítulo IV

## Pruebas y Resultados

---

### 4.1 Pruebas

#### 4.1.1 Adquisición de la señal

Para realizar las pruebas de la fase de adquisición de la señal fue necesario implementar un circuito que proporcione la seguridad necesaria para el paciente, ya que se trabajó con la línea de alimentación directamente. Para ello se utilizó un amplificador de aislamiento ISO124, el cual se muestra en la figura 4.1.

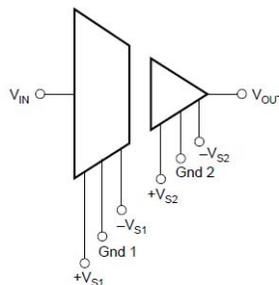


Figura 4.1 Amplificador de aislamiento ISO124 [11].

En el amplificador de aislamiento no existe la continuidad óhmica entre la entrada y la salida; es decir, permite separar las referencias y trabajar en modo aislado evitando el choque eléctrico en el paciente [11].

Los electrodos se colocaron según el triángulo de Einthoven en el tórax, también se realizaron pruebas con los electrodos en las extremidades, y se observó que en la señal no existía modificación, aunque con los electrodos en las extremidades se genera mayor interferencia muscular, y al tratarse de un dispositivo portátil la recomendación es usarlos en el tórax, en la figura 4.2 se muestra cómo se colocaron los electrodos:

- \* RA y LA en el quinto espacio intercostal
- \* RL y LL en la cadera.



Figura 4.2 Posición de los electrodos

#### 4.1.2 Eliminación del ruido

Como se mostró en el capítulo anterior, para adquirir la señal se utilizó un amplificador de instrumentación de propósito general, cuyas características permiten una muy buena adquisición de la señal, y se usaron filtros para cortar las frecuencias entre 0.05 Hz y 100 Hz, con lo que no se eliminó el ruido de 60 Hz característico en las señales ECG, producido por la resistencia propia de la piel.

Sin embargo, se presentó la problemática del ruido electromiográfico, es decir, el ruido producido por el movimiento muscular y la respiración. En la figura 4.3 se muestra una señal afectada por el movimiento muscular y ruido provocado por la línea de alimentación.

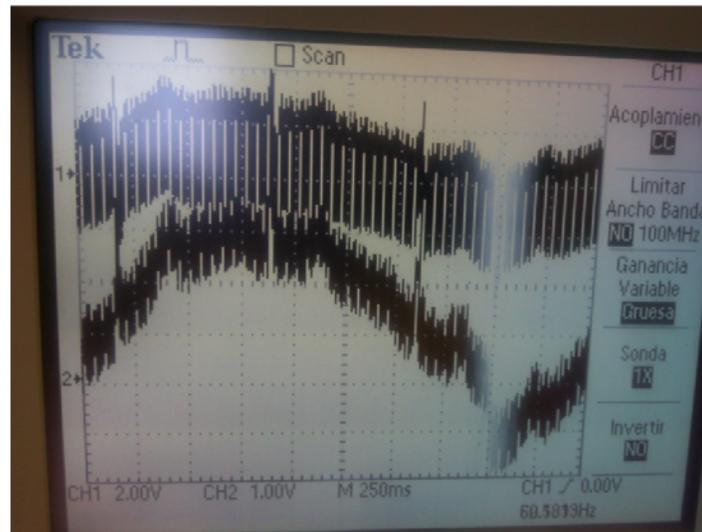


Figura 4.3 Señal afectada por movimiento muscular y ruido de línea.

Como se puede notar en la imagen de la figura 4.3, el movimiento muscular produce una componente no deseada de directa, que provoca que la señal no se estabilice, esta condición es conocida como ruido de línea base. Y dificulta enormemente la conversión y almacenamiento de la señal, ya que se exceden las especificaciones de voltaje que da el fabricante para el ADC, lo que ocasiona una gran pérdida de información.

De forma típica se recomienda el uso de un filtro Notch para eliminar el ruido de línea base, aunque presenta el inconveniente de complicar el diseño y aumentar las dimensiones; sin embargo, agregando un circuito integrador a la salida del CI INA129P, y usando esta salida como referencia para el mismo, se logró eliminar este problema [35]. El circuito completo del registrador se muestra en el apéndice C.

El ruido producido por la alimentación de la línea se eliminó automáticamente cuando se cambió la alimentación del circuito por dos pilas de 9 V y se utilizaron reguladores de voltaje a 5 volts, para alimentar la fase digital.

Una vez teniendo la señal filtrada, se acondicionó para su conversión analógica digital, para ello se le agregó una componente de directa por medio de un circuito sumador.

### **4.1.3 Conversión analógica-digital**

Como se mencionó en la sección 3.2.2.2, para obtener la representación binaria de una señal analógica, se utilizó un ADC; para ello es necesario establecer ciertos parámetros como la resolución y el voltaje de referencia, en este proyecto se utilizó la resolución de 10 bits que es la máxima con la que cuenta el microcontrolador y se estableció una frecuencia de muestreo de 250Hz, ya que cumple con el teorema de Nyquist para el muestreo de señales.

Como el microcontrolador 16F877 no especifica una tabla de conversiones de valores analógicos a sus correspondientes representaciones digitales, se calcularon los valores que se muestran en la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Valores obtenidos de la conversión

Vin	Representación esperada		Representación real	
	Decimal	Hexadecimal	Decimal	Hexadecimal
164 mV	34	022	31	01F
0.5	105	069	98	062
1	210	0D2	207	0CF
1.5	315	136	317	13D
2	419	1A3	417	1A1
2.5	529	211	517	205
3	628	274	625	271
3.5	734	2DE	736	2E0
4	838	346	831	33F
4.5	943	3AF	959	3BF
4.88	1023	3FF	1020	3FC

Las diferencias que se observan en la tabla pueden ser debidas a las fluctuaciones que se presentan en la fuente de alimentación. El error máximo que se obtiene entre el valor esperado y el obtenido es del 1.17 %, por lo que se puede decir que hay una confiabilidad en la conversión de más del 98%.

El circuito de prueba con el ADC y la CF se muestra en la figura 4.4.

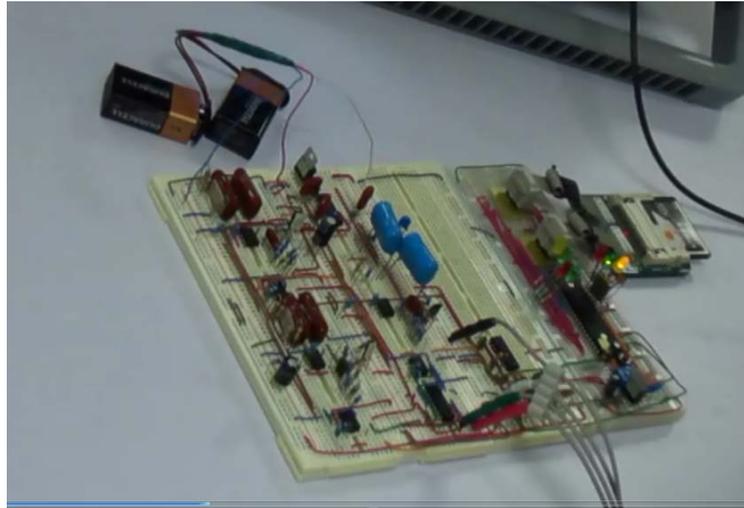


Figura 4.4 Circuito de prueba completo

Para activar el proceso de escritura en la memoria CF, se sigue el diagrama de tiempos mostrado en la figuras 4.5.

