

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

FACULTAD DE ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES.

**Í DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE
SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y COMUNICACIÓN SERIAL CON
LA PC UTILIZANDO MINICOM.Î**

ESTUDIANTE:

BYRON REINALDO REINA BALDEÓN

TUTOR:

ING. FERNANDO VALLEJO

SAN FRANCISCO DE QUITO, D.M.

MAYO DE 2010.

CAPÍTULO I

1 INTRODUCCIÓN

La salud siempre ha sido un aspecto importante de la sociedad que enmarcada en este concepto ha visto la necesidad prioritaria de valerse de todos los medios disponibles para conseguir una óptima fisiología¹ humana y prevenir enfermedades.

Es por ello que el presente proyecto incursiona en este campo con el diseño del electrocardiógrafo que permite facilitar un diagnóstico del estado de salud de una persona. Es importante denotar que el equipo antes mencionado no da salud sino que contribuye a la detección del estado médico de un paciente.

Este sistema está compuesto de varias partes entre las cuales se destaca lo siguiente:

El diseño e implementación de una interfaz electrónica para la adquisición de datos, que registrará las corrientes eléctricas que acompañan al impulso eléctrico del corazón, para lo cual se toma en cuenta parámetros como: la magnitud de señal, el tipo de electrodos a utilizarse, la amplificación, la frecuencia, el tipo de transmisión y en general, todos los aspectos por los que

¹Fisiología.- Glosario.

debe pasar la señal hasta llegar al computador, que en este caso es el que presentará la señal propiamente dicha.

1.1 Antecedentes

En los siglos pasados el apoyo al estudio de la medicina fue muy escaso, pero con el transcurrir del tiempo el avance tecnológico ha sido un gran soporte al desarrollo médico.

El ser humano en su lucha constante contra las enfermedades ha ido perfeccionado las formas de curar una dolencia específica de su cuerpo, no siendo extraña a esta realidad las dolencias del corazón.

El avance científico se fue poniendo a la orden de la medicina y se consiguió intervenir en este campo con gran éxito haciendo posible el estudio detallado de la fisiología del cuerpo humano con medios modernos.

El cuerpo humano es un ente que genera una amplia variedad de señales eléctricas, provocadas por la actividad química que tiene lugar en los músculos, nervios y varios órganos que lo conforman. Sin ser ajeno a esto el corazón proporciona un patrón característico de variaciones de voltajes y corrientes eléctricas. En el siglo XIX se hizo evidente que el corazón generaba

electricidad poniendo de manifiesto que el latido cardiaco correspondía a una actividad bioeléctrica².

Estas características fueron aprovechadas más tarde por Willem Einthoven para fabricar una máquina de abordaje no invasiva que recogiera información de la actividad eléctrica del corazón lo cual le mereció el Premio Nobel de Medicina en 1924 por su descubrimiento.

El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación son importantes para el diagnóstico de una enfermedad cardiaca.

El acercamiento de la tecnología a ramas como la medicina ha dado origen a nuevas inquietudes en la humanidad, el electrocardiograma ha pasado de ser un novedoso invento, a ser el examen más importante en el diagnóstico médico en lo que a enfermedades del corazón se refiere. Sin embargo pese a ser la herramienta más útil para detectar cardiopatías su interpretación debe cotejarse con los datos clínicos del paciente y ser evaluado por un médico especialista.

El diagnóstico de una determinada cardiopatía se hace en base al análisis del electrocardiograma que está representado en papel electrocardiográfico milimetrado el cual posee grandes dimensiones poco comunes.

²**Bioeléctrica.**- Glosario.

Consecuentemente con el avance tecnológico el análisis electrocardiográfico requiere implementar las facilidades que le brinda la tecnología actual y debe ir a la par de ella para compartir esta información y utilizarla como base para futuras investigaciones y sobre todo para un diagnóstico cada vez más rápido y eficiente de una cardiopatía humana.

1.2 Problema de investigación

Con el avance tecnológico se ha visto necesario una integración y comunicación de los equipos electrónicos médicos actuales con los sistemas de computación más utilizados. Sin esta integración no se explota todos los recursos existentes que se posee en hardware y software. Sin la utilización de un sistema con estas características se vuelve limitada la obtención de un diagnóstico de cardiopatías de una manera rápida y eficiente.

1.2.1 Problema principal

El diagnóstico y análisis de cardiopatías registradas con el electrocardiógrafo tradicional carece de un sistema eficaz y compatible con la tecnología actual de software libre que permita al médico especialista emitir un juicio de valor del estado de salud del paciente utilizando un equipo de fácil uso. Además el electrocardiógrafo es un equipo sumamente costoso y delicado restringiendo con ello su difusión y utilización.

1.2.2 Problemas Secundarios

No se conoce el principio de generación de una onda electrocardiográfica en el cuerpo humano.

No se tiene las bases de electro medicina para poder diseñar un electrocardiógrafo el cual es el encargado de la obtención de la señal electrocardiográfica.

No se conoce programas de transmisión y recepción de datos en software libre para comunicar un circuito electrónico con la PC.

1.2.3 Formulación del problema

¿La implementación de este prototipo electrónico ayudará a incursionar en el análisis electrocardiográfico utilizando herramientas de software libre?

1.3 Justificación

La adquisición de datos para análisis electrocardiográfico basado en una plataforma de software libre será un sistema que sin duda contribuirá al apoyo del médico especialista en la detección de cardiopatías³.

³ **Cardiopatía.**- Glosario.

En cuanto al aporte de la investigación científica y teórica para el desarrollo del proyecto existen partes importantes que sentarán bases como soporte para futuras investigaciones.

Cabe indicar que el sistema no reemplazará al médico especialista, al contrario será una ayuda de fácil uso que proporcionará una herramienta con que se contribuirá a un resultado más fiable del análisis electrocardiográfico.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo Principal

Diseñar y construir un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas de bajo costo que permita generar las derivaciones estándar utilizando herramientas de software libre.

1.4.2 Objetivos Específicos

1.- Conocer los fundamentos básicos de generación de la señal electrocardiográfica en el cuerpo humano.

2.- Investigar la parte teórica y práctica de los elementos que conforman un sistema electrocardiográfico.

3.- Establecer un programa para la comunicación de datos desde el equipo electrocardiográfico hacia la PC utilizando software libre.

1.5 Metodología científica

El presente tema de proyecto fue basado en una investigación técnica documental mediante la cual se pudo elaborar un marco teórico conceptual que sirvió como base para el diseño y construcción del sistema de adquisición de datos para análisis electrocardiográfico.

Para desarrollar el presente proyecto se recurrió a la bibliografía disponible en el medio acerca del análisis anatómico y fisiológico del corazón humano, lectura de electrocardiogramas, electrocardiógrafos dentro de las cuales se tiene libros referentes al tema e información técnica referente a elementos de control y potencia, de igual forma dentro de la investigación se utilizó una referencia electrónica como es el Internet donde se encontró información sobre los estándares de los electrocardiogramas y curvas del corazón.

Con esta información obtenida se procedió a establecer criterios para identificar y analizar todo el contenido de datos importantes y relevantes que fueron de provecho para alcanzar el objetivo planteado.

Mediante un método analítico y sistemático se hizo un análisis y estudio en lo referente a interpretación de ondas que genera el corazón, así como ondas

electrocardiográficas estándar, estableciendo comparaciones entre ellas. De esta forma se estableció la disposición de elementos para la implementación del sistema de adquisición de datos para análisis electrocardiográfico y comunicación con la PC, así como sus ventajas y desventajas.

Para la elaboración del proyecto de grado se ha tomado a la investigación descriptiva como respuesta a la problemática, la importancia con la que se toma la realidad define mejor la meta para su proyección y realización, es así que por el momento no se puede ver pero pudo ser comprendida para su inmediata realización y puesta en marcha, el problema radica en el procesamiento de la información recopilada a través de los siguientes ítems de adquisición de información, para su análisis y posterior utilización:

- Partir de una realidad o problema.
- Reconocimiento del problema con supuestos
- Recolección de datos o información teórica y práctica.
- Procesamiento de la información obtenida.
- Demostración del objetivo planteado.

Para el proceso de obtención de resultados se partió de una serie de pruebas de campo utilizando el método experimental en la toma de muestras y comparaciones para su validación.

CAPÍTULO II

2 MARCO TEÓRICO

2.1 El Electrocardiograma (ECG).

El electrocardiograma es el registro gráfico de las variaciones de potencial eléctrico de la actividad del corazón, en un tiempo determinado. Estas variaciones se captan con los electrodos a nivel de la superficie de la piel y a través de los conductores llega al electrocardiógrafo que mide los potenciales de acción del corazón y lo registra.

El electrocardiograma (ECG⁴) provee información acerca de la condición y funcionamiento del corazón en función de las señales que emite este durante una palpitación; es decir, durante la contracción y relajación de aurículas⁵ y ventrículos⁶. El ECG constituye una herramienta no invasiva de extrema ayuda para el facultativo que gracias a esta puede dar un diagnóstico bastante preciso y exento de dolor.

Las medidas tomadas desde diferentes puntos referenciales del cuerpo humano definen distintas posiciones específicas para los electrodos, a las que se les conoce como derivaciones. La estandarización de estas permite una comparación de los resultados obtenidos entre varias personas.

⁴ **ECG.**- Glosario

⁵ **Aurículas.**- Glosario

⁶ **Ventrículos.**- Glosario

2.1.1 Registro de manifestaciones eléctricas de la actividad cardiaca.

La corriente de acción del corazón se propaga a los tejidos vecinos; para registrarla no es necesario descubrir el corazón y conectarlo directamente a un galvanómetro, basta que se conecten a éste dos puntos adecuados de la superficie del cuerpo, obteniéndose así el electrocardiograma de Einthoven. Es este recurso el que permitirá seguir con precisión los distintos momentos de la activación del corazón.

El número de puntos del cuerpo desde los que la corriente de acción del corazón puede ser captada y registrada es prácticamente infinito. Con objeto de uniformar los procedimientos el registro se efectúa siempre desde puntos convencionales, que permiten obtener trazados comparables. El trazado logrado entre dos puntos determinados se denomina derivación.

2.2 El Triángulo de Einthoven.

Con el fin de normalizar los registros electrocardiográficos se propuso el triángulo de Einthoven⁷ constituido por puntos de lectura ubicados convencionalmente en las extremidades superiores derecha e izquierda y la extremidad inferior izquierda los cuales forman aproximadamente los vértices del triángulo equilátero en el que se encuentra comprendido el vector cardiaco. (Ver Figura 2.1).

⁷ **Willem Einthoven.**- Glosario

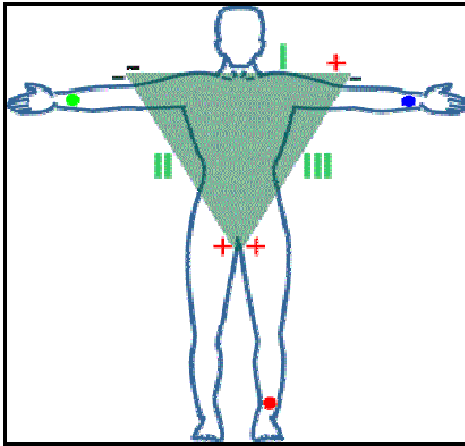


Figura 2.1 Triángulo de Willem Einthoven.⁸

Para su registro se colocan tres electrodos ubicados en el brazo derecho RA, brazo izquierdo LA y pierna Izquierda LL.

2.3 Derivaciones Electrocardiográficas.

Aunque la actividad eléctrica generada por el corazón es posible recogerla casi desde cualquier punto de la superficie corporal, en la práctica el registro electrocardiográfico se hace desde varias derivaciones que han sido sistematizadas y universalmente aceptadas, entre las más utilizadas se tiene:

- Tres derivaciones bipolares estándar, denominadas DI, DII y DIII.
- Tres derivaciones unipolares de miembros, denominadas aVR, aVL y aVF.
- Derivaciones torácicas, denominadas V1, V2, V3, V4, V5, V6, V4R, V3R.
- Derivaciones esofágicas VE.
- Derivaciones intracavitarias.
- Derivaciones especiales invasivas y no invasivas.

⁸ Referencia bibliográfica.

En la Figura 2.2 se observa una clasificación de las derivaciones electrocardiográficas más comunes de acuerdo a la posición anatómica⁹ del cuerpo humano.

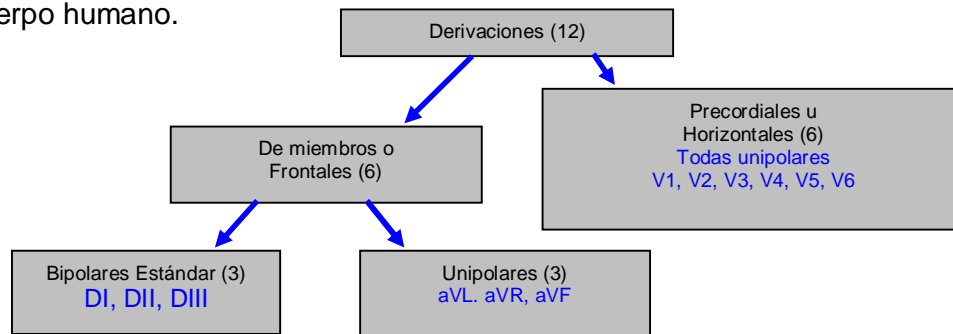


Figura 2.2 Derivaciones electrocardiográficas.

2.3.1 Derivaciones bipolares estándar.

Las derivaciones bipolares de extremidades de Einthoven conocidas como derivaciones estándar I, II y III registran las diferencias de potencial entre dos extremidades (brazo derecho con brazo izquierdo, brazo derecho con pierna izquierda y brazo izquierdo con pierna izquierda) cuando cada una es conectada a uno de los terminales del electrocardiógrafo. (Ver Figura 2.3).

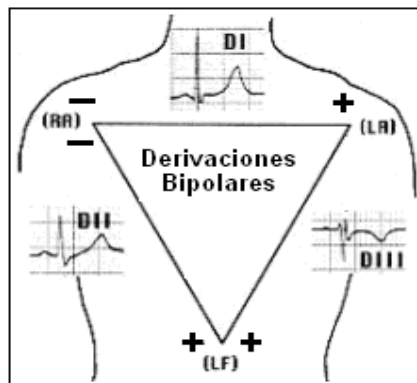


Figura 2.3 Derivaciones Bipolares.¹⁰

⁹ Posición anatómica.- Glosario

¹⁰ Referencia bibliográfica.

Derivación I: La diferencia de potencial entre el brazo izquierdo, polo positivo (+) y el brazo derecho, polo negativo (-), se denomina derivación I (DI). (Ver Figura 2.4).

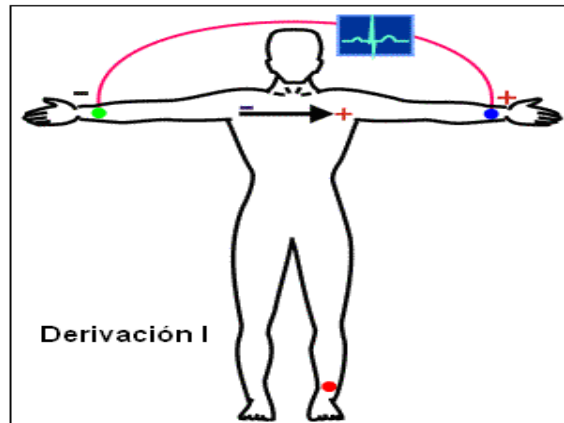


Figura 2.4 Representación de la Derivación I.¹¹

Derivación II: La diferencia de potencial que existe entre la pierna izquierda, polo positivo (+) y el brazo derecho, polo negativo (-), se denomina derivación II (DII). (Ver Figura 2.5).

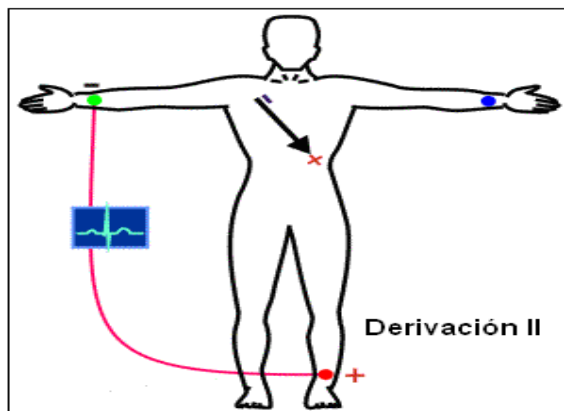


Figura 2.5 Representación de la Derivación II.¹²

¹¹ Referencia Bibliográfica.

¹² Referencia Bibliográfica.

Derivación III: La diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda, polo positivo (+) y el brazo izquierdo, polo negativo (-) se denomina derivación III (DIII). (Ver Figura 2.6).

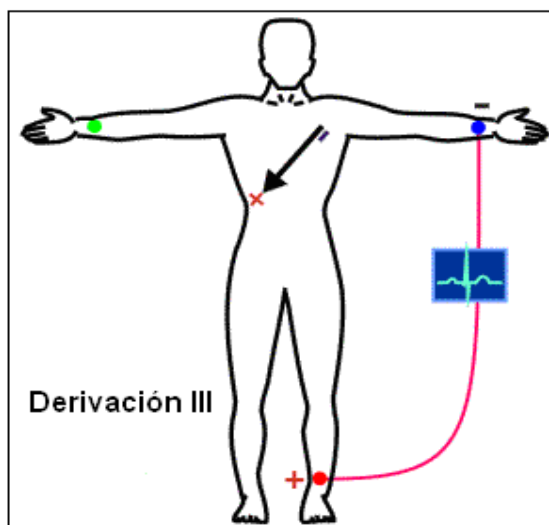


Figura 2.6 Representación de la Derivación III.¹³

Las tres derivaciones bipolares estándar se representan por las siguientes ecuaciones:

$$DI = VL - VR \text{ [Voltios]}$$

$$DII = VF - VR \text{ [Voltios]}$$

$$DIII = VF - VL \text{ [Voltios]}$$

Donde: VL es el potencial eléctrico medido en el brazo izquierdo.

VR es el potencial eléctrico medido en el brazo derecho.

VF es el potencial eléctrico medido en la pierna izquierda.

¹³ Referencia Bibliográfica.

Aunque los potenciales de estas tres extremidades varíen en intensidad, en general son aproximadamente similares y se comparan en pares, este es el motivo por el cual las derivaciones estándar se denominen bipolares.

Todos estos potenciales pueden ser considerados como un vector cardiaco medio, el que se obtiene por el promedio de la dirección y magnitud de los vectores cardiacos instantáneos durante un mismo tiempo.

Convencionalmente se ha determinado que los colores de los electrodos electrocardiográficos se correspondan con un miembro específico así: negro para el brazo izquierdo, blanco para el brazo derecho, rojo para la pierna izquierda y verde para la pierna derecha.

2.3.2 Derivaciones unipolares de miembros.

No existe una verdadera derivación unipolar ya que no puede registrarse un electrocardiograma con un solo electrodo localizado en cualquier parte de la superficie o dentro del cuerpo. Tiene que haber siempre un circuito cerrado en el ingreso de un electrocardiógrafo, y esto indica que tiene que haber dos electrodos, unidos directa o indirectamente al cuerpo.