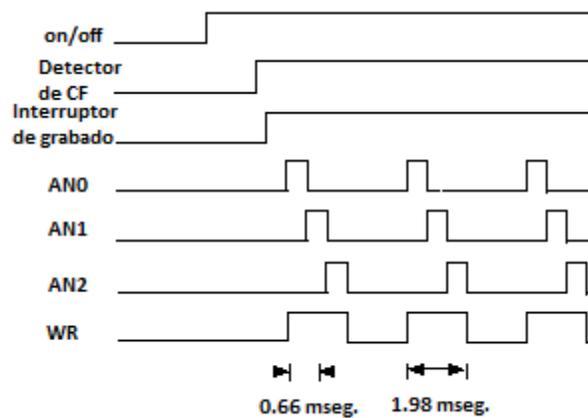


Figura 4.5 Diagrama de tiempos para la escritura de la memoria

### 4.1.4 Recuperación de la señal

Después del almacenamiento de los datos binarios en la CF, se recuperaron por medio del programa WinHex, seleccionando los sectores en los que se grabó la información y copiándolos a una hoja de block de notas. Esto es necesario, ya que la CF se divide en sectores, que se componen a su vez por 512 posiciones de almacenamiento; para el diseño se grabaron 510 posiciones con los datos de la señal, para garantizar que no se quedaran sectores incompletos y los dos sectores restantes se llenaron con ED FF como se muestra en la figura 4.6, así que el block de notas se utilizó para eliminar esos dos sectores de información no deseada. Esto es importante pues, si no se graban sectores completos las CF no almacena la información.

Cabe mencionar que no es necesario ningún diagrama de tiempos para la lectura de la CF, pues la memoria se abre directamente en la PC con ayuda del WinHex.

001F4000	01 A3 01 58 01 4F 01 98	01 52 01 SE 01 91 01 7B	█ X O I R ^ ^ {
001F4010	01 90 01 8B 01 AE 01 B9	01 8E 01 C9 01 C6 01 94	E E I
001F4020	01 CA 01 C0 01 9A 01 BD	01 AB 01 A0 01 9D 01 84	E A I H <<
001F4030	01 A4 01 73 01 61 01 9D	01 57 01 5A 01 8E 01 63	H s a W Z   c
001F4040	01 7A 01 88 01 93 01 A8	01 88 01 BD 01 C8 01 8A	z         H E I
001F4050	01 CF 01 CF 01 91 01 C9	01 BD 01 9D 01 B0 01 93	I Y ' E H ' I
001F4060	01 A9 01 85 01 69 01 A9	01 60 01 53 01 9D 01 5B	@   i     S
001F4070	01 64 01 91 01 81 01 91	01 91 01 B3 01 B5 01 9B	d ' ' ' ' p
001F4080	01 D1 01 C6 01 9D 01 D8	01 C5 01 9F 01 C7 01 AE	N E @ A   C @
001F4090	01 A4 01 9F 01 81 01 A8	01 73 01 5D 01 A1 01 59	H         s     Y
001F40A0	01 59 01 92 01 6A 01 80	01 88 01 9C 01 AC 01 8F	Y ' j e       - >
001F40B0	01 C3 01 C0 01 9D 01 D2	01 BF 01 A6 01 CD 01 AF	A A O &     I -
001F40C0	01 AD 01 B4 01 8E 01 B0	01 89 01 69 01 AB 01 63	- '       i << c
001F40D0	01 51 01 A2 01 59 01 5C	01 98 01 7C 01 87 01 96	Q o Y \
001F40E0	01 AE 01 AE 01 9C 01 CC	01 C0 01 A0 01 D3 01 BE	@         A O H
001F40F0	01 A3 01 C7 01 AE 01 A6	01 A8 01 8C 01 A5 01 7D	e C @         H
001F4100	01 68 01 A2 01 5F 01 58	01 A0 01 6A 01 6E 01 9E	h o _ X j n
001F4110	01 9A 01 98 01 A2 01 C2	01 B3 01 A7 01 D5 01 BE	o A ' S O H
001F4120	01 A7 01 D1 01 B5 01 AA	01 EB 01 97 01 AF 01 8B	\$ N μ & »     -
001F4130	01 66 01 B3 01 5F 01 43	01 B0 01 53 01 4D 01 A2	f ' - C ' S H o
001F4140	01 7C 01 84 01 98 01 B3	01 B4 01 9B 01 D3 01 C5	'   O A
001F4150	01 A5 01 D8 01 BD 01 AC	01 CA 01 A8 01 AE 01 A8	# @ H - E ' e "
001F4160	01 84 01 AE 01 7B 01 5F	01 A9 01 5C 01 50 01 A2	@ { - @ \ P o
001F4170	01 65 01 6A 01 9C 01 98	01 9C 01 99 01 C2 01 BF	e j           A &
001F4180	01 9A 01 D9 01 CC 01 9E	01 D9 01 C3 01 A6 01 C5	U       U A   A
001F4190	01 A3 01 AD 01 97 01 72	01 B1 01 68 01 4B 01 B0	e -   x ± h K "
001F41A0	01 58 01 4D 01 A8 01 7C	01 7C 01 A2 01 B2 01 AB	X M "     o ' <<
001F41B0	01 A5 01 D5 01 C1 01 A9	01 DB 01 BD 01 AC 01 C6	# O A @ U H - E
001F41C0	01 A3 01 B2 01 A4 01 7E	01 B1 01 7B 01 5C 01 AD	e ' H ~ ± { \ -
001F41D0	01 5C 01 4D 01 A5 01 65	01 6A 01 99 01 94 01 9F	\ M # e j
001F41E0	01 91 01 C3 01 C9 01 8F	01 DA 01 D3 01 9A 01 D5	' A E U O   O
001F41F0	01 BD 01 A9 01 BD 01 98	01 B3 01 90 01 6B ED FF	H @ H   ' k i y
001F4200	01 AC 01 5B 01 4E 01 9F	01 59 01 62 01 95 01 84	- [ N   Y b

Figura 4.6 Sectores de la CF

El archivo con extensión \*.txt fue abierto en Matlab utilizando la función *fopen*, y se convirtieron los datos de hexadecimal a decimal para obtener su correspondiente

valor de voltaje. De esta forma la señal se visualizó en la PC, como se muestra en la figura 4.7.

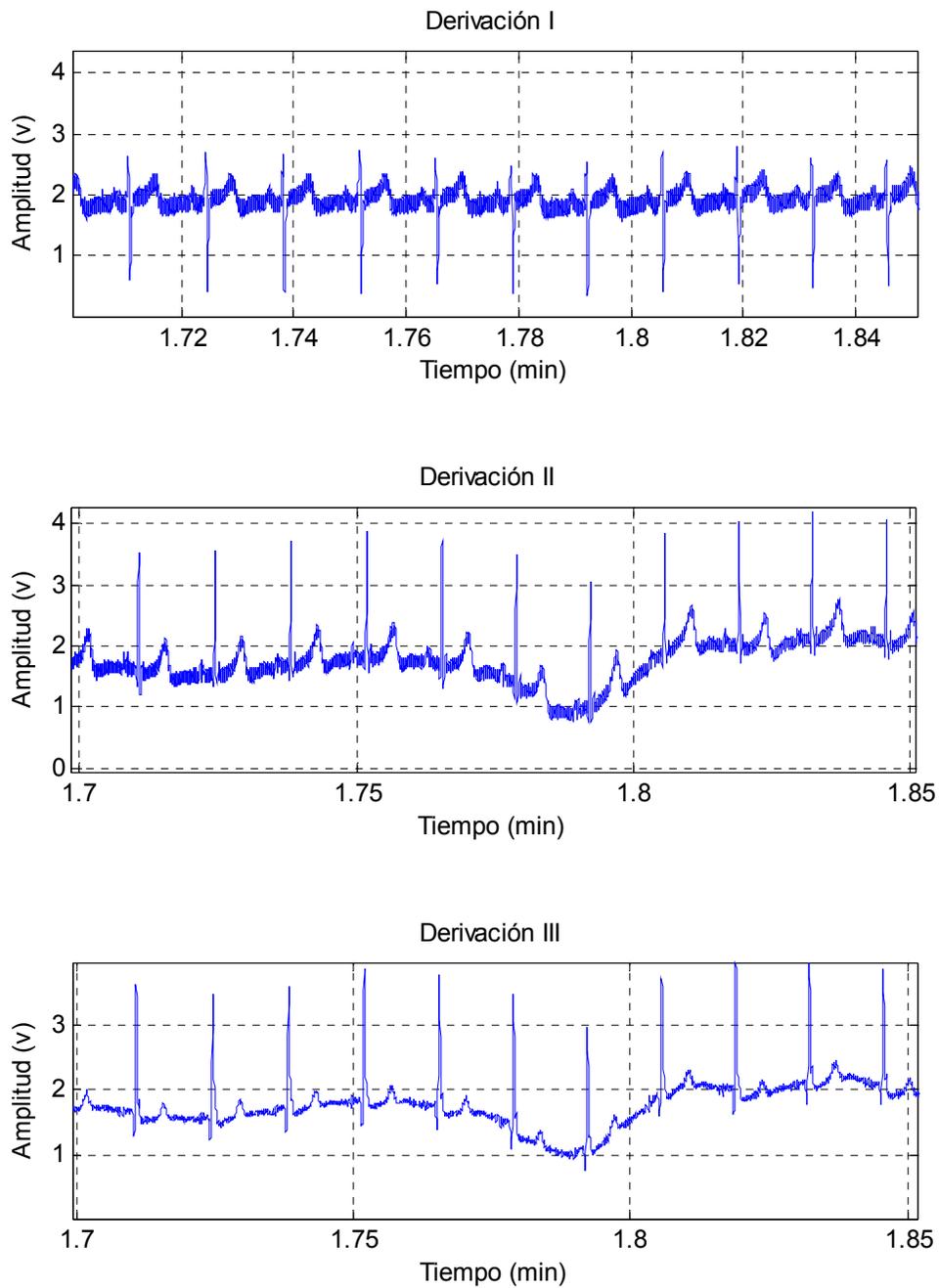
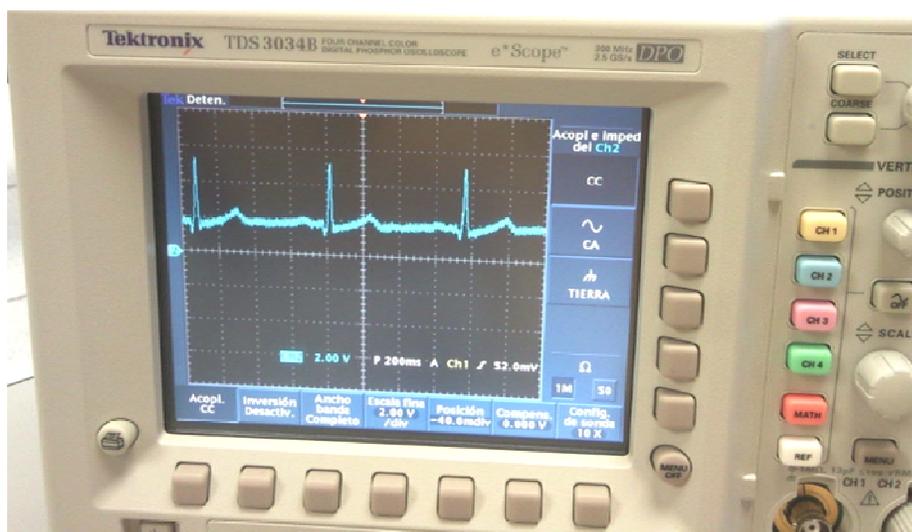


Figura 4.7 Señales graficadas en Matlab

## 4.2 Resultados

En esta sección se mostrarán algunas imágenes de los resultados obtenidos al implementar las diferentes fases del proyecto. En la figura 4.8 se muestra la señal obtenida después de implementar dos partes importantes del circuito:

- \* El integrador para la corrección basal.
- \* Y el sumador para agregar una componente de dc y establecer la señal entre 1 y 4 Volts.



4.8 Señal ECG libre de ruido de línea.

Las siguientes figuras muestran la pantalla final con las gráficas de las tres derivaciones simultáneas, de diversas pruebas realizadas.

La figura 4.9 muestra el ECG de una mujer de 22 años, con un peso de 53 kg. y 1.65 de estatura.

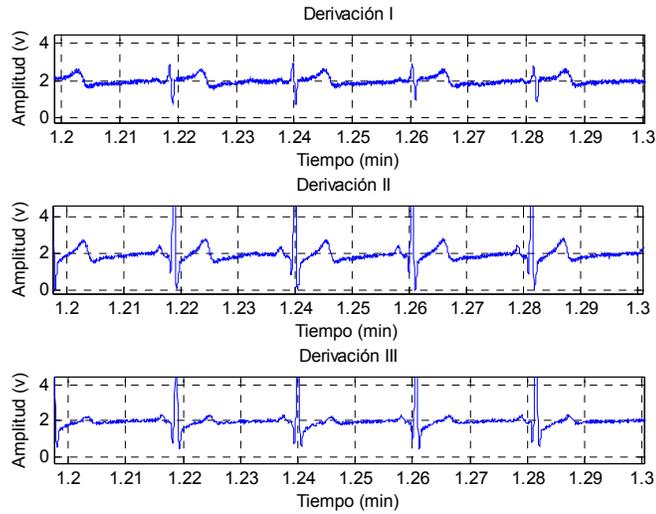


Figura 4.9 Señal agt22

La figura 4.10 muestra el ECG de un hombre de 22 años, con un peso de 68 kg. y 1.63 m. de estatura.

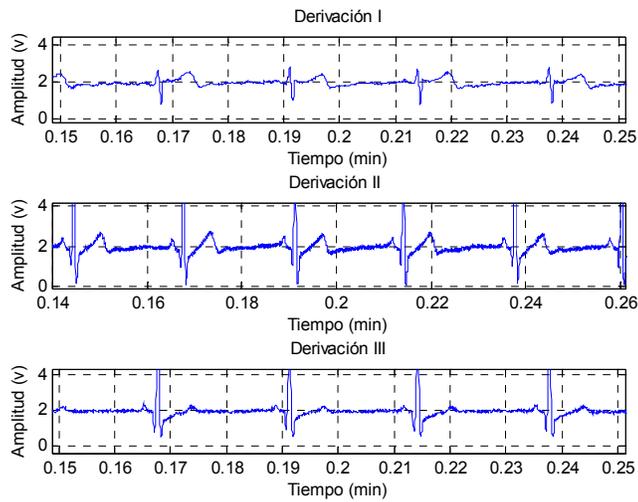


Figura 4.10 Señal gm22

La figura 4.11 muestra el ECG de un hombre de 19 años, con un peso de 87 kg. y 1.74 m. de estatura.