No hay ningún lugar en la superficie del cuerpo donde las variaciones de potencial causadas por la actividad cardiaca sean nulas o prácticamente desechables, pero si se reúnen los electrodos del brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda mediante resistencias iguales en un punto común,

este terminal central tendría variaciones de potencial muy pequeñas, y podría utilizarse como electrodo indiferente.

Si se coloca un electrodo explorador en cualquier parte del cuerpo, y se utiliza con el terminal central, indiferente, para registrar un electrocardiograma, el trazado obtenido representa con bastante precisión las variaciones de potencial a nivel del electrodo explorador solamente, en tal sentido esto constituye un electrodo unipolar.

Las conexiones del electrocardiógrafo al electrodo explorador y a la terminal central siempre se efectúan de manera que la positividad del primero proporcione una deflexión hacia arriba en el registro obtenido.

Si el conductor conectado al electrodo explorador se une a los electrodos de brazo izquierdo, brazo derecho ó pierna izquierda se registran las derivaciones "unipolares" de extremidad VL, VR ó VF respectivamente. La figura 2.7, muestra las conexiones para la derivación VL.

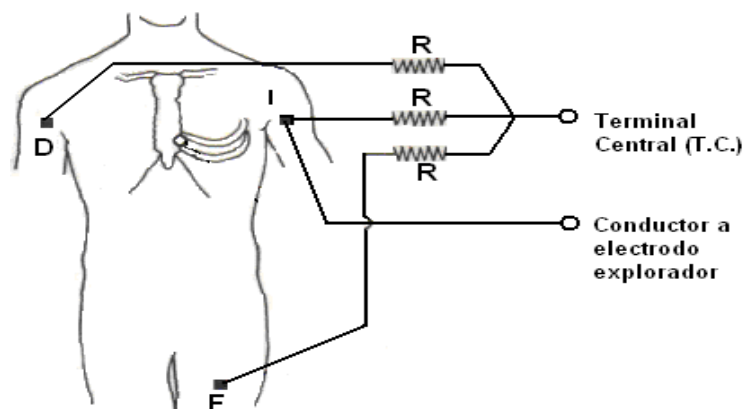


Figura 2.7 Conexiones para derivación VL.

Si no hay conexión entre el terminal central y el electrodo de cualquiera de las tres extremidades a explorarse se registra una derivación de extremidad unipolar cuyos trazados resultantes serán idénticos en forma, pero de dimensiones 50% mayores que VR, VL y VF. Estas son las derivaciones de extremidades unipolares aumentadas aVR, aVL y aVF. La figura 2.8, muestra el pequeño cambio en el circuito para obtener aVL.

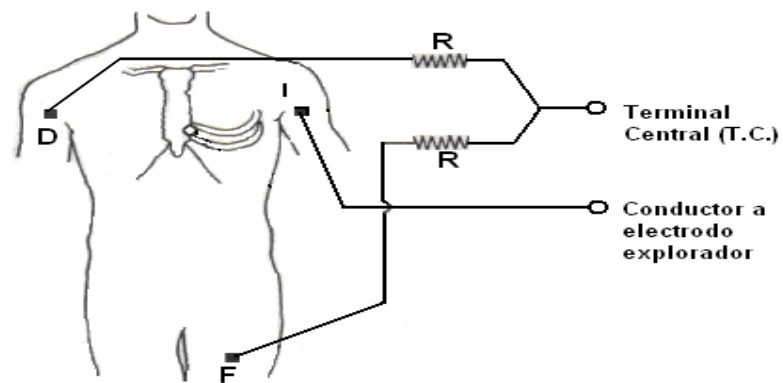


Figura 2.8 Conexiones para derivación aVL.

2.3.3 Derivaciones unipolares de torácicas.

Son también llamadas precordiales; exploran la actividad eléctrica en el plano horizontal, y son denominadas V1, V2, V3, V4, V5 y V6 de acuerdo a la colocación del electrodo explorador.

La Figura 2.9, ilustra la disposición de la terminal central. Aquí el electrodo explorador se localiza en la pared torácica anterior a nivel del borde esternal¹⁴ izquierdo, en el cuarto espacio intercostal. Esta es la posición utilizada para la

¹⁴ **Borde esternal.**- Glosario

segunda derivación sistemática de tórax¹⁵, y el registro obtenido se indica como derivación torácica V2.

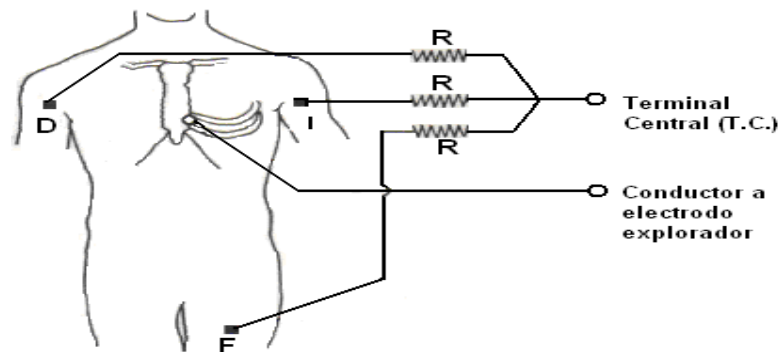


Figura 2.9 Conexiones para derivación V2.

Las corrientes causadas por actividad eléctrica en el corazón fluyen a través de gran parte del torso, pero no pasan a distancia importante penetrando las extremidades. Pese a ello los brazos y piernas si reciben potencial eléctrico del corazón, pero todas las áreas de brazos y piernas tienen básicamente el mismo potencial eléctrico y es casi el mismo que existe en las regiones donde cada una de las extremidades se une al tronco. Esto explica por qué motivo no hay ninguna diferencia en el lugar donde se colocan los electrodos en brazos y piernas, y constituye ventaja única para las derivaciones de extremidades. Ocurre a la inversa en relación con la localización de un electrodo explorador en el torso, especialmente si se halla cerca del corazón, y es el motivo de que deban localizarse muy cuidadosamente las posiciones del electrodo para derivaciones torácicas en relación con las estructuras óseas¹⁶ en la superficie del tórax.

¹⁵ **Tórax.**- Glosario

¹⁶ **Estructuras óseas.**- Glosario

Aunque durante los primeros años en que se tomaban derivaciones torácicas no había acuerdo general acerca del número de tales derivaciones, donde había que colocar el electrodo en la pared torácica, y qué cosa debía utilizarse como electrodo indiferente, actualmente los médicos registran seis derivaciones torácicas en puntos especificados del tórax y utilizan la terminal central como electrodo indiferente, como se aprecia en la Figura 2.10.

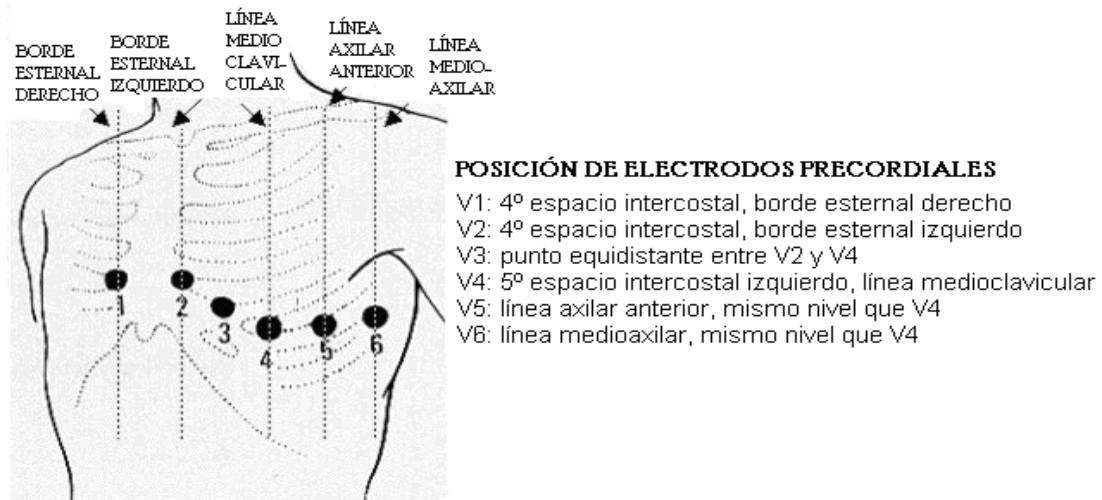


Figura 2.10 Posición de electrodos precordiales.¹⁷

Para las derivaciones precordiales¹⁸ los colores desde V1 a V6 son: rojo, amarillo, verde, marrón, negro y violeta respectivamente.

2.3.4 Derivaciones especiales.

Además de las derivaciones clásicas mencionadas anteriormente existen varias derivaciones precordiales más, como V7, V8, y V9, a través del quinto espacio

¹⁷ Referencia bibliográfica.

¹⁸ Derivaciones precordiales.- Glosario

intercostal izquierdo, ó por otras 3 que se encuentran en el hemitórax¹⁹ derecho, denominadas V3R, V4R y V5R. Son útiles para detectar infarto de miocardio²⁰ de localización dorsal (izquierdas) ó para evaluar en mayor detalle crecimiento de las cavidades derechas.

Existen otras derivaciones de uso restringido, para la exploración precordial bipolar, o las derivaciones esofágicas, que registran los potenciales de la pared ventricular posterior y de la aurícula izquierda, pero que son invasivas.

También existen derivaciones intracavitarias o intracardíacas su utilidad primordial radica en el examen directo de los potenciales generados en el sistema de excito-conducción y se necesita de un pequeño electrodo que es introducido por vía arterial o venosa dentro de las cavidades cardiacas.

2.4 Técnicas de medición.

Para reducir el efecto de interferencia muscular en la medición electrocardiográfica se debe ofrecer al paciente condiciones ambientales apropiadas, como:

- La habitación en la que se realiza en examen debe tener una temperatura adecuada para evitar escalofríos²¹.
- La cama o camilla donde se encuentra el paciente debe ser cómoda para evitar tensión muscular y cansancio corporal.

¹⁹ **Hemitórax.**- Glosario

²⁰ **Infarto de miocardio.**- Glosario

²¹ **Escalofríos.**- Glosario

- El paciente debe estar convencido que no sentirá dolor ni sensación alguna que llegará a molestarle, con el fin de conseguir relajación muscular.
- Las superficies de contacto de los electrodos deben estar limpias.
- Debe asegurarse el buen contacto de los electrodos para lo que se aconseja utilizar algún tipo de pasta o jalea dependiendo del electrodo.
- La posición de los electrodos debe ser correcta en las ubicaciones detalladas anteriormente y ser fijados con firmeza, sin que esto cause molestia.
- Al momento de realizar la medición se le pide al paciente que no se mueva y respire con normalidad, para evitar suspiros durante el registro.
- Debe tenerse muy en cuenta la combinación de electrodos que ingresan al amplificador para lograr una correcta identificación de la señal medida.

2.4.1 Alteraciones externas del electrocardiograma.

La amplitud de la señal electrocardiográfica es de apenas unos cuantos milivoltios, por lo que se ve afectada por múltiples clases de ruido, los cuales deben ser identificados, analizados y reducidos, pues afectan a la medición, entre estos se listan los siguientes:

Corriente Alterna.- Se origina por fuentes de energía basadas en un suministro de corriente alterna de 60Hz que aporta negativamente con un rizado

perjudicial influyendo en la forma de onda electrocardiográfica, que es del orden de los microvoltios, esto puede eliminarse con el uso de baterías.

Alta frecuencia.- Este tipo de ruido llega a la señal medida por medio de artefactos eléctricos cercanos.

Voltaje DC.- Puede ser producido por el mismo equipo de medición por fuentes mal aisladas o por una mala referencia.

Tensión muscular.- Son oscilaciones pequeñas e irregulares, por tanto de frecuencia variable, que se generan con el temblor de cuerpo, movimientos bruscos, contacto defectuoso de los electrodos, o enfermedades como Parkinson²² o Tirotoxicosis²³.

2.5 Registro electrocardiográfico.

De la misma manera que la selección de la derivación a utilizar no es arbitraria con el fin de tener resultados comparables, la presentación de estos tiene los siguientes estándares:

La velocidad de avance del registro es de 2.5cm/s por tanto en el eje del tiempo cada 1cm representa 0.4s, pero existen electrocardiógrafos comerciales cuya velocidad puede cambiarse a 5, 7.5 o 10cm/s.

²² **Parkinson.-** Glosario

²³ **Tirotoxicosis.-** Glosario

En cuanto a la amplitud 1mV corresponde a 1cm, aunque de igual manera que en caso anterior, esta puede ser modificada a 0.5cm para atenuar señales muy grandes o 2cm para amplificar señales pequeñas.

2.6 Diagnóstico Electrocardiográfico.

El electrocardiograma es uno de los principales estudios para pacientes con problemas cardiovasculares²⁴, o con posibilidad de estos problemas, así como también en pacientes en choque²⁵, en coma²⁶, con heridas en el tórax, como examen preventivo o preoperatorio y en pacientes mayores de 40 años, especialmente del sexo masculino.

En la evaluación de un ECG se debe tener en cuenta factores como: La edad, sexo, presión arterial, diagnóstico provisional, medicamentos administrados y motivo del estudio.

El electrocardiograma tiene un gran valor clínico para el diagnóstico de trastornos del ritmo cardíaco, dilataciones de cavidades, infarto del miocardio, anomalías de electrolitos y también para vigilar los efectos de ciertos medicamentos, como digitales²⁷ y quinina²⁸, pese a esto, no bastan las observaciones electrocardiográficas para establecer el diagnóstico clínico.

²⁴ **Cardiovasculares.-** Glosario

²⁵ **Choque.-** Glosario

²⁶ **Coma.-** Glosario.

²⁷ **Digitales.-** Glosario

²⁸ **Quinina.-** Glosario

Al interpretar el ECG, se debe tener presente siempre los antecedentes del paciente y las observaciones clínicas, siendo estas últimas las de mayor importancia en el diagnóstico final en caso de discrepancia, excepto cuando el electrocardiograma indique arritmias²⁹ o infarto.

La interpretación de un electrocardiograma debe incluir una lista de observaciones anormales y su posible significado clínico o su eventual compatibilidad con el diagnóstico clínico propuesto.

La terminología de diagnóstico debe incluir cualquiera de las siguientes observaciones:

- Electrocardiograma normal o probablemente normal.
- Electrocardiograma dudoso, con una lista de características inciertas.
- Electrocardiograma anormal característico de cardiopatías.
- En algunos casos, el valor diagnóstico del electrocardiograma aumenta considerablemente si el registro se realiza en períodos apropiados de tiempo, después del ejercicio, durante un masaje del seno carotídeo³⁰, recurriendo a nuevas derivaciones o tomado registros durante la inspiración o espiración profunda.

²⁹ **Arritmias.-** Glosario

³⁰ **Seno Carotídeo.-** Glosario

2.7 Electrocardiograma normal (Interpretación de ondas).

El trazado electrocardiográfico está conformado por cinco ondas que representan los distintos estados de la actividad eléctrica del corazón, como son las ondas Q, R y S que representan activación ventricular del corazón. Siguiendo la actividad cardiaca originada en el nodo sinusal³¹ se puede encontrar las otras dos ondas como son la onda P y la onda T, las cuales se detallan a continuación para un electrocardiograma normal. (Ver figura 2.11).

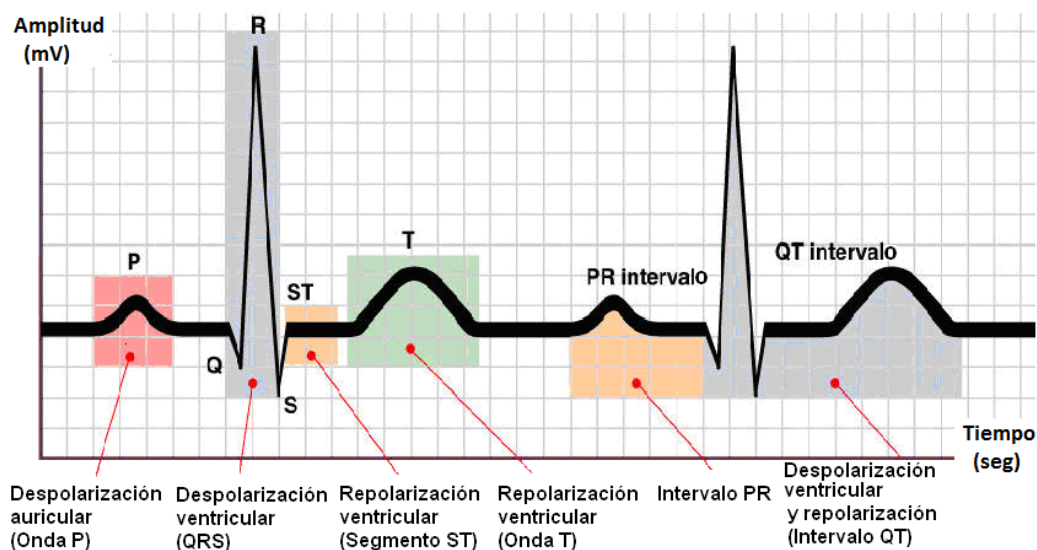


Figura 2.11 Representación de las ondas electrocardiográficas.³²

Onda P: Representa la despolarización³³ de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de de 0.25mV (2.5mm). En esta onda se pueden ver reflejadas complicaciones auriculares como la que se produce por la obstrucción del orificio valvular

³¹ **Nodo Sinusal.**- Glosario

³² **Referencia bibliográfica.**

³³ **Despolarización.**- Glosario

mitral³⁴ que genera un agrandamiento de la cavidad manifestado en un ensanchamiento en la onda P.

Onda Q: Es la deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R. La duración de la onda Q es de 0,010 a 0,020 segundos. No supera normalmente 0,30 segundos.

Onda R: La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular. Esta onda es la primera deflexión positiva y aguda, es normalmente la más amplia y su altura depende del eje eléctrico, aunque oscila generalmente entre 7 y 17mm (0,7 a 1.7mV). Forma parte del complejo QRS, varía entre 0.06 y 0.10 s. Representa el proceso de activación o despolarización ventricular.

Onda S: La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular y es de profundidad cambiante según la derivación en que se registre y la dirección del eje eléctrico.

Onda T: Es la deflexión lenta producida por la repolarización ventricular y es positiva en DI, DII, aVL y precordiales V2 a V6.

Onda U: Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue

³⁴ **Válvula Mitral.-** Glosario

inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto, aunque se la relaciona con la repolarización³⁵ de los músculos papilares³⁶.

Intervalo R-R: Es la distancia que existe entre dos ondas R sucesivas. En un ritmo sinusal este intervalo debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él dependerá de la frecuencia cardiaca que tenga el paciente.

Intervalo P-P: Es la distancia que existe entre dos ondas P sucesivas. Al igual que el intervalo RR, el intervalo PP debe ser muy constante y su medida depende de la frecuencia cardiaca.

Intervalo P-R: Representa el retraso fisiológico que sufre el estímulo que viene de las aurículas a su paso por el nodo auriculoventricular³⁷. Éste se mide desde el comienzo de la onda P hasta el inicio de la onda Q ó de la onda R. Debe medir entre 0.12 y 0.20 segundos.

Intervalo QRS: Este mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q ó R hasta el final de la onda S. Este intervalo se encuentra entre 0.06 y 0.10 segundos.