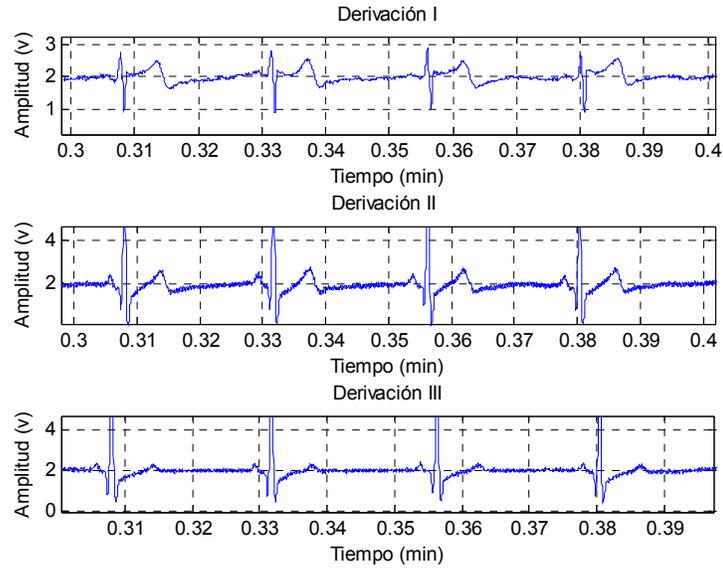


Figura 4.11 Señal jrr19.

La figura 4.12 muestra el ECG de una mujer de 23 años, con un peso de 57 kg. y 1.60 m. de estatura.

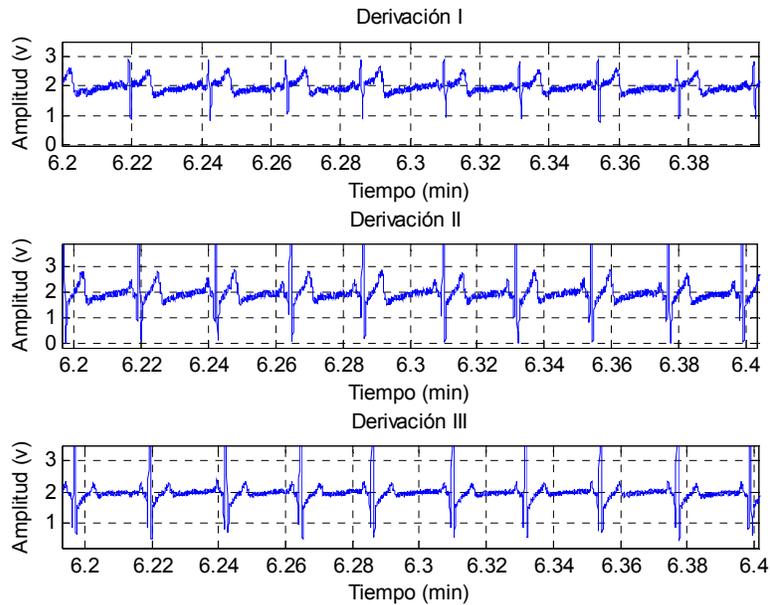


Figura 4.12 Señal ZG23

Una prueba interesante de mostrar es la del archivo alix.txt, mostrado en la figura 4.13, ya que esta corresponde a dos muestras de 10 minutos de dos personas diferentes pero tomada en la misma grabación; como se observa aparecen líneas de ceros, en este caso debido a la mala colocación de los electrodos en el paciente de los primeros 10 minutos de grabación. La gráfica en Matlab aparece en la figura 4.14.

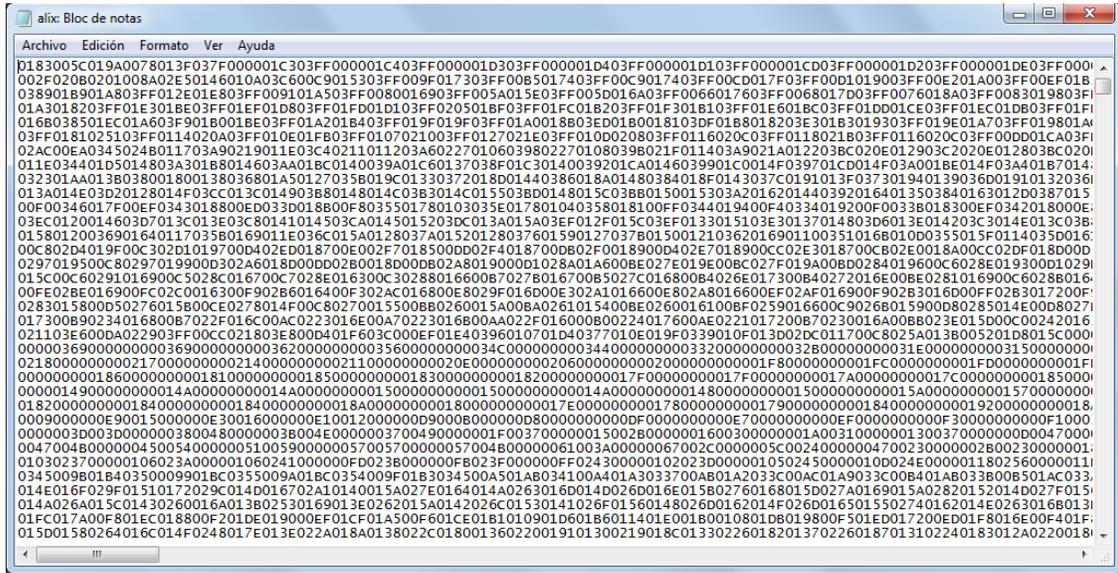


Figura 4.13 Archivo alix.txt

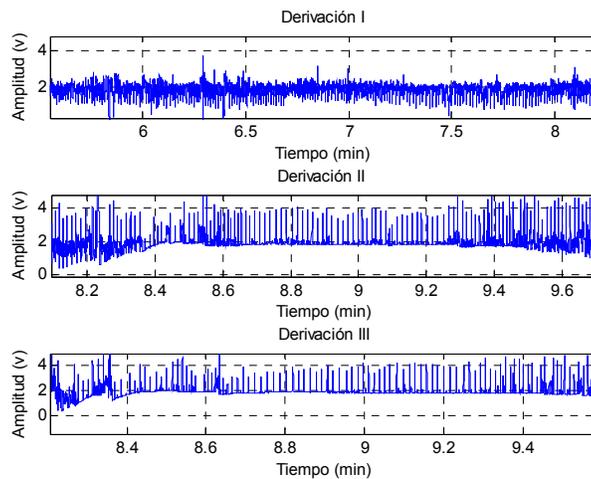


Figura 4.14 Gráficas de Matlab de alix.txt

Finalmente se muestra en la figura 4.15 la forma de onda correspondiente a la grabación del minuto 13.4 al 13.6, en el que se observa cómo cerca del minuto 13.42 se presentó ruido de línea base y como la respuesta es rápida evitando la pérdida de información.