³⁵ **Repolarización.**- Glosario

³⁶ **Músculos papilares.**- Glosario

³⁷ **Nodo auriculoventricular.**- Glosario

Intervalo Q-T: Se extiende desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la sístole³⁸ eléctrica ventricular, o lo que es lo mismo, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos

Segmento S-T: Es un periodo de inactividad que separa la despolarización ventricular de la repolarización ventricular. Este segmento es normalmente isoeléctrico³⁹ va desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T.

2.8 Utilidad del electrocardiograma.

El electrocardiograma ha entrado definitivamente en la práctica cardiológica por ser un recurso sencillo, rápido, indoloro, no invasivo, ni sangriento y de resultados reproducibles que permiten determinar con fidelidad cómo se cumple el proceso de activación en las distintas cavidades del corazón. No puede dar, en cambio, información directa de la forma en que el corazón cumple su función mecánica como bomba. En lo que respecta al diagnóstico de arritmias, el electrocardiograma constituye el recurso de mayor precisión.

Las arritmias son trastornos del ritmo cardiaco que resultan de anomalías en la formación del impulso, en la conducción o en ambos. Una inspección general del ECG permite determinar el ritmo predominante y el tipo, la frecuencia y el patrón de incidencia de una arritmia.

³⁸ **Sístole.**- Glosario

³⁹ **Isoeléctrico.**- Glosario

Existen varios tipos de arritmias como son las arritmias sinusales, taquicardia y bradicardia sinusal originadas en el nodo sino auricular (SA) así como una infinidad de trastornos del corazón, pero no siempre todos ellos pueden reflejarse en un electrocardiograma.

Un ejemplo de utilidad del registro electrocardiográfico es en pacientes con bradicardia sinusal producida por distintas causas como hiperactividad Vagal⁴⁰ o hipotiroidismo⁴¹ cuando llega a 60 latidos por minuto o menos. La configuración de los complejos es normal solo hay aumento de los intervalos diastólicos. En la Figura 2.12 se observa una frecuencia de 50 latidos por minuto.

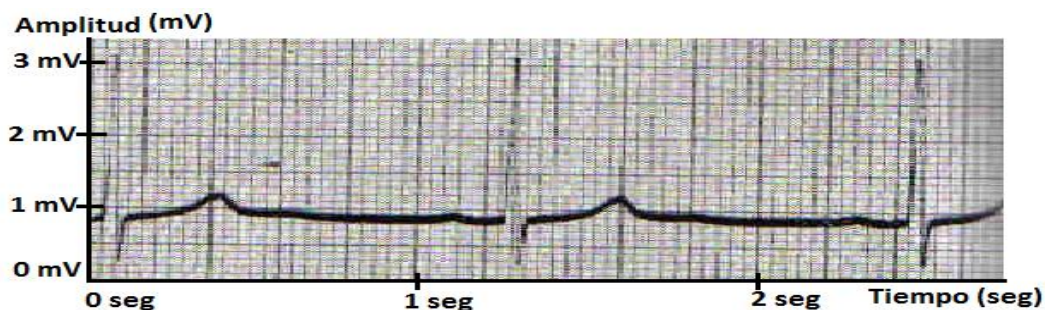


Figura 2.12 Bradicardia Sinusal.⁴²

También existen factores fisiológicos, ejercicio, o patológicos como: fiebre, hipertiroidismo⁴³, insuficiencia⁴⁴ cardiaca, neurosis⁴⁵ cardiaca que provocan una aceleración de la frecuencia, denominada taquicardia sinusal cuando llega

⁴⁰ **Hiperactividad Vagal.**- Glosario

⁴¹ **Hipotiroidismo.**- Glosario

⁴² **Referencia Bibliográfica.**

⁴³ **Hipertiroidismo.**- Glosario

⁴⁴ **Insuficiencia cardiaca.**- Glosario

⁴⁵ **Neurosis Cardiaca.**- Glosario

a los 100 latidos por minuto o más. Los complejos auriculares (onda P) y ventriculares (RST) son de configuración absolutamente normal, solo hay reducción de los intervalos diastólicos (T-P), como se observa en la Figura 2.13.

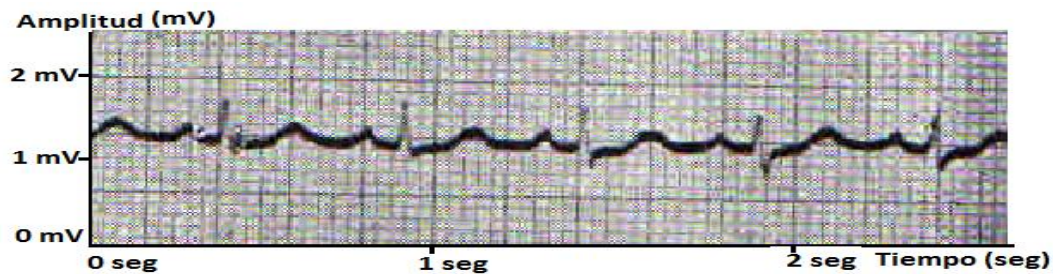


Figura 2.13 Taquicardia Sinusal. ⁴⁶

La frecuencia del marcapaso normal del corazón o Nódulo Sino auricular (SA), sometido a su propia influencia origina entre 75 y 80 impulsos por minuto con intervalos iguales entre cada uno lo que sirve de referencia para determinar un aumento o decremento de la frecuencia cardiaca.

Observando los ejemplos anteriores se aprecia que en base a las ondas características electrocardiográficas de cada cardiopatía se ha podido establecer un patrón común para cada enfermedad que será correlacionado con la historia clínica del paciente, exploración física y exámenes clínicos solicitados por el facultativo.

2.9 Potenciales Bioeléctricos.

⁴⁶ Referencia bibliográfica.

Algunas células como las nerviosas y musculares están cubiertas por una membrana semipermeable y están rodeadas de líquidos orgánicos que son soluciones conductoras que contienen átomos cargados, iones, principalmente de sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloruro (Cl^-), estos iones presentan un desequilibrio en los dos lados de la membrana celular estando la parte interna cargada negativamente y la externa positivamente, este potencial se denomina de reposo y oscila entre -60mV y -100mV que es negativo ya que mide desde el interior de la célula respecto al líquido orgánico externo que la rodea como se observa en la figura 2.14.

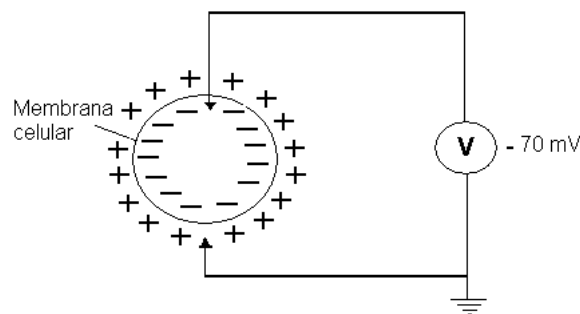


Figura 2.14 Potencial de reposo de una célula.

Cuando se aplica una corriente iónica o algún tipo de energía externa se excita una parte de la membrana celular produciendo el intercambio de iones de sodio (Na^+) hacia el interior de la célula lo que constituye un flujo de corriente iónica llevando con ello una redistribución de iones cargándose la parte interna positivamente y la externa negativamente llevando esto a un potencial de acción de 20mV positivos lo que se denomina despolarización y se lo representa en la figura 2.15.

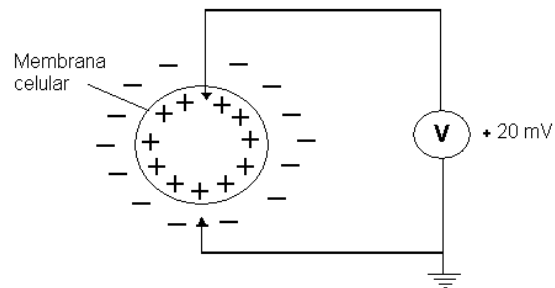


Figura 2.15 Despolarización celular.

Una vez que el flujo de iones de sodio ha alcanzado un estado de equilibrio desaparecen las corrientes iónicas y la célula se vuelve menos permisiva a los iones de sodio y regresa a estado original, proceso denominado repolarización.

El proceso de excitación celular al generar potenciales de acción en la despolarización genera corrientes iónicas que también afectan a las células vecinas cuya propagación en el músculo cardíaco es de 0.2 a 0.4 metros por segundo. Las fibras de retardo especial del corazón tienen una velocidad menor de 0.03 a 0.05 metros por segundo.

Estos biopotenciales alcanzan la superficie del cuerpo o los electrodos implantados y pueden ser medidos como señales bioeléctricas específicas como las utilizadas en los electrocardiogramas.

2.10 Electrodo.

Los potenciales bioeléctricos son medidos a través de transductores que transforman potenciales y corrientes iónicas (solamente presentes en tejidos

vivos) en potenciales y corrientes eléctricas, estos transductores están conformados de dos electrodos que censan la diferencia de potencial iónico entre sus puntos de aplicación.

Los electrodos son la interfaz encargada de convertir corrientes iónicas en corrientes eléctricas susceptibles de circular por conductores metálicos). Para el efecto se emplea un proceso químico de oxido - reducción de un compuesto altamente conductivo como es el caso del cloruro de Plata que, electroquímicamente en la práctica es más estable.

La representación de la interfaz paciente-electrodo-amplificador se observa en la figura 2.16 donde i_i es un generador de corriente iónica (simula el corazón), r_i es la resistencia interna que ven los electrodos, e_1 y e_2 son los electrodos, R_i es la impedancia de entrada del amplificador de ganancia A y R_o es su impedancia de salida. El trazado en discontinuo indica por donde circulan corrientes iónicas.

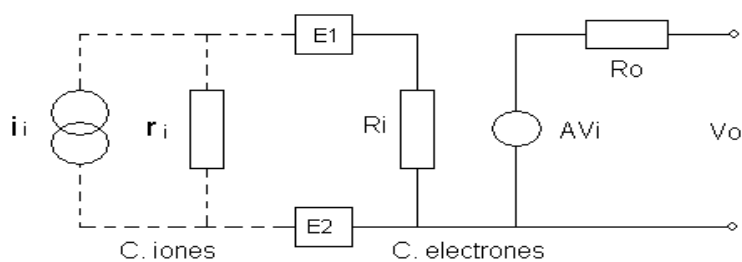


Figura 2.16 Representación interfaz paciente-electrodos-amplificador. ⁴⁷

⁴⁷ Referencia bibliográfica.

El electrodo posee iones metálicos que en disolución con sus metales asociados da un potencial de electrodo que resulta de la diferencia de los ritmos de difusión de iones hacia dentro y fuera del metal. El equilibrio se alcanza con la formación de una capa de carga en la interfaz. Esta carga es en realidad una doble capa, siendo la capa más próxima al metal de una polaridad y la capa más próxima a la disolución, de polaridad opuesta.

En la figura 2.17 el condensador representa la doble capa de carga de la interfaz y con ello el electrodo para biopotencial en contacto con el cuerpo se lo representa como una fuente en serie con una impedancia compuesta de una resistencia y un condensador, esta impedancia del electrodo no es constante y varía con la frecuencia y la polarización que se da por el paso de corriente continua a través de la interfaz metal electrolito.

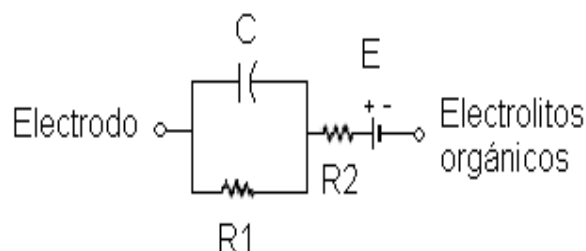


Figura 2.17 Circuito equivalente de interfaz de electrodo. ⁴⁸

La medida de los potenciales bioeléctricos requiere dos electrodos, por lo que la tensión medida es en realidad la diferencia entre los potenciales instantáneos de los dos electrodos como se observa en la figura 2.18.

⁴⁸ Referencia bibliográfica.

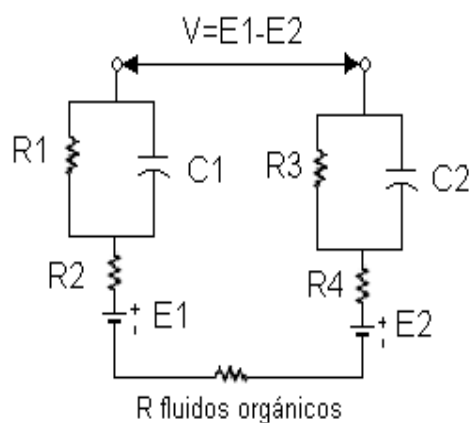


Figura 2.18 Circuito equivalente con dos electrodos. ⁴⁹

Los electrodos superficiales tienen una impedancia de 2 a 10 Kilo ohmios, mientras que los electrodos de aguja y microelectrodos tienen impedancias mucho mayores. Lo óptimo es que la impedancia de entrada a la etapa amplificadora sea varias veces la de los electrodos.

2.11 Amplificadores.

El amplificador operacional es un circuito electrónico que se presenta como circuito integrado y que se utiliza generalmente para amplificar señales aunque puede tener un sin número de aplicaciones adicionales, posee dos entradas y una salida la cual presenta una ganancia G de la diferencia de las dos entradas $V_{salida} = G \cdot (V_{in+} - V_{in-})$ y su representación se observa en la figura 2.19.

⁴⁹ Referencia bibliográfica.

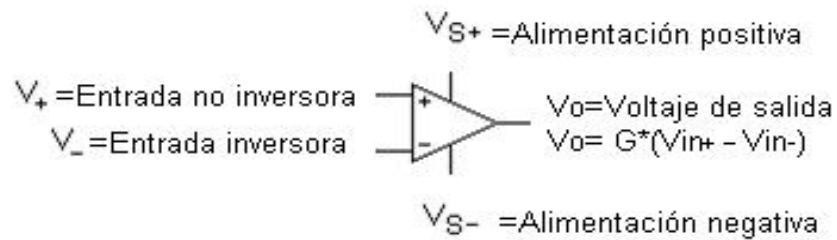


Figura 2.19 Representación de un amplificador operacional.

Un amplificador ideal posee ganancia infinita, alta impedancia de entrada y amplio ancho de banda. También tiene nula impedancia de salida, tiempo de respuesta y ruido bajos. Como la impedancia de entrada es infinita también se dice que las corrientes de entrada son cero.

Existen diferentes tipos de configuraciones entre ellas la de lazo abierto cuando no hay realimentación y lazo cerrado cuando sí existe realimentación. Además de las configuraciones antes mencionadas se puede tener circuitos comparadores, seguidores, inversores, sumadores, restadores, integradores y derivadores entre los más comunes.

2.11.1 Circuito comparador.

Esta configuración compara las dos entradas entre sí. En la figura 2.20 se observa la configuración comparadora donde la salida está en función de la entrada mayor. Es decir el voltaje de salida es igual al voltaje de alimentación positiva si la entrada no inversora es mayor que la entrada inversora y viceversa.

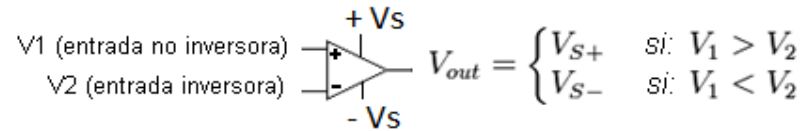


Figura 2.20 Circuito comparador.

2.11.2 Circuito seguidor.

Esta configuración aunque proporciona a la salida la misma señal que la entrada sin inversión de fase ni amplificación, funciona como buffer para adaptar impedancias y eliminar efectos de carga. (Ver figura 2.21)

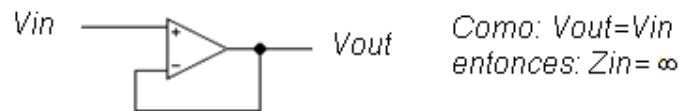


Figura 2.21 Circuito seguidor.

2.11.3 Circuito inversor.

Esta configuración se caracteriza porque la señal de salida está invertida 180 grados y tiene una amplificación dada por la relación R_f/R_{in} . (Ver figura 2.22).

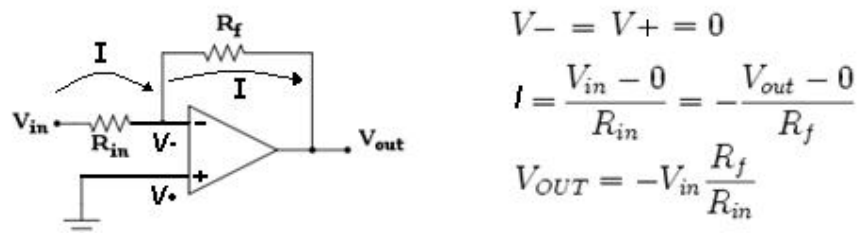


Figura 2.22 Circuito inversor.

2.11.4 Circuito no inversor.

En esta configuración la señal de entrada ingresa por V_{in+} que es igual a V_{in-} que tiene un voltaje dado por un divisor de tensión. (Ver figura 2.23).

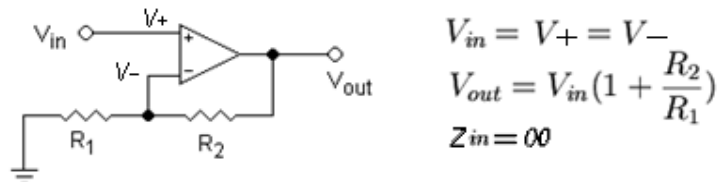


Figura 2.23 Circuito no inversor.

2.11.5 Circuito sumador inversor.

Esta configuración proporciona una señal de salida con 180 grados de desfase con una amplificación para cada señal de entrada dada por la relación de R_f y cada resistencia de entrada. (Ver figura 2.24).

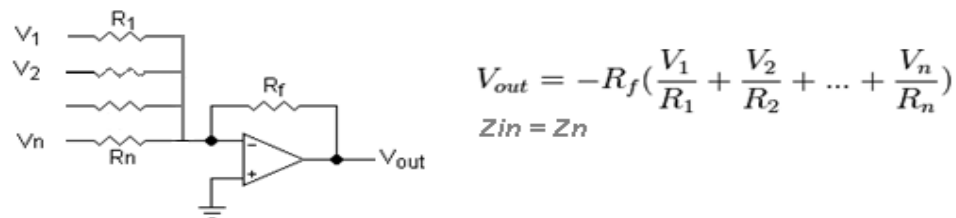


Figura 2.24 Circuito sumador inversor.

2.11.6 Circuito restador.

Esta configuración da una amplificación a la señal de entrada no inversora y le resta la señal de la entrada inversora amplificada. Ver figura 2.25.

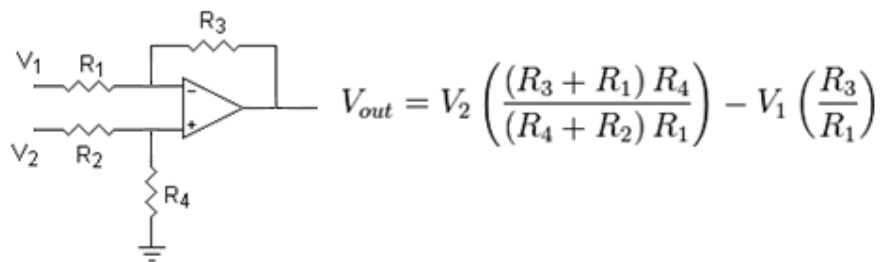


Figura 2.25 Circuito restador.

2.11.7 Circuito integrador.

Este circuito integra y a la vez invierte la señal. (Ver figura 2.26).

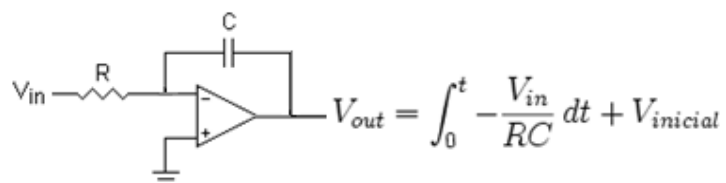


Figura 2.26 Circuito integrador.

2.11.8 Circuito derivador.

Este circuito deriva e invierte la señal de entrada respecto al tiempo y los multiplica por RC, además es usado como filtro. (Ver figura 2.27)

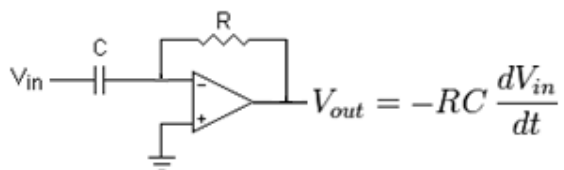


Figura 2.27 Circuito derivador.

Existen términos usados regularmente asociados con los amplificadores operacionales que se los describen brevemente a continuación:

Ganancia en lazo abierto.- Es la ganancia de tensión en ausencia de realimentación, pero está limitado por los voltajes de alimentación.

Tensión en modo común.- Es el valor medio de tensión aplicado a ambas entradas del operacional.

Tensión de Offset y Corriente de Offset.- Son las diferencias de tensión y corriente respectivamente entre las entradas del amplificador operacional que proporciona en la salida cero.

Margen de entrada diferencial.- Es la mayor diferencia de tensión entre las entradas del operacional que mantienen el dispositivo dentro de las especificaciones.

Corrientes de polarización de entrada.- Conocida como Bias es la corriente media circulante por las entradas del operacional, pero en ausencia de señal.

Slew rate.- Es la relación entre la variación de la tensión de salida máxima respecto de la variación del tiempo.

Relación de Rechazo en Modo Común (RRMC).- Es la relación entre la ganancia en modo diferencial y la ganancia en modo común.

2.12 Microcontroladores.

Un microcontrolador es un circuito integrado que nos brinda las ventajas de un pequeño computador, por ello en su interior encontramos un procesador, memoria RAM, EEPROM y varios periféricos. Un microcontrolador frente a

datos de entrada, sigue un programa, un algoritmo dado por un programador y cambia su estado interior. Como objetos o dispositivos de entrada o salida podemos encontrar diversos periféricos, desde simples líneas de entrada digital que pueden estar a cero o a uno, hasta complejos puertos usados en ordenadores que permiten comunicar con otros dispositivos externos como microcontroladores o PC.

Los PIC (Controlador de Interfaz Periférico) son una familia de Microcontroladores tipo RISC fabricados por Microchip Technology Inc.

El PIC usa un juego de instrucciones tipo RISC, cuyo número puede variar de 35 a 70.

El tamaño de palabra de los microcontroladores PIC es variado. Todos los PICs (excepto los dsPIC) manejan datos en trozos de 8 bits, con lo que se deberían llamar microcontroladores de 8 bits. Pero a diferencia de la mayoría de UCPs, el PIC usa arquitectura Harvard, por lo que el tamaño de las instrucciones puede ser distinto del de la palabra de datos. De hecho, las diferentes familias de PICs usan tamaños de instrucción distintos, lo que hace difícil comparar el tamaño del código del PIC con el de otros microcontroladores.

Los PICs actuales constan en su hardware básicamente de soportes: de interfaz USB, de controlador Ethernet, controlador CAN, controlador LIN y controlador Irda. Además posee núcleos de UCP de 8/16 bits con arquitectura Harvard modificada, memoria flash y ROM disponible desde 256 bytes a 256 kilobytes, puertos de entrada/salida, temporizadores de 8/16 bits, tecnología nanowatt, periféricos serie síncronos y asíncronos: USART, AUSART,

EUSART, comparadores de tensión, módulos de captura y comparación PWM, controladores LCD, posee EEPROM interna con duración de hasta un millón de ciclos de lectura/escritura, periféricos de control de motores conversores análogo digitales.

La transferencia del código de una PC al PIC es a través de un dispositivo programador. La mayoría de PICs que Microchip distribuye hoy en día tienen programación serie incorporada (ICSP) o programación a bajo voltaje (LVP), lo que permite programar el PIC directamente en el circuito destino. Para la ICSP se usan los pines RB6 y RB7 como reloj y datos y el MCLR para activar el modo programación aplicando un voltaje de 13 voltios.

Muchos de estos programadores complejos incluyen ellos mismos PICs preprogramados como interfaz para enviar las órdenes al PIC que se desea programar. Uno de los programadores más simples es el TE20, que utiliza la línea TX del puerto RS232 como alimentación y las líneas DTR y CTS para mandar o recibir datos cuando el microcontrolador está en modo programación. Existe varios software de programación como el ICprog. Con el avance tecnológico se han construidos modelos de PICs con mejores prestaciones y a un menor precio.

2.13 Proceso de conversión análogo-digital.

La conversión de una señal analógica a una señal digital es un proceso que posee grandes ventajas en el procesamiento de la información que toma

valores finitos. Además la regeneración de la señal es un punto fuerte a favor de su utilización no siendo de menos la detección y corrección de errores aunque también existen desventajas como una sincronización y decodificación posterior de la señal transmitida.

La conversión analógica a digital es un proceso que convierte señales analógicas en señales digitales, con el propósito de facilitar el procesamiento y hacerla más inmune al ruido.

La señal analógica que entra al conversor análogo-digital posee un infinito número de valores dentro de un límite de tiempo, es decir infinitos valores de frecuencia y amplitud, mientras que la señal digital tiene valores finitos o discretos de amplitud y tiempo que no son continuos. La señal digital tiene diferentes ventajas como la regeneración de la señal cuando se experimenta atenuación, también es una gran ventaja la detección y corrección de errores, el procesamiento se realiza fácilmente a través de software.

La conversión analógica-digital tiene básicamente tres etapas principales que son: el **muestreo** en la que se toman muestras periódicas de la amplitud de la señal a una determinada frecuencia, la **cuantificación** en la que se asigna un valor o nivel a la amplitud de la señal analizada y la **codificación** que traduce los valores cuantificados a un código específico, en nuestro caso el binario. Ver figura 2.28.

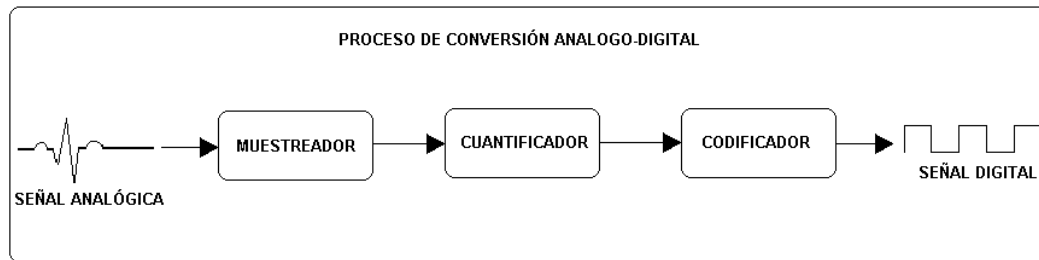


Figura 2.28 Proceso de conversión análogo-digital.

En el muestreo la señal es analógica, pero desde la cuantificación, cuando la señal ya toma valores finitos, la señal ya es digital. Además se debe tener en cuenta que en la cuantificación se introduce un error de cuantificación que depende del número de bits utilizados.

2.14 Comunicación serial.

La comunicación binaria se puede realizar de dos maneras, paralela o serial. En la paralela los datos viajan simultáneamente y en la serial viajan uno tras otro.

RS-232 es una interfaz que designa una norma para el intercambio serie de datos binarios entre un DTE (Equipo terminal de datos) y un DCE (Equipo de Comunicación de datos), aunque existen otras situaciones en las que también se utiliza la interfaz RS-232.

El RS-232 consiste en un conector tipo DB-25 (de 25 pines), y conector de 9 pines (DB-9), más barato e incluso más extendido para cierto tipo de periféricos (como el ratón serie del PC).

Las conexiones para conectores DB9 y DB25 se muestran a continuación en la tabla 2.1.

| # | Pin | E/S | Función | Conector DB 9 |
|----|--------|-----|--------------------------|----------------|
| 1 | | | Tierra de Chasis | |
| 2 | RXD | E | Recibir Datos | |
| 3 | TXD | S | Transmitir Datos | |
| 4 | DTR | S | Terminal de Datos Listo | |
| 5 | SG | | Tierra de señal | |
| 6 | DSR | E | Equipo de Datos Listo | |
| 7 | RTS | S | Solicitud de Envío | |
| 8 | CTS | E | Libre para Envío | |
| 9 | RI | S | Timbre Telefónico | |
| # | Pin | E/S | Función | Conector DB 25 |
| 1 | | | Tierra de Chasis | |
| 2 | TXD | S | Transmitir Datos | |
| 3 | RXD | E | Recibir Datos | |
| 4 | RTS | S | Solicitud de Envío | |
| 5 | CTS | E | Libre para Envío | |
| 6 | DSR | E | Equipo de Datos Listo | |
| 7 | SG | | Tierra de señal | |
| 8 | CD/DCD | E | Detector de Portadora | |
| 15 | TxC | S | Transmitir Reloj | |
| 17 | RxC | E | Recibir reloj | |
| 20 | DTR | S | Terminal de Datos Listo | |
| 22 | RI | S | Timbre Telefónico | |
| 24 | RTxC | S/E | Transmitir/Recibir Reloj | |

Tabla 2.1 Conexiones para conectores DB9 y DB25.⁵⁰

El uso de las señales para RS232 tiene principalmente las funciones que se definen a continuación:

Tierra de chasis.- Se conecta internamente al chasis del dispositivo.

Recibir datos (RXD).- Recibe datos del dispositivo externo.

Transmitir datos (TXD).- Salen datos para ir al dispositivo externo.

⁵⁰ Referencias bibliográficas.

Terminal de datos listo (DTR).- Realiza el control maestro del dispositivo externo, si el pin esta en 1, el dispositivo no transmite ni recibe datos.

Tierra de señal.- Es el pin de referencia.

Conjunto de datos listo (DSR).- Por lo general, los dispositivos externos tienen este pin con un valor permanente de cero.

Solicita permiso para enviar datos (RTS).- esta parte del hardware se usa para enlazarse entre los dispositivos que se están comunicando. Si el dispositivo externo está de acuerdo, pone un 0 en el pin que se llama pista libre para enviar datos (CTS).

Pista libre para enviar datos (CTS).- Esta es la otra mitad del hardware usado para enlazarse. El dispositivo externo pone este pin en 0 cuando está listo para recibir datos.

Timbre telefónico (RI).- Este pin se usa sólo cuando un PLC (Programable Logical Controller) está conectado a un módem.

En cuanto a la distancia de la interfaz RS-232 es corta, alrededor de 15 metros y para velocidades de comunicación bajas de no más de 20 Kb/s. Aunque muchas veces se utiliza a mayores velocidades con una transmisión aceptable. En la norma RS422/485 alcanza 1200 metros y utilizando un modem a cualquier parte del mundo.

Existen varios tipos de canales entre ellos están el simplex, half duplex o full duplex. En la comunicación simplex la transmisión entre el transmisor y

receptor es en una sola dirección a semejanza de una estación de televisión donde solo se recibe la señal.

En la comunicación half duplex o semi-duplex la transmisión va en ambos sentidos pero no al mismo tiempo, utilizada generalmente en la interacción entre terminales y un computador central. En la comunicación full dúplex la información circula en las dos direcciones al mismo tiempo utilizando canales separados para ambas transmisiones.

Existe otro concepto importante en la comunicación como son las UART o U(S)ART (Transmisor y Receptor [Síncrono] Asíncrono Universal), se diseñaron para convertir las señales que maneja la CPU y transmitir las al exterior. Las UART deben resolver problemas tales como la conversión de voltajes internos del DCE con respecto al DTE, gobernar las señales de control y realizar la transformación desde el bus de datos de señales en paralelo a serie y viceversa. Debe ser robusta y deberá tolerar circuitos abiertos, cortocircuitos y escritura simultánea sobre un mismo pin, entre otras consideraciones. Es en la UART en donde se implementa la interfaz.

En la RS-232 estándar una conexión es definida por un cable desde un dispositivo al otro. Hay 25 conexiones en la especificación completa, pero es muy probable que se encuentren menos de la mitad de éstas en una interfaz determinada. La causa es simple, una interfaz full duplex puede obtenerse con solamente 3 cables.

Sobre los circuitos, todos los voltajes están con respecto a la señal de tierra. Una de las convenciones que se usan es para un voltaje de +3 a +15V corresponde el 0 lógico mientras que para -3 a -15 voltios corresponde 1 lógico.

Una transmisión serial tiene un nivel lógico alto si no se está transmitiendo datos o información, en el momento de transmitir datos el nivel cambia a un nivel lógico bajo durante el tiempo de un bit (104 microsegundos para 9600bits/segundo), este es el bit de arranque a continuación se empieza a transmitir la información en 7 y 8 bits empezando por el menos significativo, luego es opcional enviar un bit de paridad y finalmente se envía un bit de parada luego de lo cual se regresa a un nivel lógico alto y con ello el transmisor puede enviar el siguiente dato de información.

La interfaz puede trabajar en comunicación asíncrona o síncrona, la síncrona tiene un reloj para cotejar tiempos mientras que cuando el reloj no está sincronizado con el transmisor existe el problema de desconocer cuándo empieza la transmisión hecho por el cual se debe estar siempre en espera del cambio de estado, es decir en espera del bit de arranque, si se da este cambio de estado, se verifica un tiempo de medio bit después que este bajo el estado lógico y comienza a recibir la transmisión hasta el bit de parada, En el caso de no estar en bajo el estado lógico luego del tiempo de medio bit de arranque no recibe la información ya que pudo ser producido por un ruido en la línea.

Existen parámetros que deben ser configurados similarmente en los dos equipos a comunicarse como es la velocidad, bit de parada, paridad entre otros y no exceder de 2 metros, luego de los cuales existe una pérdida de voltaje en los cables y ruido.

Los siguientes criterios son los que se aplican a las características eléctricas de cada una de las líneas:

La magnitud de un voltaje en circuito abierto no excederá los 25 V.

El conductor será apto para soportar un corto con cualquier otra línea en el cable sin daño a sí mismo o a otro equipamiento, y la corriente de cortocircuito no excederá los 0,5 A.

Las señales se considerarán en el estado de MARCA, (nivel lógico 0), cuando el voltaje sea más negativo que -3 V con respecto a la línea de tierra. Las señales se considerarán en el estado de ESPACIO, (nivel lógico 1), cuando el voltaje sea más positivo que $+3$ V con respecto a la línea de tierra. La gama de voltajes entre -3 V y $+3$ V se define como la región de transición, donde la condición de señal no está definida.

Con el avance tecnológico se han establecido una multitud de puertos serie de alta velocidad que los hacen muy interesantes ya que utilizan las ventajas del menor cableado y solucionan el problema de la velocidad con un mayor apantallamiento y más barato usando la técnica del par trenzado. Por ello, el

puerto RS-232 e incluso los puertos paralelos están siendo reemplazados por nuevos puertos serie como el USB el FireWire o el serial ATA. Un puerto serie o puerto paralelo se puede utilizar para ser puerto de red. En Europa la norma RS-422 de origen alemán es también un estándar muy usado en el ámbito industrial.

2.15 Sistema Operativo Linux.

Linux es un sistema operativo de implementación libre, para computadoras personales, servidores, y estaciones de trabajo. Fue desarrollado para el i386 y soporta procesadores desde aquel hasta el dual core y los de última generación de Intel, AMD, Cyrix y máquinas basadas en SPARC, DEC Alpha, PowerPC/PowerMac, y Mac/Amiga Motorola 680x0.

2.15.1 Características.

Entre algunas características dadas por usuarios que han experimentado con el sistema operativo Linux se tiene:

Es multitarea, es decir que se puede ejecutar varios programas a la vez, la cual asegura que todos los programas que se están utilizando en determinado momento serán ejecutados, siendo el sistema operativo el encargado de controlar el tiempo de microprocesador a cada programa.

Es Multiusuario, se refiere a que muchos usuarios usan la misma máquina al mismo tiempo.

Es multiplataforma ya que soporta la mayoría de plataformas como: 386, 486, Pentium, Pentium Pro, Pentium II, III y IV y los procesadores de última generación de Intel.

Linux carga ejecutables por demanda, es decir que solo lee del disco aquellas partes de un programa que están siendo usadas en ese momento

Posee política de copia en escritura para la compartición de páginas entre ejecutables, significa que varios procesos pueden usar la misma zona de memoria al momento de ejecutarse.

Todo el código fuente está disponible y el usuario puede conseguirlo libremente.

2.15.2 Distribuciones Linux.

Generalmente a Linux se le conoce como un paquete entero de herramientas de desarrollo, editores, GUI (Interfaz de Usuario Gráfico), herramientas de red, entre otras aplicaciones. Dichos paquetes pueden ser distribuciones gratuitas como el Suse y el Ubuntu ó no gratuitas como el Red Hat y Caldera de las cuales se han vendido miles, y son potentes empresas las que compiten entre sí por incluir el último software, a veces también software propietario, con interfaz gráfica capaz de auto detectar el hardware e instalar un sistema entero en unos cuantos minutos sin apenas preguntas.

Existen instalaciones no comerciales tales como el proyecto Debian, que es la única de las grandes distribuciones que no tiene intereses comerciales ni empresariales. Son sus propios usuarios, muy activos, quienes mantienen la distribución de modo comunitario, incluidas todas sus estructuras de decisión y funcionamiento. Su objetivo es recopilar, difundir y promover el uso del software libre. Reúne el mayor catálogo de software libre, todos ellos probados, mantenidos y documentados por algún desarrollador voluntario.

Lo que separa una distribución de otra es las herramientas de valor añadido que vienen con cada una.

Una distribución es el núcleo del sistema operativo, es decir el Kernel es el núcleo del Linux.

EL Kernel es el programa que actúa como jefe de operaciones. Es el responsable de iniciar y parar los otros programas, manejar las peticiones de memoria, acceso a disco y gestionar las conexiones a red.

El Kernel es conocido como un programa no trivial, por lo que se pone en todas las distribuciones de Linux. Todas las distribuciones utilizan exactamente el mismo Kernel, conllevando a que en todas estas el comportamiento básico de todas las distribuciones de Linux sea el mismo.

2.15.3 Software Libre y la licencia del GNU.

A principios de 1980, Richard Stallman comenzó un movimiento dentro de la industria del software libre, esto significa no el pagar el envío del producto, sino el acceso libre al código fuente entero.

La idea de dar el código fuente es muy simple: los usuarios del software nunca deben ser forzados a tratar con el desarrollador que puede o no soportar con ese software las necesidades del usuario.