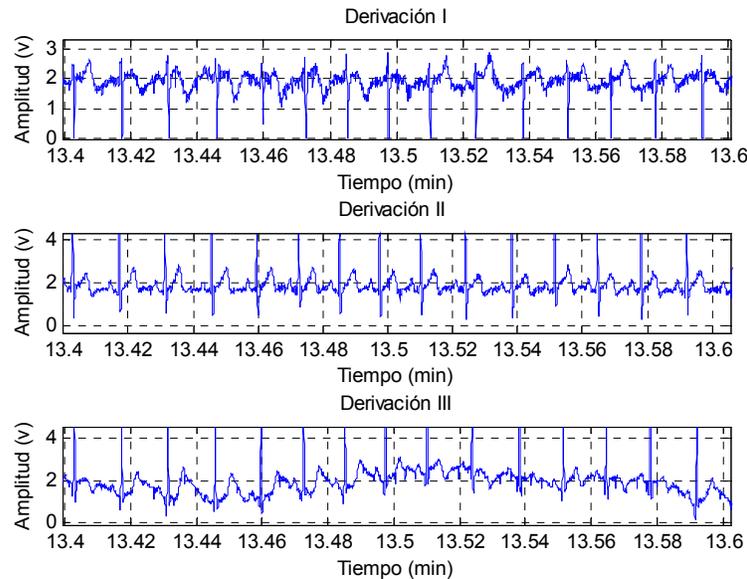


Figura 4.15 Señal con ruido de línea base compensado.

Finalmente se hace la comparación de la señal adquirida por el dispositivo diseñado mostrada en la figura 4.16, y un ECG comercial que aparece en la figura 4.17, ambos tomados a la misma persona.

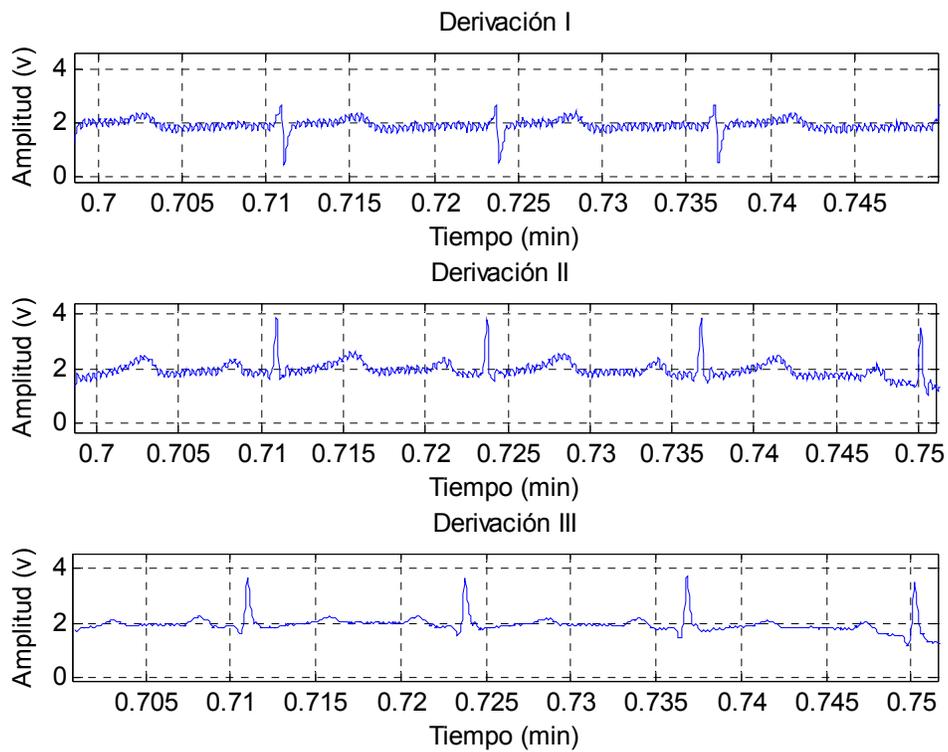


Figura 4.16 Señal obtenida con el diseño realizado.

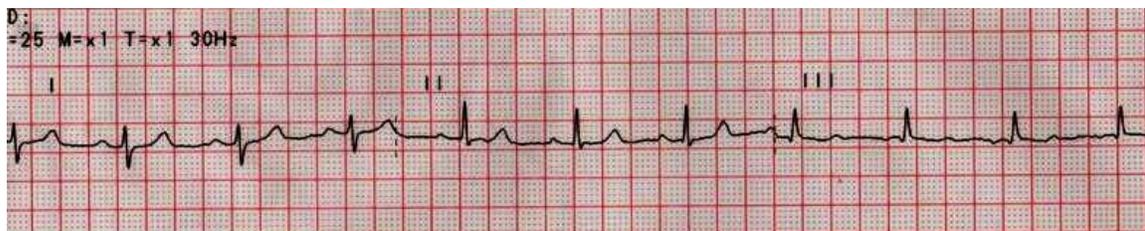


Figura 4.17 Señal de un ECG comercial.

Como se ve en las imágenes la calidad de la señal es muy buena y permite visualizar la totalidad de la duración del registro, así como tiempos específicos del mismo. Otro resultado destacable es que el tiempo de estabilización de la línea base es pequeño y permite que no haya pérdida de información.

El diseño obtenido cuenta con las siguientes características:

- \* Tres derivaciones bipolares simultáneas.
- \* Se pueden grabar registros desde 5 minutos hasta un máximo de 72 horas.
- \* Ancho de banda de 0.05 a 100 Hz, que es más del establecido para dispositivos portátiles.
- \* Frecuencia de muestreo de 250 Hz.
- \* Alto CMRR: >80 dB.
- \* Alta impedancia de entrada: M $\Omega$ .
- \* Tres cables para adquirir la señal.
- \* Funciona 72 horas sin cambio de baterías.

El diseño cumple con las características técnicas de registradores comerciales como el modulo cardiovex de veccsa, o el modulo BTL08 H100 de BTL, ambos para registro de tres derivaciones. Entre cuyas características, se tienen:

- \* 48 horas de registro continuo sin cambio de baterías.
- \* Cables de conexión para el paciente y de conexión para la tarjeta.
- \* Tarjeta de almacenamiento de datos.
- \* Lector de tarjeta SD.
- \* Despliegue de información sin compresión de datos.
- \* Rápida transferencia de datos.

Por lo anterior se puede decir que se desarrollo un sistema seguro, funcional cuyo diseño es original y patentable, que cumple con las características de los registradores comerciales.

Es importante mencionar que al recuperar y graficar la forma de onda en Matlab, será más directo su análisis para aplicaciones futuras, pues dicho software cuenta con herramientas especializadas en el análisis de señales.

# Capítulo V

## Conclusiones y Trabajos Futuros

---

### 5.1 Conclusiones

En la adquisición de la señal es importante utilizar los circuitos integrados que brinden las características necesarias como: alta impedancia de entrada, alto CMRR (>80dB), bajo voltaje de OFFSET y bajo consumo. Estas características permiten tener una mejor adquisición de la señal, reduciendo las componentes indeseables en la misma. En el caso del registrador desarrollado no presenta riesgo alguno para el paciente, pues al ser un dispositivo portátil se alimenta con pilas, eliminando así el riesgo para el paciente; sin embargo en la realización de las pruebas iniciales se utilizó un integrado de aislamiento que impedía que se presentara algún choque eléctrico en el paciente.