Para Richard Stallman, el software libre es el que respeta la libertad del usuario, mientras que el software que no es libre se llama privativo, porque priva de libertad a sus propios usuarios y por tanto no es un aporte a la sociedad sino un ataque a la solidaridad.

Con esto el Software Libre tiene cuatro libertades esenciales:

- La libertad de usar el programa, con cualquier propósito.
- La libertad de estudiar el funcionamiento del programa y adaptarlo a las necesidades.
- La libertad de distribuir copias, con lo que se puede ayudar a otros.
- La libertad de mejorar el programa y hacer públicas las mejoras de modo que toda la comunidad se beneficie.

2.15.4 Licencia pública GNU.

La cosa más importante que salió del proyecto GNU fue la licencia pública GNU (GLP). Esta licencia especifica básicamente que el software desarrollado es libre, y nadie puede coartar estas libertades. Es aceptable coger este software y venderlo, incluso con algún beneficio; en esta venta el vendedor debe proveer el código fuente completo, incluyendo cualquier cambio que haya realizado, debido a que el paquete como tal continua bajo GLP.

2.15.5 Archivos en Linux.

En Linux un archivo es una sucesión de bytes, este concepto revela a que todo lo que hay en el sistema se trate como un archivo. Linux admite cinco tipos de archivos que son: Archivos ordinarios, directorios, vínculos simbólicos, archivos especiales (dispositivos) y tubos con nombre (denominados FIFO).

Archivos ordinarios.- Se emplean para almacenar informaciones y datos en dispositivos de almacenamiento secundario, que típicamente van a ser discos. Los archivos ordinarios básicamente contienen un archivo fuente (en C, C++, Java, etc.), un programa ejecutable (aplicaciones como: compiladores, herramientas de base de datos, herramientas de autoedición, etc.), imágenes, sonidos, gráficos y demás.

Directorios.-_En Linux los directorios se estructuran: Número de inodo/Nombre de archivo. El número de inodo tiene 4 bytes de longitud y es valor de un

índice que opera dentro de una lista del disco. A estos elementos de esta lista se denominan nodos índices o más frecuentemente se denominan inodos.

El Kernel de Linux reserva un inodo siempre que se crea un archivo nuevo. Por lo tanto, cada archivo individual en Linux posee un inodo exclusivo.

Archivos de vínculo.- El archivo de vínculo apunta a un archivo existente, permitiendo cambiar el nombre de este y compartir sin duda su contenido.

Archivo especiales (dispositivos).- Un archivo especial es un medio para acceder a dispositivos hardware, incluyendo el teclado, el disco duro, el lector CD-ROM, la unidad cinta y la impresora.

Tubos con nombre (FIFO).- Un FIFO es un archivo que permite a dos procesos comunicarse entre sí, si ambos procesos se encuentran en el mismo computador, pero los procesos no necesitan estar relacionados entre sí.

2.15.6 Estructura del sistema de archivos.

La estructura de archivo de Linux es jerárquica la que posee un directorio raíz bajo el cual se encuentran todos los archivos y directorios del sistema. Cada usuario posee un directorio, llamado directorio inicial del usuario, al que accede cuando se conecta al sistema. Entre los directorios más comunes se tiene los siguientes:

/boot: contiene todos archivos necesarios para que arranque el sistema Linux.

/bin: contiene imágenes binarias de la mayoría de las órdenes de Linux para usuarios y administradores del sistema.

/dev: contiene archivos que corresponden a los dispositivos como el modem, la impresora, terminales, unidades de disco, etc. Los cuales están conectados al computador.

2.15.7 Archivos estándar y sus descriptores.

Linux abre automáticamente tres archivos por cada orden, con objeto de leer la entrada y escribir los resultados y los errores. Estos resultados reciben el nombre de entrada estándar (stdin), salida estándar (stdout) y error estándar (stderr). Por defectos, estos archivos están asociados a la terminal en la que se ejecuta la orden.

2.15.8 Comunicación.

En software libre existe una serie de programas dedicados a la comunicación de datos entre los cuales podemos citar:

Ecu.- Es un programa de comunicaciones

Procomm.- Es un programa de comunicaciones con zmodem⁵¹

Seyon . Es un programa de comunicaciones basado en X⁵²

Minicom.- Es un programa de comunicaciones parecido a telix⁵³

XC.- Es un paquete de comunicaciones xcomm⁵⁴

⁵¹ **Zmodem.**- Glosario.

⁵² **X.**- Glosario.

⁵³ **Telix.**- Glosario.

CAPÍTULO III

3 PROCESO DE DESARROLLO.

3.1 Diseño del electrocardiógrafo.

Para el diseño y construcción del equipo se consideró varias etapas que en conjunto constituyeron un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas que fueron acondicionadas para ser transmitidas serialmente a una PC.

Los requerimientos de diseño fueron basados en las características bioeléctricas del corazón las cuales emiten señales analógicas que deben ser acondicionadas correctamente para conseguir una señal utilizable.

Las señales analógicas bioeléctricas emitidas por la actividad cardiaca tienen voltajes pequeños que se reflejan en la piel oscilando entre 0.5 y 10mV como máximo y poseen componentes relevantes entre 0.05Hz y 200Hz.⁵⁵

Son estos valores analógicos los que determinan las etapas de tratamiento de la señal y que van a conformar un electrocardiógrafo el cual tiene una estructura básica representada en la figura 3.1 en la cual también se ha añadido una etapa de comunicación y tratamiento de datos necesarios para comunicación serial con la PC.

⁵⁴ **XC.-** Glosario.

⁵⁵ **Referencia Bibliográfica.**

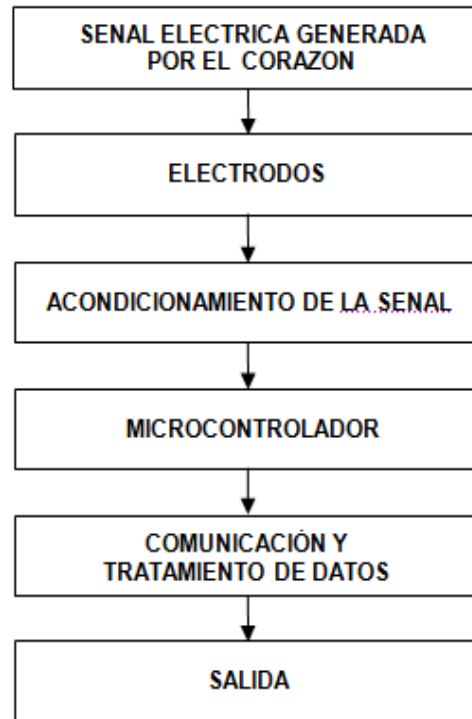


Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales.

3.1.1 Señal eléctrica generada por el corazón.

Por el funcionamiento bioeléctrico del corazón se generan voltajes que viajan a la superficie de la piel cuya amplitud depende de puntos específicos donde se mida, los puntos de medición de estos voltajes constituyen amplitudes estándar que corresponden a cada una de las derivaciones estándar D1, D2 y D3, cuyos niveles mínimos y máximos se detalla en la tabla 3.1.

| Derivación | | D1 | D2 | D3 |
|------------|------|------|------|------|
| Onda (mV) | | | | |
| P | min. | 0,1 | 0,3 | -0,5 |
| | máx. | 1,3 | 2,5 | 2,0 |
| Q | min. | 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | máx. | 4,0 | 4,0 | 6,0 |
| R | min. | 1,0 | 2,0 | 0,5 |
| | máx. | 12,0 | 17,0 | 13,0 |
| S | min. | 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | máx. | 3,5 | 5,0 | 5,5 |
| T | min. | 1,0 | 1,0 | -1,5 |
| | máx. | 5,0 | 6,5 | 3,5 |
| ST | min. | -0,5 | -0,5 | -0,5 |
| | máx. | 1,0 | 1,0 | 1,0 |

Tabla 3.1 Niveles mínimos y máximos de amplitud de cada derivación.

3.1.2 Electrodo.

Entre los diversos tipos de electrodos se destacan por su uso, construcción, posición, descartables, reutilizables, secos, con gel, superficiales e hipodérmicos⁵⁶, en el desarrollo del proyecto se escogió los electrodos superficiales descartables con gel porque no tienen un impacto directo sobre el paciente, no son invasivos, son higiénicos, son buenos conductores y sobre todo de bajo costo. (Ver figura 3.2)

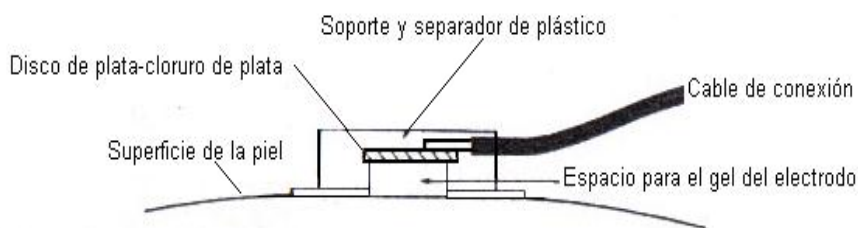


Figura 3.2 Electrodo superficial descartable tipo flotante con gel.

⁵⁶ **Hipodérmicos.**- Glosario

3.1.2.1 Interfaz electrodo Piel.

No se debe despreciar el conocer sobre la interfaz electrodo piel ya que esta permite el paso de la señal eléctrica a través de ella desde la piel al electrodo, por ello es importante minimizar el nivel de ruido en dicha interfaz, para disminuir el ruido se hizo imprescindible el uso de un elemento conductor (gel electro conductor) en el desarrollo del proyecto de tesis, contribuyendo con esto a una mejor transmisión de la señal electrocardiográfica.

3.1.3 Acondicionamiento de la Señal.

Los niveles de voltaje biométricos tomados por los electrodos no son susceptibles de ser trabajados directamente por ser sumamente pequeños, del orden de los micro voltios lo que los hace muy susceptibles al ruido, por lo que es necesario implementar varias etapas en el acondicionamiento de la señal analógica, como son el acoplamiento de impedancias, amplificación, diferenciación, sistema de excitación, filtrado y referencia con lo que se logró elevar los niveles de voltaje a magnitudes manejables con las que se pudo realizar una conversión análoga-digital con el menor error posible y de esta manera se obtuvo una señal adecuada para el análisis. Cada una de las etapas para el acondicionamiento de la señal se explica detalladamente a continuación.

3.1.3.1 Etapa de acoplamiento de impedancias.

Una de las etapas iniciales para el acondicionamiento de la señal es la configuración del amplificador operacional como seguidor, que sirve para acoplar impedancias, es decir acoplar una alta impedancia de entrada con una baja impedancia a la salida del amplificador operacional.

Esta configuración se asumió para evitar el efecto de carga en el circuito, funciona como un buffer, por ello el voltaje y la corriente no disminuye en el circuito, ya que éste toma el voltaje de la fuente de alimentación del amplificador operacional y no de la señal de entrada, por lo que si una señal llega con poca corriente, el circuito seguidor compensa esa pérdida con la fuente de alimentación del operacional. Esta configuración proporciona a la salida la misma tensión que a la entrada ($V_{out} = V_{in}$) con una impedancia de entrada muy alta ($Z_{in} \rightarrow \infty$). La figura 3.3 muestra esta configuración.

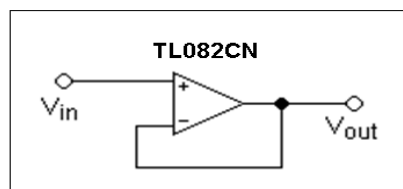


Figura 3.3 Amplificador operacional configurado como seguidor.

El amplificador operacional utilizado es el TL082CN que posee una impedancia de entrada alta necesaria para acoplar circuitos. Existen otros amplificadores con características similares que sirven para tenerlos en cuenta en la construcción del equipo, pero como se muestra en la tabla comparativa 3.2 lo más relevante para haberlo escogido fue el tamaño con un encapsulado menor,

funcionamiento a mayor ancho de banda, bajo consumo de potencia y la mayor disponibilidad de encontrarlo en el mercado nacional.

| AMPLIFICADOR | POTENCIA | ENCAPSULADO | UNIDADES | ALIMENTACION | RESISTENCIA DE ENTRADA | ANCHO DE BANDA | MODO DE RECHAZO COMUN | EXISTENCIA EN EL MERCADO |
|--------------|----------|-------------|----------|--------------|------------------------|----------------|-----------------------|--------------------------|
| TL082 | Baja | PEQUEÑO | 2 | $\pm 18V$ | ALTA | 4MHZ | si | ALTA |
| TL074 | Baja | MEDIO | 4 | $\pm 18V$ | ALTA | 3MHZ | si | MEDIA |
| TL062 | Baja | PEQUEÑO | 2 | $\pm 15V$ | ALTA | 2MHZ | si | ESCASA |

Tabla 3.2 Comparación del amplificador operacional TL082.

En la figura 3.4 se muestra la distribución de pines del amplificador TL082CN junto con el diagrama eléctrico utilizado para la derivación D1, en la cual se observa que a las entradas no inversoras (PIN 3 y PIN 5) ingresan las señales correspondientes a un par de extremidades según la derivación estándar a tomarse, es decir, para obtener la derivación D1 se toma en cuenta el brazo derecho y el brazo izquierdo, para derivación D2 el brazo derecho y la pierna izquierda y para derivación D3 el brazo izquierdo y la pierna izquierda conectados a los pines 3 y 5 respectivamente.

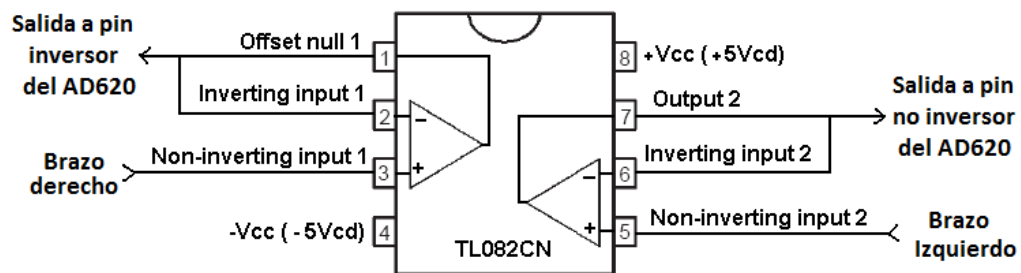


Figura 3.4 Esquema de la etapa acopladora de impedancias para D1.

3.1.3.2 Etapa de amplificación y diferencia de señales.

Las dos salidas del circuito seguidor de la etapa de acoplamiento de impedancias todavía tienen su señal con el voltaje inicial pequeño del orden de los micro voltios por lo que se los amplificó utilizando el amplificador operacional de instrumentación AD620 el cual a más de aumentarlas se encarga de restar las dos señales de extremidades.

En esta etapa se utilizó el amplificador operacional AD620 porque tiene la característica de ser un amplificador de instrumentación que se basa en una modificación para mejorar la eficiencia con un arreglo de tres amplificadores encapsulados en un solo circuito integrado. Se escogió el AD620 por ser de fácil uso, ganancia de alrededor de 1000 requeridos para el proyecto con el uso de tan solo una resistencia exterior R_g , tiene una amplia fuente de alimentación que puede tomar los voltajes de $\pm 5V$ que utiliza todo el circuito del electrocardiógrafo, es un chip de baja potencia, con un consumo de 1.3mA máximo de corriente, que soporta una tensión de 50 V.

En la tabla 3.3 se puede observar una comparación con otros amplificadores de instrumentación que se puede utilizar, pero la mejor opción es el AD620 por ser el más barato de este tipo en el mercado además de tener un mejor ancho de banda y menor ruido.

| AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION | INPUT OFFSET VOLTAGE | INPUT OFFSET DRIFT | INPUT BIAS CURRENT | MODO DE RECHAZO COMUN | BAJO RUIDO | ANCHO DE BANDA | COSTO |
|---------------------------------|----------------------|--------------------|--------------------|-----------------------|------------|----------------|-------|
| AD620 | 50uVmax | 0,6uV/°Cmax | 1nAmax | 100dB | 9nV/vHz | 120KHZ | Bajo |
| INA122 | 250uVmax | 3uV/°Cmax | 25nAmax | 83dB | 60nV/vHz | 5KHZ | Bajo |
| INA114 | 50uVmax | 0,25uV/°Cmax | 2nAmax | 115dB | NA | 10KHZ | Medio |

Tabla 3.3 Comparación del amplificador operacional TL082.

La amplificación estándar para equipos electrocardiográficos es del orden de 1000 y es en base a esto que se calcula la resistencia R_g a utilizarse para obtener dicha amplificación utilizando la fórmula definida por el fabricante del amplificador operacional AD620. La resistencia ideal obtenida como se observa en el cálculo fue de 49,45 Ω .

$$G = \frac{49400\Omega}{R_g} + 1$$

$$1000 = \frac{49400\Omega}{R_g} + 1$$

$$1000 - 1 = \frac{49400\Omega}{R_g}$$

$$999 = \frac{49400\Omega}{R_g}$$

$$R_g = \frac{49400\Omega}{999}$$

$$R_g = 49,45$$

La resistencia 49,45 Ω no existe como tal en el mercado, por lo que se escogió para el circuito una resistencia de 51 Ω la cual es próxima a la calculada y se halla en el mercado. Con este último valor se tiene una ganancia de 969.63 que está dentro de una amplificación del orden de los mil necesarios para trabajar con la señal como se aprecia en el siguiente cálculo:

$$G = \frac{49400\Omega}{R_g} + 1$$

$$G = \frac{49400\Omega}{R_g} + 1$$

$$G = \frac{49400\Omega}{51} + 1$$

$$G = \frac{49400\Omega}{51} + 1$$

$$G = 969,63$$

En la figura 3.5 se muestra el circuito de ganancia (G) de 969.63 junto con la distribución de pines del amplificador operacional AD620 el cual está manejando a su entrada las señales acopladas de las derivaciones D1, D2 ó D3.

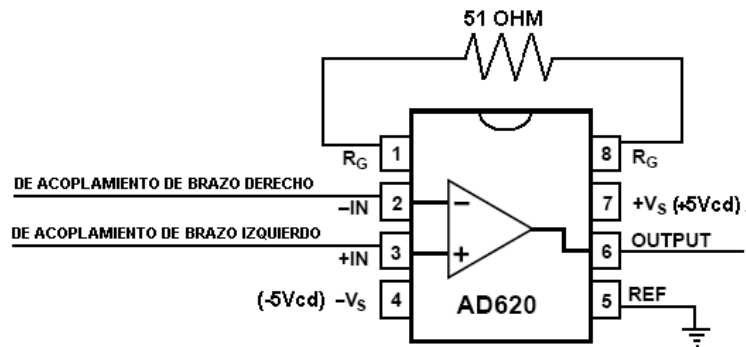


Figura 3.5 Circuito amplificador y distribución de pines del A.O. AD620.

Los efectos de voltajes de interferencia pueden minimizarse con alto rechazo de modo común que es el rechazo a un voltaje de salida pequeño que se presenta y que lo ideal requerido es cero.

3.1.3.3 Etapa de sistema de excitación de pierna derecha.

Es posible reducir aún más la interferencia utilizando un sistema de excitación de pierna derecha, esta configuración se sugiere por el fabricante del AD620 en la que dos resistencias de 24 K conectadas a la salida de los amplificadores de la etapa de entrada censan el voltaje en modo común que está siendo detectado por los electrodos. Este voltaje se invierte, se amplifica y se lo realimenta al cuerpo del paciente a través del electrodo de la pierna derecha. La corriente de interferencia ahora fluye al circuito de salida del amplificador operacional.

Si en los electrodos aparece un voltaje alto, el amplificador auxiliar se satura, y la resistencia efectiva entre el paciente y tierra es lo suficientemente alta para proteger al paciente. En resumen se colocó la pierna derecha RL a una tierra aislada de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente y se atenuó el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada al amplificador, para lo cual se tomó en consideración el circuito recomendado por el fabricante en el datasheet del amplificador AD620. Ver la figura 3.6.

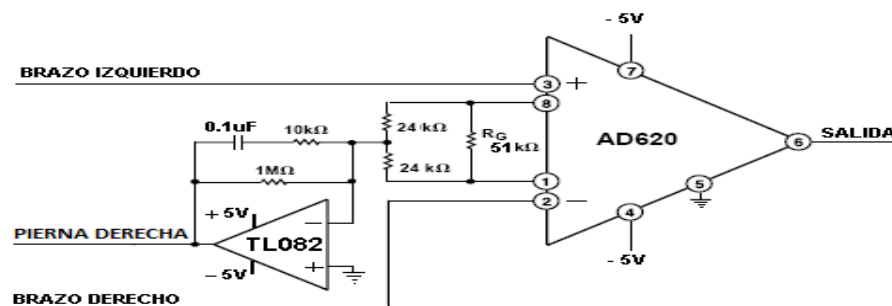


Figura 3.6 Sistema de excitación de pierna derecha.

3.1.3.4 Etapa de filtrado.

La función de filtrado consiste en seleccionar señales con frecuencias de interés para este sistema de instrumentación que van desde 0.05 Hz a 200Hz. Los filtros activos han mejorado la función de filtrado con la inclusión de amplificadores operacionales al proporcionar ganancia y respuestas a la frecuencia mejor que las proporcionadas por algunos filtros pasivos tradicionales. Además mejoran mucho las características de estabilidad y acoplamiento con sistemas de acondicionamiento electrónico y de adquisición de datos. Estos filtros se eligieron ya que son de menor costo porque no necesitan de inductores de alta precisión, solo se necesitan amplificadores operacionales, resistencias y capacitores, otra ventaja es que las diversas etapas de filtros pueden conectarse en serie o en paralelo para producir respuestas más tajantes, más selectivas y de mayor estabilidad, además, la posibilidad de incluir ganancia en cada etapa y también la versatilidad para producir un acoplamiento adecuado de impedancias los hace mejores que los filtros pasivos, aunque existen menos desventajas como la necesidad de una fuente de poder que por lo general tiene que ser dual y la limitación en la amplitud de señal de salida por la saturación inherente del amplificador operacional (el amplificador operacional limita la máxima variación simétrica debido a los voltajes de saturación). El amplificador utilizado es el TL084CN que es un amplificador que posee una compensación interna de frecuencia y que junto con un capacitor de 4,7uF y una resistencia de 15K conforman un circuito activo pasa altos de frecuencia de corte de 2.26Hz. Esta frecuencia pasa altos en la práctica difiere de la ideal mayor a 0.05Hz ya que con ello se

elimina el ruido producido por el movimiento del cable que conecta el electrodo con el amplificador y el movimiento producido en la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel.

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * C}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi * 15 * 10^3 * 4,7 * 10^{-6}}$$

$$f_c = 2.26 Hz$$

El diagrama eléctrico del filtro pasa altos activo utilizado se observa en la figura 3.7 junto con la distribución de pines del amplificador operacional TL084CN.

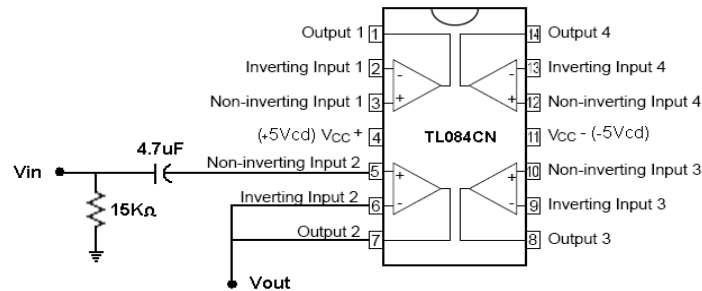


Figura 3.7 Filtro pasa altos activo.

El filtro activo pasa bajos utilizado es de segundo orden y está conformado por dos resistencias de 8.2K Ω y 2 capacitores de 0.1 μ F, además del amplificador operacional TL084CN cuya frecuencia de corte es 194.09Hz que es una frecuencia próxima a la teórica necesaria de 200Hz porque no existen elementos ideales y cuyo cálculo fue:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * R * C}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi * 8.2 * 10^3 * 0.1 * 10^{-6}}$$

$$f_c = 194.09 Hz$$

El diagrama eléctrico del filtro pasa bajos activo de segundo orden se observa en la figura 3.8.

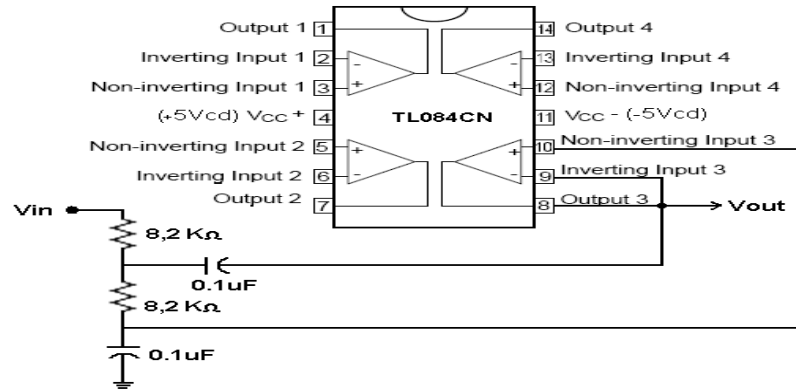


Figura 3.8 Diagrama de filtro pasa bajos activo de segundo orden.

El rango de frecuencias comprendidas entre 2.26Hz y 194.09Hz sirve para determinar el ancho de banda (B):

$$B = f_H - f_L$$

$$B = 194.09 - 2.26$$

$$B = 191.83\text{ Hz}$$

Y la frecuencia resonante (f_r) es de:

$$f_r = \sqrt{f_L * f_H}$$

$$f_r = \sqrt{2.26 * 194.09}$$

$$f_r = 20.94\text{ Hz}$$

Con una selectividad (Q) de filtro pasa banda de:

$$Q = \frac{f_r}{B}$$

$$Q = \frac{20.94}{191.83}$$

$$Q = 0.109$$

Tomando en cuenta estos parámetros se pudo establecer el diagrama de bode del filtro activo pasa banda del sistema de adquisición de señales electrocardiográficas donde se pueden observar las frecuencias de corte superior e inferior y el ancho de banda obtenido. (Ver figura 3.9)

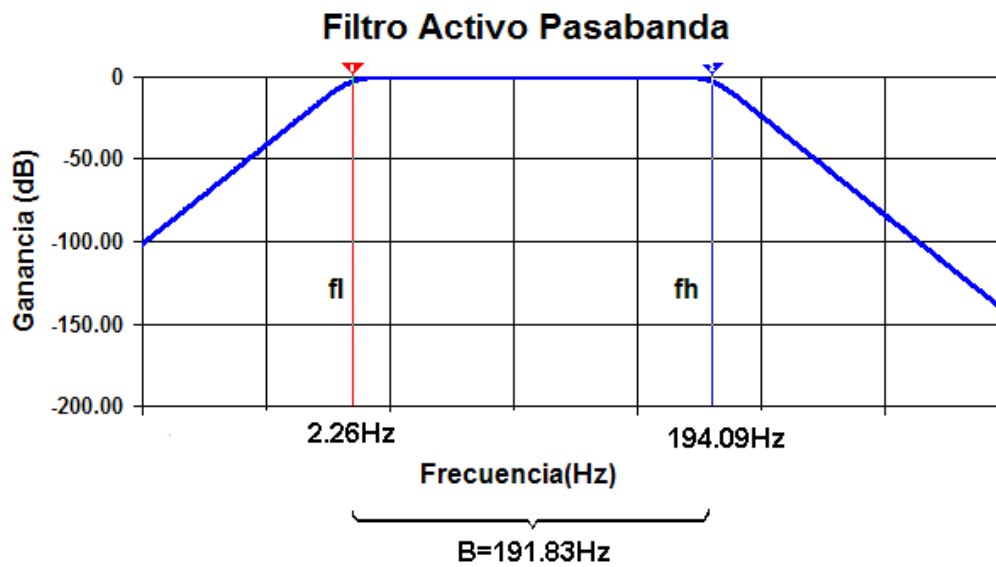


Figura 3.9 Diagrama de bode del filtro pasa banda activo.

El filtro pasa bajos y filtro pasa altos fueron implementados utilizando el mismo amplificador operacional TL084CN junto con un seguidor de voltaje adicional que se unió a una etapa de referencia.

3.1.3.5 Etapa de Referencia.

La entrada de esta etapa se la implementó después de la etapa de filtración, pero todavía no es manejable totalmente para una conversión analógica a digital, porque dicha señal todavía posee en su componente de señal alterna valores negativos respecto a la referencia, lo que generaría pérdida de

información de valores o picos negativos recortándolos, por lo cual se utilizó un circuito sumador no inversor de componente continua, regulable desde un potenciómetro de precisión para obtener una onda positiva y una referencia.

Además se aumento la ganancia de señal en el mismo amplificador operacional TL082CN para tener voltajes más altos y por lo tanto más manejables como se puede deducir del siguiente cálculo basado en la figura 3.10.

$$I = \frac{-V_{ref} - V_{in}}{R_1} \quad I = \frac{V_{in} - V_o}{R_f}$$

$$\text{Como: } I = I$$

$$\text{Entonces: } \frac{-V_{ref} - V_{in}}{R_1} = \frac{V_{in} - V_o}{R_f}$$

Despejando V_o se tiene:

$$-V_{ref} * R_f - V_{in} * R_f = V_{in} * R_1 - V_o * R_1$$

$$V_o * R_1 = V_{in} * R_1 + V_{ref} * R_f + V_{in} * R_f$$

$$V_o = \frac{V_{in} * (R_1 + R_f)}{R_1} + \frac{V_{ref} * R_f}{R_1}$$

Utilizando: $R_1 = R_f = 10K\Omega$

$$V_o = \frac{V_{in} * (10K\Omega + 10K\Omega)}{10K\Omega} + \frac{V_{ref} * 10K\Omega}{10K\Omega}$$

$$V_o = \frac{V_{in} * (20K\Omega)}{10K\Omega} + V_{ref}$$

$$V_o = 2V_{in} + V_{ref}$$

La fórmula se deduce de la igualación de las corrientes similares que circulan por R_1 y R_f por lo que la salida será el doble que la entrada y sumada la componente continua que se desee la cual va a ser regulada por un potenciómetro, para de esta forma al sumar una componente continua positiva,

la señal de salida aunque sea amplificada ya no tenga componentes negativos como se observa en el circuito de la figura 3.10.

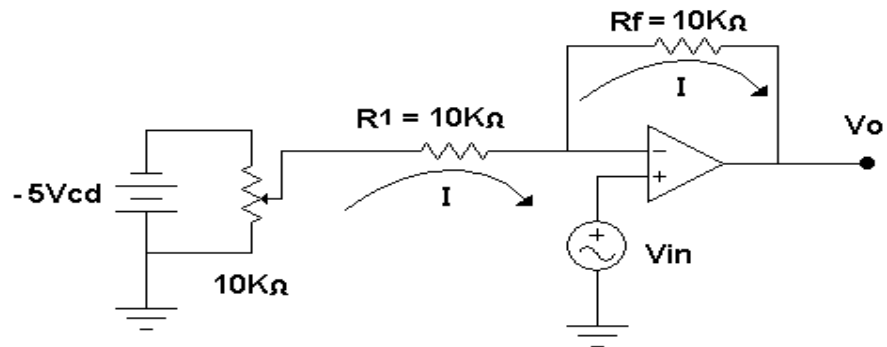


Figura 3.10 Amplificador y sumador de componente Vdc.

En la figura 3.11 se observa la configuración del circuito para la simulación del circuito amplificador sumador de voltaje continuo Vdc. La herramienta para simulación electrónica en software libre utilizada fue el Ktechlab donde se obtuvo el resultado teórico esperado.

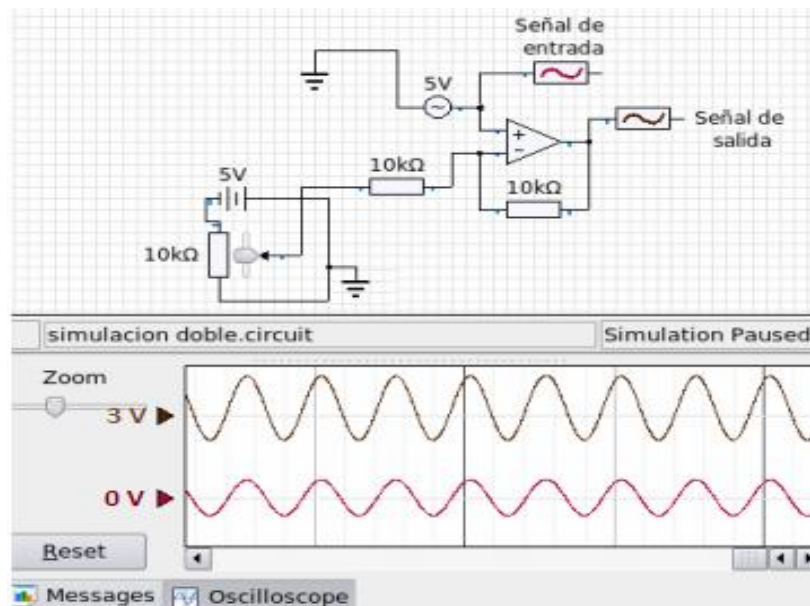


Figura 3.11 Simulación del circuito sumador de voltaje.

Al ejecutar la simulación y variar el potenciómetro de precisión de 10K \hat{o} al 60% de su valor máximo alimentado con una fuente de 5 voltios, se obtuvo una amplificación del doble sumada a una componente continua de 3V lo cual es coherente con los cálculos realizados:

$$V_o = 2V_{in} + V_{ref}$$

$$V_o = 2V_{in} + 0,6 * 5$$

$$V_o = 2V_{in} + 3$$

Es importante que la amplificación de la señal junto con la suma de componente continua no sobrepasen de 5 Voltios continuos que es el rango en el cual vamos a realizar la conversión análogo digital utilizando el PIC 16F870.

3.2 Microcontrolador PIC 16F870.

Las características más relevantes del PIC16F870 para ser tomado en cuenta en el presente proyecto fueron poseer como mínimo un conversor análogo digital requerido para el proyecto, esta característica no la tienen los PIC de la familia 16F62X. También se tomo en cuenta que solo se necesitaba uno de los cinco conversores que es el mínimo existente en el PIC 16F870 versus el 16F877 que posee 8 conversores, innecesarios en demasía para este proyecto como se describe en la tabla 3.4. Lo que se busca es optimizar el espacio con el PIC más simple que supla las necesidades requeridas por el equipo y así optimizar el espacio.

El PIC 16F870 presenta características importantes para el desarrollo del proyecto como son: la capacidad de comunicarse serialmente necesaria para comunicar el equipo con la PC, velocidad de operación de 20Mhz, capacidad

de interrupción, el rango de voltaje 2.0V a 5.5V, alta corriente de fuente de 25mA y procesador read/write con acceso para programar la memoria, cuantas veces quiera, que fue importante para probar el funcionamiento del circuito con diferentes programas sin la necesidad de comprar más PICs.

| PIC | PINES | CANALES A/D | COSTO | COMUNICACIÓN SERIAL | SET INSTRUCCIONES |
|--------|-------|-------------|-------|---------------------|-------------------|
| 16F870 | 40 | 5 | BAJO | SI | POCAS |
| 16F628 | 18 | NO POSEE | BAJO | NO | POCAS |
| 16F871 | 40 | 8 | BAJO | SI | POCAS |

Tabla 3.4 Comparación de microcontroladores PICs.

El PIC16F870 utilizado posee características adicionales que contribuyeron al desarrollo del proyecto entre las que se pueden mencionar:

En la figura 3.12 se observa la distribución de pines del PIC 16F870 al cual se le conecto una resistencia pull-up en el pin 1 de master clear.

El master clear (MCLR) es el pin de RESET, que sirvió para reiniciar el microcontrolador y que se activa con cero. En el uso normal, se conecta al puente de alimentación positiva a través de una resistencia de 10KΩ.

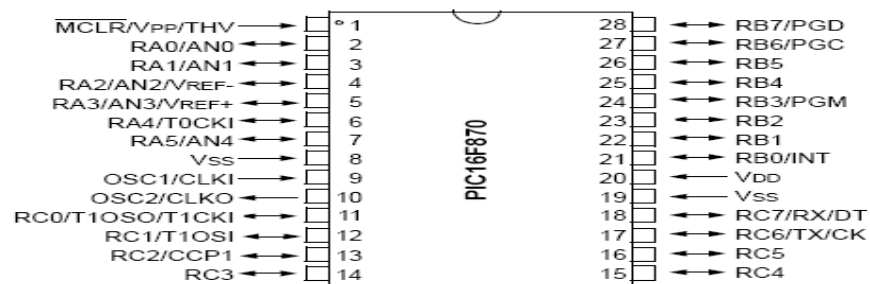


Figura 3.12 Distribución de pines del PIC 16F870

En el desarrollo del proyecto se utilizó el PIC16F870, para darle una frecuencia constante al PIC se utilizó un cristal externo de 4MHz con la configuración recomendada por el fabricante entre los pines 12 y 13, esto sirve para proporcionar una temporización estable en el muestreo de señal.

El ADC620 del PIC convierte un voltaje comprendido entre 0V y 5V a un valor binario. Dicha magnitud digital será un número binario que tendrá un valor mínimo de 0 y un valor máximo de 255 (8 bits de resolución).

La señal analógica de entrada ingresa al PIN 2 del PIC16F870 correspondiente a RA0/AN0 la que se utilizó para la conversión análogo . digital, esta conversión se realiza internamente en el PIC lo cual es comandado por el programa cargado el mismo que se explica detalladamente en el punto 3.3.4. La señal digitalizada sale por el PIN 17 (Ver figura 3.13), esta señal lleva la información de la señal electrocardiográfica digitalizada hacia la PC a través del puerto de comunicación serial.