Para los filtros, es recomendable realizar los cálculos considerando los valores reales de los componentes, en especial de los capacitores buscando que sean pares del mismo valor. El grabador Holter desarrollado tiene un ancho de banda mayor al establecido para instrumentos ambulatorios, con lo que se espera que brinde un mayor campo de análisis para los especialistas.

Una parte muy importante de la adquisición de la señal ECG, es la corrección basal, ya que la componente de dc generada por el movimiento muscular ocasiona que la señal salga de los voltajes de 0 a 5 V; como el microcontrolador tiene un voltaje de referencia a 5V, no tiene la capacidad de reconocer los voltajes fuera de este rango, por lo que cada que se tenga un movimiento muscular brusco se tendría una considerable pérdida de información.

El grabador cuenta con:

- \* Led indicador que permiten visualizar si está presente la CF.
- \* Leds que permiten visualizar si se está realizando la grabación de datos a la CF.
- \* Interruptor de habilitación de grabado que cuando se apaga y se vuelve a encender no sobre escribe los sectores ya almacenados, sino que continúa la grabación en el siguiente sector vacío al último sector grabado.

Las principales características por las que se seleccionó la memoria Flash son: disponibilidad y alta velocidad; al realizar las primeras pruebas de grabación se llegó a dos afirmaciones importantes:

- \* La selección de los tipos de datos que se usarán para las variables de almacenamiento es básica, pues si se llega a presentar desbordamiento de información, en la CF no se grabará información alguna.
- \* La CF, sólo graba sectores completos, es decir, si no se llenan en su totalidad las 512 posiciones de cada sector a utilizar, la CF no almacena información.

La CF tiene una totalidad de 1,969,633 sectores disponibles para su grabación, en teoría debe tener la capacidad de grabar alrededor de 185 horas, sin embargo para estudios ambulatorios no es muy factible un estudio de tantas horas, lo más común son 72 horas de grabación y el grabador desarrollado cumple con esta especificación. Por una hora la CF graba aproximadamente 10,573 sectores de información.

Al graficar en Matlab las formas de onda de los datos almacenados en la CF, se puede observar que no hay pérdida de información, las señales son nítidas y se puede identificar a simple vista el complejo QRS.

Por lo que se afirma, que se alcanzaron todos los objetivos planteados, y se desarrolló un grabador altamente eficiente, que cumple con los estándares técnicos para este tipo de instrumentos

## 5.2 Trabajos Futuros

Como trabajos a futuro, se propone el implementar una pantalla LCD, que haga más amigable el proceso de habilitación o inhabilitación del grabado de la CF y no sólo leds indicadores.

Se propone también el uso de un Microcontrolador de bajo consumo o la habilitación de este con una batería independiente a las utilizadas para la alimentación de la parte analógica.

Para el proceso de recuperación de los datos del WinHex al block de notas, se recomienda realizar un algoritmo en Matlab que permita eliminar los dos sectores grabados con CDFE, automáticamente sin necesidad de reemplazar los datos en el block de notas.

También se recomienda generar un archivo ejecutable, para que sea posible la lectura de los datos en cualquier PC, aun cuando no se cuente con el programa Matlab. Será importante desarrollar una interfaz gráfica para almacenar los datos del registro como nombre del paciente y fechas de los registros realizados.

# Referencias

---

- [1] Félix Albisu, "Enfermedades Cardiacas: Primera Causa de muerte en México", Universia, septiembre, 2010. Consultado en julio 2011. Disponible en: <http://noticias.universia.net.mx/en-portada/noticias/2010/09/27/503923/enfermedades-cardiacas-primera-causa-muerte-mexico.html> consultado en junio de 2011
- [2] Laura Constanza Cárdenas Maestre, et al, "Registro de una Señal Electrocardiográfica por medio de Matlab y DSP56F807 ", Épsilon, enero–junio, número 008, pp. 89–99, 2007.
- [3] Figueroa Gonzalo, "Análisis Automático de la señal ECG", Trabajo Especial Facultad de Ingeniería de Buenos Aires, 2007.
- [4] D. J. Jiménez, et al, "Diseño de un Registrador para Pruebas Holter", IFMBE Proceedings, Vol 18, pp. 472–474, 2007.
- [5] Jesús Antonio Álvarez Cedillo, et al, "Sistema Informático para el Análisis de Cardiopatía Holter", Polibits, numero 41, pp. 59–66, 2010.
- [6] Héctor Fabio Restrepo, et al, "Diseño de un Prototipo de Holter Digital", Scientia et Technica Año XII, diciembre, numero 32, pp. 145–150, 2006.
- [7] Tortora J., Gerard, Grabowski Reynolds Sandra, "Principios de Anatomía y Fisiología", Oxford, pp. 643–644.
- [8] Ramón Pallas, "Sensors and Signal Conditioning", pp. 25–27, 2000.

- [9] Peter Strong, “Biophysical Measurements”, 1<sup>st</sup>. Edition, Tektronics, pp. 47-65, 1970.
- [10] Rocío Virginia Chirinos Ramírez, “Diseño de un Prototipo de Modulo RF aplicado a Telemedicina para Monitoreo de Señales ECG en Hospitales y Domicilios”, Facultad de Ciencias e Ingeniería Pontificia Universidad Católica del Perú, 2008.
- [11] Solís Cruz Yessika, et al, “Electrocardiograma: Derivaciones Bipolares”, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Área de Bioelectrónica, CINVESTAV, 2009.
- [12] William F. Ganong, “Fisiología Medica”, 20a. Edición, Manual Moderno, pp. 513-518, 2006.
- [13] Pablo Andrés Cardona, et al, “Sistema para la Adquisición de Señales Electrocardiográficas usando Matlab”, Scientia et Technica, Año XVI numero 40, pp. 304–309, 2010.
- [14] Juan Manuel Robledo Carmona, et al, “Electrocardiograma”, Servicio de Electrocardiografía Hospital Virgen de la Victoria, España.
- [15] Leslie Cromwell, et al, ”Biomedical Instrumentation and Measurements”, 1<sup>st</sup>. Edition, Prentice Hall, pp. 85-89, 1961.
- [16] Xochitl Donají Montiel, “Diseño de un sistema informático para el análisis de los estudios de cardiofonía generados por un analizador de cardiopatía Holter comercial”, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, 2008.