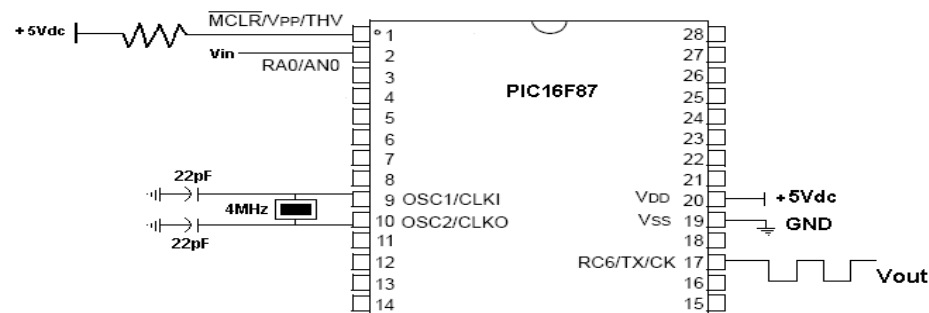


Figura 3.13 Diagrama de distribución de pines utilizados del PIC16F870

En las siguientes líneas se va explicar los fundamentos y cálculos de conversión análoga - digital realizada internamente por el PIC16F870.

3.3 Conversión análogo-digital.

La conversión analógica a digital es un proceso que convierte señales analógicas en señales digitales, con el propósito de facilitar el procesamiento y hacerla más inmune al ruido.

El conversor analógico-digital es un dispositivo electrónico que convierte voltajes en valores binarios, transformando así señales análogas en digitales que en el caso del presente proyecto dicha conversión se encuentra incluida en el PIC 16F870, que tiene cinco pines de entrada destinados a la conversión análogo-digital, de estos pines se ocupó solamente uno para recibir la señal electrocardiográfica análoga desde la etapa anterior de acondicionamiento y convertirla en digital.

El rango de voltaje máximo de entrada al PIC 16F870 para la conversión análogo digital fue de 5 voltios que se configuró utilizando los pines 19 y 20. El Pin 19 fue conectado a tierra y el Pin 20 conectado a 5 VDC, esta polaridad fue escogida para aprovechar la fuente de voltaje común utilizada para todo el circuito.

La conversión análoga digital pasa por tres etapas principales: muestreo, cuantificación y codificación, las cuales están incluidas en el PIC16F870 y que se explican seguidamente.

3.3.1 Muestreo.

El proceso de conversión análogo-digital requiere pasar por varias etapas siendo el muestreo la primera de ellas.

El teorema de muestreo manifiesta que se debe tomar de una señal eléctrica continua analógica, medidas a intervalos regulares y con una frecuencia mayor o igual al doble de la frecuencia máxima que constituya la señal que se quiera muestrear, dichas muestras contendrá toda la información necesaria para reconstruir la señal original digitalizada.

Tomando en consideración el teorema explicado en el párrafo anterior la frecuencia de muestreo necesaria en el proyecto debe ser mayor o igual al doble de 194,09Hz de frecuencia máxima de la señal obtenida lo cual da como resultado un mínimo de 388,18Hz de muestreo. Es decir en esta etapa se tomó muestras de las medidas de voltaje de la señal con una frecuencia de 388,18Hz.

Los rangos de frecuencia y ancho de banda mínimos para señales biopotenciales como el complejo P, QRS, T de un electrocardiograma van de 0.05 a 200Hz los cuales se consideraron como base para el desarrollo del proyecto en el que se consiguió 388,18Hz con lo que se cubrió los rangos mínimos.

El cálculo inverso de la frecuencia de muestreo define un periodo de 2,57 milisegundos.

$$T = \frac{1}{f}$$

$$T = \frac{1}{388,18}$$

$$T = 2,57 \text{ mseg}$$

En el muestreo de la señal se pierde información respecto a la señal de entrada, porque de un número infinito de valores análogos en la señal de entrada al PIC sólo se necesita un número finito de 388,18 muestras de la onda electrocardiográfica.

El teorema de muestreo de Nyquist-Shannon⁵⁷ es fundamental en la teoría de la información, pero las muestras discretas de la señal obtenidas son todavía medidas exactas, que aún no han sido redondeadas, es decir aproximadas a un nivel superior o inferior y con ello todavía existiría un número infinito de valores de medidas de voltaje que se pueden dar en las 388.18 muestras necesarias para reproducir la onda electrocardiográfica. El problema de tener todavía valores infinitos en las medidas de los voltajes se lo resuelve con la segunda etapa de la conversión análoga digital que es la cuantificación.

Un sobre muestreo puede ser utilizado para combatir las limitaciones prácticas de los filtros analógicos reales por ser filtros no exactos, ya que están constituidos de elementos electrónicos con porcentajes de tolerancia.

⁵⁷ Teorema de muestreo de Nyquist y Shannon.- Glosario.

3.3.2 Cuantificación.

La cuantificación que se utilizó en el proyecto convierte las muestras de amplitud continua de información infinita, cuyas medidas de voltaje están entre 0 y 5 voltios, en valores discretos o niveles finitos de voltaje. Los valores analógicos de entrada están entre 0 y 5 voltios para aprovechar la fuente de corriente continua de todo el circuito y serán llevados a uno de los 256 niveles discretos prefijados. Estos niveles se basan en la resolución requerida.

El conversor del PIC16F870 en el proyecto trabaja con una resolución teórica de 0,0196 voltios resultado de la relación entre el valor máximo de voltaje analógico de entrada y el número de niveles de cuantificación, como muestra el siguiente calculo:

$$\text{Resolución} = \frac{\text{Valor analógico}}{\text{Niveles de cuantificación}}$$

$$\text{Resolución} = \frac{\text{Valor analógico}}{2^8}$$

$$\text{Resolución} = \frac{5\text{Voltios}}{256}$$

$$\text{Resolución} = 0,0196V$$

Con el cálculo anterior se demostró que por cada 0,0196 voltios que varíe la tensión en la entrada del PIC16F870 va a variar en un nivel la señal digitalizada. Estos niveles de cuantificación en el proyecto varían entre 0 y 256, como se demuestra en el siguiente cálculo.

$$\text{Niveles de cuantificación} = 2^n$$

$$\text{Niveles de cuantificación} = 2^8$$

$$\text{Niveles de cuantificación} = 256$$

En el cálculo anterior el número de bits (n) que se utilizó en el proyecto es 8, con lo cual se consiguió la resolución necesaria para el proyecto.

La resolución del proyecto está en función de la palabra, es decir es inversa a los niveles de cuantificación, conjunto de bits que en el proyecto fue de 8 esto corresponde a un byte por muestra que alcanza 256 niveles, es decir el codec está formado por 256 palabras.

La tabla 3.5 muestra los niveles de cuantificación con su correspondiente voltaje con los que se trabajó en este proyecto, los cuales sirven para graficar la onda electrocardiográfica en el eje de las ordenadas (Eje Y). Ver figura 3.14.

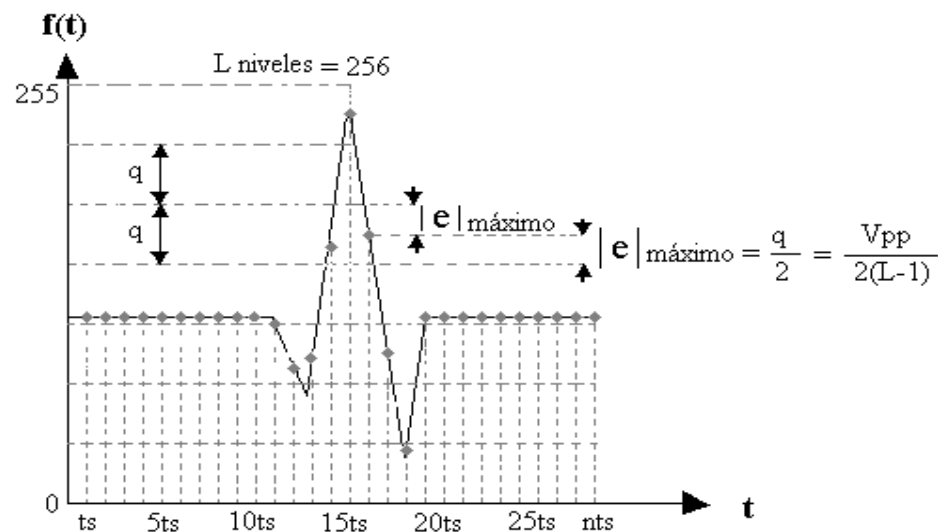


Figura 3.14 Muestreo y cuantificación de señal electrocardiográfica.

El escalón de cuantificación (q) es el voltaje que existe entre cada nivel de cuantificación. Este escalón de cuantificación viene dado por la relación de la señal pico-pico de 5 voltios con los 256 niveles menos uno:

$$q = \frac{V_{pp}}{L-1}$$

Donde:

q , es el escalón de cuantificación.

V_{pp} , es la amplitud de la señal pico a pico.

L , es el número de niveles de cuantificación.

En el desarrollo del proyecto se tiene un rango de 5 voltios y se definió 256 niveles con lo que el escalón de cuantificación será:

$$q = \frac{5}{256-1}$$

$$q = \frac{5}{255}$$

$$q = 0.0196V$$

En la cuantificación además, al transformar las muestras de valor continuo en valores discretos se crea un error de cuantificación que es la diferencia que resulta de restar la señal de entrada o muestreada a la de salida con un nivel de amplitud asignado. En la práctica esta señal modificada es no deseada por lo que se denomina ruido, en el caso del presente proyecto para un voltaje medido de 4,91 voltios el error de cuantificación es de 0.0096 voltios al restarlo de su nivel más próximo de 4,9196 voltios, obtenido de la tabla 3.5.

$$e_q(n) = x_q(n) - x(n)$$

$$e_q(n) = 4,9196 - 4,9100$$

$$e_q(n) = 0.0096$$

Un error de cuantificación se convierte en un ruido cuando se reproduce la señal tras el proceso de decodificación digital.

El error de cuantificación $e_q(n)$ está siempre en el rango $[-q/2, q/2]$ mientras la señal analógica de entrada está en el rango del cuantificador.

$$-\frac{q}{2} \leq e_q(n) \leq \frac{q}{2}$$

El error de cuantificación del proyecto con 256 niveles estará entre:

$$\begin{aligned} -\frac{0.0196}{2} &\leq e_q(n) \leq \frac{0.0196}{2} \\ -\frac{0.0196}{2} &\leq e_q(n) \leq \frac{0.0196}{2} \\ -0.0098V &\leq e_q(n) \leq 0.0098V \end{aligned}$$

Del cálculo anterior se observa que el error de cuantificación es máximo cuando el valor de la señal de entrada está equidistante de sus dos niveles de cuantificación más próximos hallándose con ello sobre el nivel de decisión.

El error de cuantificación del proyecto es mínimo o cero cuando el valor de entrada de la señal coincide con uno de los 256 niveles de cuantificación. Ver tabla 3.5.

Cuando la entrada cae fuera del rango de cuantificación, 5 voltios pico-pico, el error de cuantificación $e_q(n)$ es ilimitado y resulta en un ruido de sobrecarga. Es decir valores mayores a 5 voltios son representados como el nivel 256 y voltajes menores a cero son representados con el nivel 1.

El error de cuantificación máximo es la mitad del escalón de cuantificación cuyo cálculo para el proyecto fue:

$$|e|_{\text{máx}} = \frac{q}{2}$$

$$|e|_{\text{máx}} = \frac{V_{pp}}{2(L-1)}$$

Como $L \gg 1$ aproximando tenemos:

$$|e|_{\text{máx}} \approx \frac{V_{pp}}{2L}$$

Como $|e|_{\text{máx}}$ es un porcentaje de la señal:

$$|e|_{\text{máx}} = p * V_{pp}$$

$$\text{luego: } \frac{V_{pp}}{2L} = p * V_{pp}$$

$$\text{entonces: } L = \frac{1}{2 * p}$$

$$p = \frac{1}{2 * L}$$

$$p = \frac{1}{2 * 256}$$

$$p = 0.001953$$

$$p = 0.1953\%$$

De la ecuación anterior se deduce que para disminuir el error de cuantificación se debe aumentar los niveles "L" con lo que el porcentaje será menor, pero si "L" es muy grande y el escalón de cuantificación "q" muy pequeña la señal tendería a ser analógica nuevamente, lo cual es indeseado al aumentar grandemente la información en el proceso de cuantificación de la señal, lo cual es otra razón para utilizar 8 bits en el proyecto.

3.3.2.1 Relación señal a ruido de cuantificación.

La potencia de la señal de entrada se puede relacionar con la potencia del ruido de cuantificación y de esta manera se pudo obtener en escala logarítmica en decibelios una relación señal a ruido de cuantificación del proyecto determinada por la siguiente fórmula:

$$\left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 10 * \log_{10} \frac{P_x}{P_n}$$

$$\left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 10 * \log_{10} \frac{S}{N_q}$$

$$SQNR = 10 * \log_{10} \frac{P_x}{P_n}$$

Donde:

SQNR, es la relación señal a ruido de cuantificación.

Px, es la potencia de la señal

Pn, es la potencia del ruido de cuantificación.

Reemplazando los valores de la fórmula anterior tenemos:

$$\frac{S}{N_q} = 3 * L^2$$

$$\text{Como : } L = 2^8$$

$$L = 256$$

$$\frac{S}{N_q} = 3 * 256^2$$

$$\frac{S}{N_q} = 196608$$

$$\text{Como : } \left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 10 * \log_{10} \frac{S}{N_q}$$

$$\text{Entonces : } \left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 10 * \log_{10} 196608$$

$$\therefore \left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 10 * 5.2936$$

$$\left| \frac{S}{N_q} \right|_{dB} = 52.936 \text{ dB}$$

Con este cálculo se observa que la relación señal a ruido de cuantificación es directamente proporcional al cuadrado de los niveles de cuantificación. Esta relación señal a ruido en el proyecto fue de 52,936dB.

3.3.3 Codificación.

La codificación consiste en la traducción de los valores de tensión eléctrica analógicos ya muestreados y cuantificados al sistema binario con ello se consigue que la señal analógica este representado con un tren de pulsos digitales en el caso del código binario con ceros y unos.

Los valores de salida pueden variar entre 0 y 255 niveles cuyo valor binario correspondiente va de 00000000 a 11111111 pasando por sus respectivos valores intermedios de acuerdo a la tabla 3.5 que muestra los valores con los que se trabajó en este proyecto, los cuales sirven para graficar la onda electrocardiográfica en el eje de las ordenadas (Eje Y). Este código está dispuesto en una palabra de 1 byte que corresponde a la reunión de 8 bits.

| EQUIVALENCIA EN DECIMAL | VOLTAJE (V) | EQUIVALENCIA EN BINARIO | EQUIVALENCIA EN DECIMAL | VOLTAJE (V) | EQUIVALENCIA EN BINARIO |
|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------------------|-------------|-------------------------|
| 0 | 0,0000 | 00000000 | 1 | 0,0196 | 00000001 |
| 2 | 0,0392 | 00000010 | 3 | 0,0588 | 00000011 |
| 4 | 0,0784 | 00000100 | 5 | 0,0980 | 00000101 |
| 6 | 0,1176 | 00000110 | 7 | 0,1372 | 00000111 |
| 8 | 0,1568 | 00001000 | 9 | 0,1764 | 00001001 |
| 10 | 0,1960 | 00001010 | 11 | 0,2156 | 00001011 |
| 12 | 0,2352 | 00001100 | 13 | 0,2548 | 00001101 |
| 14 | 0,2744 | 00001110 | 15 | 0,2940 | 00001111 |
| 16 | 0,3136 | 00010000 | 17 | 0,3332 | 00010001 |
| 18 | 0,3528 | 00010010 | 19 | 0,3724 | 00010011 |
| 20 | 0,3920 | 00010100 | 21 | 0,4116 | 00010101 |

| | | | | | |
|-----|--------|----------|-----|--------|----------|
| 22 | 0,4312 | 00010110 | 23 | 0,4508 | 00010111 |
| 24 | 0,4704 | 00011000 | 25 | 0,4900 | 00011001 |
| 26 | 0,5096 | 00011010 | 27 | 0,5292 | 00011011 |
| 28 | 0,5488 | 00011100 | 29 | 0,5684 | 00011101 |
| 30 | 0,5880 | 00011110 | 31 | 0,6076 | 00011111 |
| 32 | 0,6272 | 00100000 | 33 | 0,6468 | 00100001 |
| 34 | 0,6664 | 00100010 | 35 | 0,6860 | 00100011 |
| 36 | 0,7056 | 00100100 | 37 | 0,7252 | 00100101 |
| 38 | 0,7448 | 00100110 | 39 | 0,7644 | 00100111 |
| 40 | 0,7840 | 00101000 | 41 | 0,8036 | 00101001 |
| 42 | 0,8232 | 00101010 | 43 | 0,8428 | 00101011 |
| 44 | 0,8624 | 00101100 | 45 | 0,8820 | 00101101 |
| 46 | 0,9016 | 00101110 | 47 | 0,9212 | 00101111 |
| 48 | 0,9408 | 00110000 | 49 | 0,9604 | 00110001 |
| 50 | 0,9800 | 00110010 | 51 | 0,9996 | 00110011 |
| 52 | 1,0192 | 00110100 | 53 | 1,0388 | 00110101 |
| 54 | 1,0584 | 00110110 | 55 | 1,0780 | 00110111 |
| 56 | 1,0976 | 00111000 | 57 | 1,1172 | 00111001 |
| 68 | 1,1368 | 01000100 | 59 | 1,1564 | 00111011 |
| 60 | 1,1760 | 00111100 | 61 | 1,1956 | 00111101 |
| 62 | 1,2152 | 00111110 | 63 | 1,2348 | 00111111 |
| 64 | 1,2544 | 01000000 | 65 | 1,2740 | 01000001 |
| 66 | 1,2936 | 01000010 | 67 | 1,3132 | 01000011 |
| 68 | 1,3328 | 01000100 | 79 | 1,3524 | 01001111 |
| 70 | 1,3720 | 01000110 | 71 | 1,3916 | 01000111 |
| 72 | 1,4112 | 01001000 | 73 | 1,4308 | 01001001 |
| 74 | 1,4504 | 01001010 | 75 | 1,4700 | 01001011 |
| 76 | 1,4896 | 01001100 | 77 | 1,5092 | 01001101 |
| 78 | 1,5288 | 01001110 | 79 | 1,5484 | 01001111 |
| 80 | 1,5680 | 01010000 | 81 | 1,5876 | 01010001 |
| 82 | 1,6072 | 01010010 | 83 | 1,6268 | 01010011 |
| 84 | 1,6464 | 01010100 | 85 | 1,6660 | 01010101 |
| 86 | 1,6856 | 01010110 | 87 | 1,7052 | 01010111 |
| 88 | 1,7248 | 01011000 | 89 | 1,7444 | 01011001 |
| 90 | 1,7640 | 01011010 | 91 | 1,7836 | 01011011 |
| 92 | 1,8032 | 01011100 | 93 | 1,8228 | 01011101 |
| 94 | 1,8424 | 01011110 | 95 | 1,8620 | 01011111 |
| 96 | 1,8816 | 01100000 | 97 | 1,9012 | 01100001 |
| 98 | 1,9208 | 01100010 | 99 | 1,9404 | 01100011 |
| 100 | 1,9600 | 01100100 | 101 | 1,9796 | 01100101 |
| 102 | 1,9992 | 01100110 | 103 | 2,0188 | 01100111 |
| 104 | 2,0384 | 01101000 | 105 | 2,0580 | 01101001 |
| 106 | 2,0776 | 01101010 | 107 | 2,0972 | 01101011 |
| 108 | 2,1168 | 01101100 | 109 | 2,1364 | 01101101 |
| 110 | 2,1560 | 01101110 | 111 | 2,1756 | 01101111 |
| 112 | 2,1952 | 01110000 | 113 | 2,2148 | 01110001 |
| 114 | 2,2344 | 01110010 | 115 | 2,2540 | 01110011 |
| 116 | 2,2736 | 01110100 | 117 | 2,2932 | 01110101 |
| 118 | 2,3128 | 01110110 | 119 | 2,3324 | 01110111 |
| 120 | 2,3520 | 01111000 | 121 | 2,3716 | 01111001 |