- [17] Triángulo de Einthoven, Figura: Derivaciones de Einthoven, Septiembre 2010. Consultado en abril de 2011. Disponible en:  
<http://163.178.103.176/Tema3C/APortal/ATPGermann/a3/a3>
- [18] John G, Proakis, Dimitris G. Manolakis, “Tratamiento Digital de Señales: Principios, algoritmos y aplicaciones”, 3ª. Edición, Pearson-Prentice Hall, 2005.
- [19] Juan Vignolo Barchiesi, “Introducción al Procesamiento Digital de Señales”, Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, pp. 19–25. Chile 2008
- [20] Holter BTF08 H100, Consultado en Noviembre de 2011. Disponible en:  
<http://sibimsa.mx/equipos/itemlist/category/17-ecg-holter>
- [21] Luis Enrique Herrera Lozada, “Programación de Sistemas de Cómputo Móviles”, Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana, pp. 8–20, México, 2005.
- [22] J. Roca González, et al, “Prototipo de Unidad de Registro EDF para Holter Digital de Bajo costo”, IFMBE Proceedings, Vol. 18, pp. 480–483, 2007.
- [23] Hailon Jing, Bing Miao, “Design of Holter ECG System Based on MSP430 and USB Technology”, 1-4244-1120-3/07, pp. 976–979, 2007.
- [24] José J. Segura Juarez, et al, “A Microcontroller-Based Portable Electrocardiograph Recorder”, IEEE Transactions of Biomedical Engineering, Vol. 51, number 9, september, pp. 1686–1690, 2004.
- [25] Chin Tang Hsieg, et al, “A Holter of Low Complexity Design using Mixed Signal Processor”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> IEEE Symposium on Bioinformatics and Bioengineering, 2005.

[26] Nitish V. Thakor, et al, "Ground-Free ECG Recording with two Electrodes" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-27, number 12, december, pp. 609-704, 1980.

[27] Derivaciones ECG, Figura: Triángulo de Eithoven. Consultado septiembre de 2011. Disponible en:

<http://julioadanjacb.blogspot.com/2011/04/electrocardiograma-parte-3.html>

[28] INA129P Data Sheet, Burr-Brown Products from Texas Instruments, pp. 1-2, 2005.

[29] Dubin Dale, "Electrocardiografía práctica", Editorial Interamericana, 3ª edición, pp. 1-7.

[30] 16F87X Data Sheet, Microchip, pp. 49-69 y 151-156.

[31] Micro C User's Manual, Software and Hardware Solutions for the embedded world, Mikroelektronika, ADC library pp. 162-163, CF library pp. 185-194, 2006.

[32] Figura de la CF Kingston. Consultado en septiembre de 2011, Disponible en:

<http://Kingston.com/LatAm/flash/photo.asp#CF>

[33] Compact Flash Manual, Software and Hardware Solutions for the embedded world, Mikroelektronika, 2006.

[34] WinHex, consultado en septiembre 2011. Disponible en:

<http://x-ways.net/winhex/index-e.html>

[35] Mohamed Essaban, "Sistema Portátil de Electrocardiografía de tres Derivaciones con Comunicación Wireless", Universidad Politécnica de Cataluña, pp.31-32,2006.

# Apéndice A.

## Programa para el almacenamiento en la Compact Flash.

---

Para el proceso de conversión y almacenamiento de los datos binarios en la CF, se desarrolló el siguiente programa, en el que se hicieron las siguientes consideraciones:

- \* La tasa de muestreo fue de 4 ms.
- \* Se utilizó una resolución de 10 bits, por lo que se necesitan dos bytes para almacenar un dato de conversión completo.
- \* Los datos de la conversión son almacenados en 510 posiciones de sector, los dos sectores restantes son rellenos con CD FF.
- \* Al final del programa viene una pequeña rutina de lectura de datos, que sirve para corroborar que los datos se almacenaron, aunque para el desarrollo de pruebas no es muy necesaria, se anexa para trabajos futuros.

```
*****  
*****
```

```
/* CIDETEC – IPN  
   Ing. Beatriz I. Jiménez García  
   Programa que realiza la adquisición y conversión de tres canales analógicos  
   a sus correspondientes datos digitales, para después almacenar la información  
   en una memoria CF.  
   MCU: PIC16f877A  
   Oscilador : 20 MHz  
   SW: MikroC PRO  
*/
```

```

// Declaración de variables
unsigned int temp_adc,i, sector,j,total;
unsigned short Hi, Low,h, relleno;
char nop;

void main() {
// Configuración de puertos:

    ADCON1 = 0x83;           // Se configura las entradas análogas y el voltaje
de referencia
    TRISA = 0xFF;           // Puerto A como entradas
    TRISC = 0X00;           // Puerto C y E como salidas, bit menos significativo
de E como entrada
    TRISE = 0X01;

// Se inicializan variables
temp_adc=0;
Hi=0;
Low=0;
h=0;
sector=0;
i=0;
j=0;
total=0;
relleno=0;

    Cf_Init(&PORTB,&PORTD); // Se inicializan los puertos de datos y de
configuración para CF

    PORTC = 0xFF;           // Para monitorear proceso
    Delay_ms(1000);
    PORTC = 0x00;           // Para monitorear proceso
    Delay_ms(1000);
    ////////////
    sector=4000;
    total=10614;           // Indico el sector donde inicia para grabar datos
    ////////////
    do nop;
    while (!Cf_Detect()); // Detecta si esta presente la CF
    Delay_ms(500);
    inicio:
    check:
    while(PORTE.F0==1)     // Checa si esta habilitado proceso de grabación
    {
    Cf_Write_Init(sector, 1); // Inicializa grabado en sector
    //inicio for1
    //*****

```

```

for(i=0 ; i<510 ; i=i+6)      // Inicia grabación de 510 posiciones del sector
{
  h=0;
  for(h=0;h<3;h++)          // Graba cada uno de los tres canales analógicos
  {
    temp_adc= adc_Read(h);    // Obtiene los resultados de la conversión de cada
canal
    Low= temp_adc;
    Hi=temp_adc>>8;          // Justifica el resultado de la parte alta dela
conversión
    Cf_Write_Byte(Hi);       // 8 Bits de la parte alta
    Cf_Write_Byte(Low) ;    // 8 Bits de la parte baja
    PORTC = h;
    Delay_us(660);
  }
}
//fin for1
//inicio for2
relleno=0xED;               // Relleno dos sectores restantes de los 512
Cf_Write_Byte(relleno);
  relleno=0xFF;
  Cf_Write_Byte(relleno);
//fin for 2
//*****
sector=sector+1;
if(sector==254736)          // Sectores aproximados para el almacenamiento de
24 horas
{
  goto fin;
}
else goto check;
}
goto inicio;

Cf_Read_Init(sector, 1);    // Rutina de lectura al finalizar la grabación

for(i=0; i<512; i++)
{
  PORTC= Cf_Read_Byte();
  Delay_ms(100);
}
fin:
PORTC = 0xF0;               // Monitoreo del proceso
Delay_ms(1000);
PORTC = 0xFF;               // Monitoreo del proceso
Delay_ms(1000);
}

```

# Apéndice B.

## Programa para recuperar y graficar las formas de onda.

---

El siguiente programa se desarrolló en Matlab versión 7.8

```
close all
clear all
clc
%Acondicionamiento de la información
Bet = fopen('signal1.txt');
D= textscan(Bet,'%4c %4c %4c');
fclose(Bet);
%Conversión de hexadecimal a decimal y su correspondiente valor en voltaje
X= (5*(hex2dec(D{1}))/1024);
Y= (5*(hex2dec(D{2}))/1024);
Z= (5*(hex2dec(D{3}))/1024);
m=length(X);
m1=length(Y);
m2=length(Z);

T=((1.98e-3)*[1:1:m])/60;
T1=((1.98e-3)*[1:1:m1])/60;
T2=((1.98e-3)*[1:1:m2])/60;
[a0,b0]=max(X);
```

```

[a1,b1]=max(Y);
[a2,b2]=max(Z);
if a0 >=4.5
X(b0)=2.5;
end
if a1 >=4.5
Y(b1)=2.5;
end
if a2 >=4.5
Z(b2)=2.5;
end
figure(1)
plot(T,X), grid
title('Derivacion I ')
xlabel('Tiempo (min)')
ylabel('Amplitud (v)')
figure(2)
plot(T1,Y), grid
title('Derivacion II ')
xlabel('Tiempo (min)')
ylabel('Amplitud (v)')
figure(3)
plot(T2,Z), grid
title('Derivacion III ')
xlabel('Tiempo (min)')
ylabel('Amplitud (v)')
figure(4)
subplot(3,1,1),plot(T,X), grid
title('Derivacion I')
xlabel('Tiempo (min)')
ylabel('Amplitud (v)')

```

```
subplot(3,1,2),plot(T1,Y), grid  
title('Derivacion II ')  
xlabel('Tiempo (min)')  
ylabel('Amplitud (v)')  
subplot(3,1,3),plot(T2,Z), grid  
title('Derivacion III')  
xlabel('Tiempo (min)')  
ylabel('Amplitud (v)')
```

# Apéndice C.

## Diagramas

Diagrama de la Fase de Adquisición de la señal.

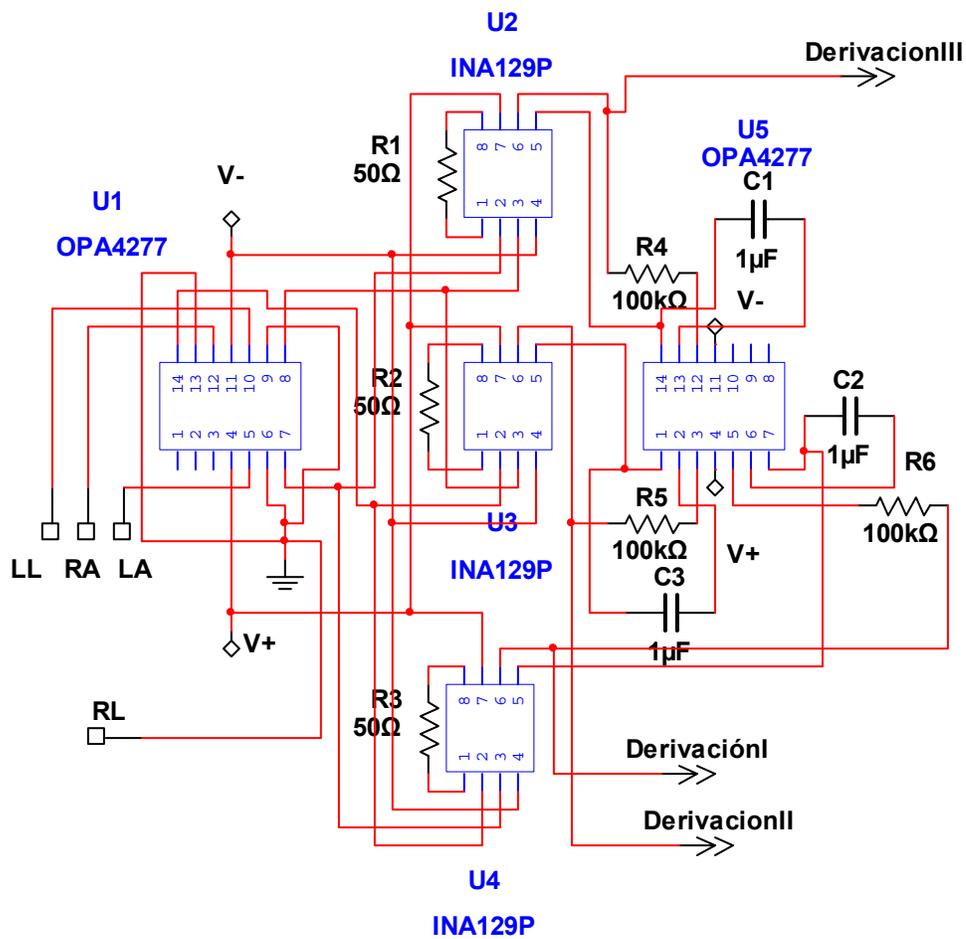


Diagrama de los Filtros correspondientes a cada Derivación.

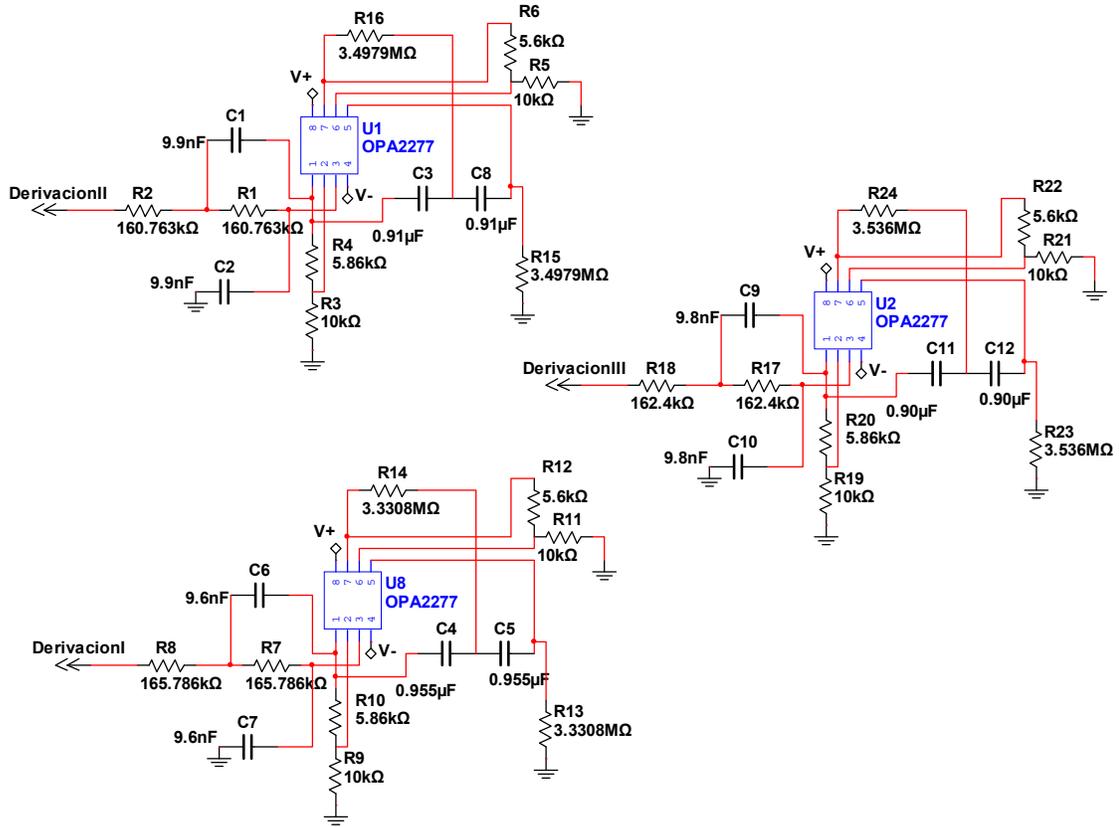


Diagrama de acondicionamiento y fase digital.