| | | | | | |
|-----|--------|----------|-----|--------|----------|
| 122 | 2,3912 | 01111010 | 123 | 2,4108 | 01111011 |
| 124 | 2,4304 | 01111100 | 125 | 2,4500 | 01111101 |
| 126 | 2,4696 | 01111110 | 127 | 2,4892 | 01111111 |
| 128 | 2,5088 | 10000000 | 129 | 2,5284 | 10000001 |
| 130 | 2,5480 | 10000010 | 131 | 2,5676 | 10000011 |
| 132 | 2,5872 | 10000100 | 133 | 2,6068 | 10000101 |
| 134 | 2,6264 | 10000110 | 135 | 2,6460 | 10000111 |
| 136 | 2,6656 | 10001000 | 137 | 2,6852 | 10001001 |
| 138 | 2,7048 | 10001010 | 139 | 2,7244 | 10001011 |
| 140 | 2,7440 | 10001100 | 141 | 2,7636 | 10001101 |
| 142 | 2,7832 | 10001110 | 143 | 2,8028 | 10001111 |
| 144 | 2,8224 | 10010000 | 145 | 2,8420 | 10010001 |
| 146 | 2,8616 | 10010010 | 147 | 2,8812 | 10010011 |
| 148 | 2,9008 | 10010100 | 149 | 2,9204 | 10010101 |
| 150 | 2,9400 | 10010110 | 151 | 2,9596 | 10010111 |
| 152 | 2,9792 | 10011000 | 153 | 2,9988 | 10011001 |
| 154 | 3,0184 | 10011010 | 155 | 3,0380 | 10011011 |
| 156 | 3,0576 | 10011100 | 157 | 3,0772 | 10011101 |
| 158 | 3,0968 | 10011110 | 159 | 3,1164 | 10011111 |
| 160 | 3,1360 | 10100000 | 161 | 3,1556 | 10100001 |
| 162 | 3,1752 | 10100010 | 163 | 3,1948 | 10100011 |
| 164 | 3,2144 | 10100100 | 165 | 3,2340 | 10100101 |
| 166 | 3,2536 | 10100110 | 167 | 3,2732 | 10100111 |
| 168 | 3,2928 | 10101000 | 169 | 3,3124 | 10101001 |
| 170 | 3,3320 | 10101010 | 171 | 3,3516 | 10101011 |
| 172 | 3,3712 | 10101100 | 173 | 3,3908 | 10101101 |
| 174 | 3,4104 | 10101110 | 175 | 3,4300 | 10101111 |
| 176 | 3,4496 | 10110000 | 177 | 3,4692 | 10110001 |
| 178 | 3,4888 | 10110010 | 179 | 3,5084 | 10110011 |
| 180 | 3,5280 | 10110100 | 181 | 3,5476 | 10110101 |
| 182 | 3,5672 | 10110110 | 183 | 3,5868 | 10110111 |
| 184 | 3,6064 | 10111000 | 185 | 3,6260 | 10111001 |
| 186 | 3,6456 | 10111010 | 187 | 3,6652 | 10111011 |
| 188 | 3,6848 | 10111100 | 189 | 3,7044 | 10111101 |
| 190 | 3,7240 | 10111110 | 191 | 3,7436 | 10111111 |
| 192 | 3,7632 | 11000000 | 193 | 3,7828 | 11000001 |
| 194 | 3,8024 | 11000010 | 195 | 3,8220 | 11000011 |
| 196 | 3,8416 | 11000100 | 197 | 3,8612 | 11000101 |
| 198 | 3,8808 | 11000110 | 199 | 3,9004 | 11000111 |
| 200 | 3,9200 | 11001000 | 201 | 3,9396 | 11001001 |
| 202 | 3,9592 | 11001010 | 203 | 3,9788 | 11001011 |
| 204 | 3,9984 | 11001100 | 205 | 4,0180 | 11001101 |
| 206 | 4,0376 | 11001110 | 207 | 4,0572 | 11001111 |
| 208 | 4,0768 | 11010000 | 209 | 4,0964 | 11010001 |
| 210 | 4,1160 | 11010010 | 211 | 4,1356 | 11010011 |
| 212 | 4,1552 | 11010100 | 213 | 4,1748 | 11010101 |
| 214 | 4,1944 | 11010110 | 215 | 4,2140 | 11010111 |
| 216 | 4,2336 | 11011000 | 217 | 4,2532 | 11011001 |
| 218 | 4,2728 | 11011010 | 219 | 4,2924 | 11011011 |
| 220 | 4,3120 | 11011100 | 221 | 4,3316 | 11011101 |

| | | | | | |
|-----|--------|----------|-----|--------|----------|
| 222 | 4,3512 | 11011110 | 223 | 4,3708 | 11011111 |
| 224 | 4,3904 | 11100000 | 225 | 4,4100 | 11100001 |
| 226 | 4,4296 | 11100010 | 227 | 4,4492 | 11100011 |
| 228 | 4,4688 | 11100100 | 229 | 4,4884 | 11100101 |
| 230 | 4,5080 | 11100110 | 231 | 4,5276 | 11100111 |
| 232 | 4,5472 | 11101000 | 233 | 4,5668 | 11101001 |
| 234 | 4,5864 | 11101010 | 235 | 4,6060 | 11101011 |
| 236 | 4,6256 | 11101100 | 237 | 4,6452 | 11101101 |
| 238 | 4,6648 | 11101110 | 239 | 4,6844 | 11101111 |
| 240 | 4,7040 | 11110000 | 241 | 4,7236 | 11110001 |
| 242 | 4,7432 | 11110010 | 243 | 4,7628 | 11110011 |
| 244 | 4,7824 | 11110100 | 245 | 4,8020 | 11110101 |
| 246 | 4,8216 | 11110110 | 247 | 4,8412 | 11110111 |
| 248 | 4,8608 | 11111000 | 249 | 4,8804 | 11111001 |
| 250 | 4,9000 | 11111010 | 251 | 4,9196 | 11111011 |
| 252 | 4,9392 | 11111100 | 253 | 4,9588 | 11111101 |
| 254 | 4,9784 | 11111110 | 255 | 4,9980 | 11111111 |

Tabla 3.5 Equivalencia en decimal y binario correspondientes al voltaje de entrada al PIC16F870

3.3.4 Programación del PIC16F870

El PIC necesita contener en sí una programación dada por los requerimientos del usuario, esta programación que se grabó en el PIC es el enlace entre la señal de entrada analógica que maneja el equipo del proyecto y la salida digitalizada que va hacia la PC.

Para que el PIC funcione necesitó ser programado previamente y con ello habilitar los pines 1, 2 y 17 los cuales manejaran las señales que son generadas por el equipo del proyecto.

La programación utilizada en el PIC 16F870 tuvo las instrucciones siguientes:

```

INCLUDE"MODEDEFS.BAS"
DEFINE ADC_BITS 8
DEFINE ADC_CLOCK 3
DEFINE ADC_SAMPLEUS 100
DATO VAR BYTE
INICIO:
ADCIN 0,DATO
SEROUT PORTC.6,T9600,[#DATO," "]
GOTO INICIO
END

```

Como se puede apreciar la programación consta de varias instrucciones, variables y direcciones que se explican a continuación:

En el inicio del programa está la instrucción `INCLUDE %modedefs.bas`, esta instrucción maneja algunos parámetros para las comunicaciones como son: las velocidades de transmisión para dato verdadero y dato invertido. Para dato verdadero se antepone la letra T a la velocidad a utilizarse como por ejemplo T300, T1200, T2400 y T9600 y para dato invertido se antepone la letra N a la velocidad en bits/segundo a utilizarse como por ejemplo N300, N1200, N2400 y N9600. Un dato invertido significa que un uno lógico vale cero voltios y un cero lógico vale cinco voltios y un dato verdadero significa que un uno lógico vale cinco voltios y un cero lógico vale cero voltios.

Teniendo en cuenta que se utilizó el C.I. MAX232 se configuró con dato verdadero (T) a una velocidad de 9600 bits/segundo.

La declaración SEROUT se utiliza para transmitir datos seriales desde el PIC a la PC en un formato estándar asincrónico usando 8 bits de dato, sin paridad y un bit de parada (8N1) los cuales van a salir desde el puerto C6.

Cada dato está conformado por 8 bits y esta seguido de un espacio para efecto de distinguirlos entre sí posteriormente.

En el PIC16F870 los pines del puerto A: A0, A1, A2, A3 y A4, son capaces de detectar el nivel de voltaje que ingresa hacia ellos distribuido en 256 niveles que está determinado al usar 8 bits por la instrucción `DEFINE ADC_BITS 8`.

Es posible configurar los canales que se van a utilizar en nuestro caso se puede usar la instrucción `ADCON1=%00001110` que significa que el canal a usarse es el 0 (A.0).

También se puede configurar cuales son los voltajes de referencia que en nuestro caso serán los mismos de alimentación del PIC de 0V y 5V.

En la tabla 3.6 se observa la tabla para configurar el registro ADCON1 en la cual se observa que con 1110 solo AN0 es analógico y AN1, AN2, AN3, AN4 son digitales. También se observa el número de canales analógicos disponibles como entradas A/D y el número de canales analógicos usados como referencia de voltaje.

| PCFG3: PCFG0 | AN7 ⁽¹⁾ RE2 | AN6 ⁽¹⁾ RE1 | AN5 ⁽¹⁾ RE0 | AN4 RA5 | AN3 RA3 | AN2 RA2 | AN1 RA1 | AN0 RA0 | VREF+ | VREF- | CHAN/ Refs ⁽²⁾ |
|-----------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-------|-------|------------------------------|
| 0000 | A | A | A | A | A | A | A | A | VDD | VSS | 8/0 |
| 0001 | A | A | A | A | VREF+ | A | A | A | RA3 | 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 | RA3 | 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 | RA3 | VSS | 2/1 |
| 011x | D | D | D | D | D | D | D | D | VDD | VSS | 0/0 |
| 1000 | A | A | A | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 6/2 |
| 1001 | D | D | A | A | A | A | A | A | VDD | VSS | 6/0 |
| 1010 | D | D | A | A | VREF+ | A | A | A | RA3 | VSS | 5/1 |
| 1011 | D | D | A | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 4/2 |
| 1100 | D | D | D | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 3/2 |
| 1101 | D | D | D | D | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 2/2 |
| 1110 | D | D | D | D | D | D | D | A | VDD | VSS | 1/0 |
| 1111 | D | D | D | D | VREF+ | VREF- | D | A | RA3 | RA2 | 1/2 |

Tabla 3.6 Canales analógicos, digitales y referencias del PIC 16F870.⁵⁸

3.4 Puerto serial.

El puerto serial es una interfaz de comunicaciones de datos digitales utilizado por computadoras y periféricos por los cuales la información es transmitida serialmente es decir bit a bit enviando un solo bit a la vez, en contraste con el puerto paralelo que envía varios bits simultáneamente, pero necesita más líneas y por ende más espacio físico.

Esta característica de poder comunicarse serialmente también fue otra de las razones que llevaron a escoger el PIC16F870 de entre varias opciones de PICs.

⁵⁸ Referencia bibliográfica.

Aunque existen otras interfaces como el USB, Ethernet y firewire que envían datos como un flujo serial, el término "puerto serie" normalmente identifica el hardware conforme al estándar RS 232, diseñado para interactuar con un módem u otro dispositivo de comunicación similar. El puerto serie se usa en este proyecto por ser sencillo, barato y permitir la interoperabilidad entre dispositivos. El puerto serie RS 232 conocido como COM se utilizó en el proyecto con un cableado simple de 3 hilos que conectó del ordenador o PC al periférico, que es el equipo electrocardiográfico, se utilizó para ello el conector DB9.

Estos datos enviados por el puerto serial pueden transmitirse a mayor distancia utilizando el circuito integrado MAX 232 porque aumenta los niveles de voltaje de $\pm 5V$ a $\pm 10V$ debido a los capacitores en el circuito sugerido por el fabricante que le ayudan a duplicar los voltajes (ver figura 3.16), por ello en su alimentación solo se necesita 5 Voltios que fue la misma que alimenta a nuestro sistema de adquisición de datos. En el proyecto solo se ocupa uno de los dos pares de juegos de transmisores y receptores del MAX232.

El MAX 232 en este caso convierte los voltajes TTL del PIC en voltajes de la norma RS 232 es decir que si enviamos un estado lógico alto 5V desde PIC 16F870 hacia el CI MAX232 se obtendrá a la salida Tout un voltaje de -10V y si enviamos un estado lógico bajo 0V desde PIC 16F870 hacia el CI MAX232 se

obtendrá a la salida Tout un voltaje de +10V. Es por esta razón que los datos desde el PIC deben salir sin invertirse.

La distribución de pines del C.I. MAX 232 se observa en la figura 3.15.

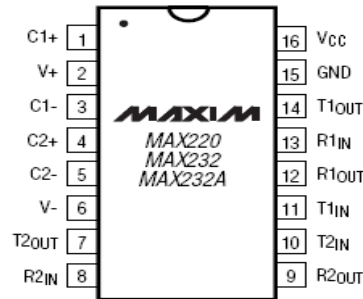


Figura 3.15 Distribución de pines del CI MAX 232.

La configuración utilizada para el circuito integrado MAX 232 posee capacitores que cumplirán la función de elevar los voltajes y que se disponen como se observa en la figura 3.16. Además la figura muestra el esquema sugerido por el fabricante en el datasheet del MAX232, el mismo que fue utilizado con esta configuración recomendada.

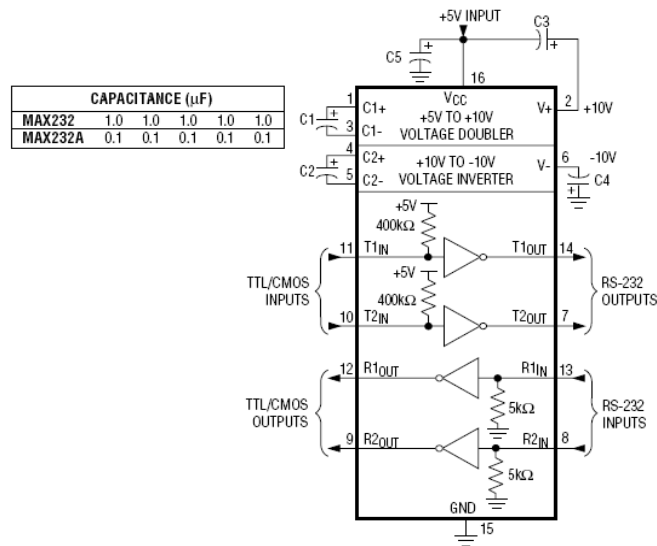


Figura 3.16 Configuración para la operación del CI MAX 232.

3.5 Comunicación y tratamiento de datos.

Linux soporta, hoy por hoy, una amplia variedad de placas serie que utilizan el estándar RS-232. RS-232 es en la actualidad, el estándar más común para comunicaciones serie en el mundo del PC. Este usa un conjunto de circuitos tanto para transmitir simples bits así como para establecer sincronización. Pueden utilizarse cables adicionales para señalar la presencia de una portadora y para el control de flujo.

Aunque el control de flujo por hardware es opcional, resulta muy útil ya que permite a cada una de las dos estaciones señalar cuando está lista para recibir más datos, o si la otra estación debe parar hasta que el receptor procese los datos de entrada, esto es importante si se requiriera interactuar entre el electrocardiógrafo y la PC.

El puerto serial está conectados a circuitos integrados UART que convierten la información digital de serial a paralelo (este puerto se comunica con el procesador usando todas las líneas del bus de datos de 32 o 64 bits en paralelo mientras que recibe y envía de a un bit al dispositivo que se conecte).

Los puertos y dispositivos seriales, tienen varias características que deben configurarse de la misma forma tanto en el dispositivo (o puerto) como en el sistema operativo.

En la configuración por defecto, el núcleo comprueba los cuatro puertos serie estándar, es decir, del COM1 hasta el COM4, a los que les asignará los números secundarios desde el 64 hasta el 67.

Como ocurre con todos los dispositivos de un sistema Unix, se accede a los puertos serie a través de ficheros especiales de dispositivo, localizados en el directorio /dev. Cada puerto tiene su fichero de dispositivo.

3.6 Linux frente a los otros sistemas operativos.

Los datos transmitidos desde el PIC16F870 a través del MAX232 son recibidos por la PC la cual para su funcionamiento necesita un sistema operativo adecuado que soporte las exigencias requeridas.

Linux es una muy buena alternativa y fue utilizado en el proyecto ya que frente a los demás sistemas operativos además de ofrecer una ventaja evidente de costo, ofrece algunas características muy considerables que se explican en los párrafos siguientes.

En comparación con las otras versiones de Unix para PC, la velocidad y confiabilidad de Linux son muy superiores. También está en ventaja sobre la disponibilidad de aplicaciones.

Comparado con el sistema operativo de Microsoft, Windows, Linux también sale ganando. Los bajos requisitos de hardware permiten hacer un sistema potente y útil de aquel 486 que algunos dan por obsoleto. Esta misma característica permite aprovechar al máximo las capacidades de las computadoras más modernas. Es poco práctico tener una PC con 16 Mb de RAM y ponerle un sistema operativo que ocupa 13 (que es lo que reporta sobre Windows 95 el System Information de Symantec). No solo es superior respecto al sistema de multitarea y de administración de memoria, sino también en las capacidades de networking (conectividad a redes y de multiusuario (aún comparando con sistemas multiusuario como NT), la versión de Ubuntu utilizada en el proyecto fue la 8.10. La única desventaja de Linux frente a estos sistemas, es la menor disponibilidad de software, pero este problema disminuye con cada nuevo programa que se escribe para el proyecto GNU, y con algunas empresas que están desarrollando software comercial para Linux.

3.6.1 Minicom.

Linux es un sistema operativo que necesita ir de la mano con un programa específico para realizar una determinada tarea. Esta tarea en el proyecto es la transmisión y recepción de datos entre el circuito electrocardiográfico y la PC.

El programa específico utilizado para la comunicación de datos fue Minicom, que es un programa de comunicación serial. También es un programa de control del modem basado en texto además de ser un programa de emulación del terminal para sistemas operativos como Unix.

Una definición que describe al programa es que Minicom es para Linux lo que el hiperterminal para Windows.

Minicom es una clon del programa de comunicación MS-DOS el "Telix". Emula ANSI y terminales VT102, tiene un directorio de marcado y descarga automáticamente el Zmodem.

Se usa regularmente para preparar una consola serial remota, también como una última instancia para acceder una computadora si una LAN está caída. Puede ser usado tanto en una vieja laptop 386 con un floppy minicom como en Pirux o en terminal serial Linux.

A la par de Minicom se utilizó programación en C para setear parámetros de transmisión y recepción de datos. Lo mismo que el lenguaje C, Minicom también posee sus propios comandos. (Ver figura 3.17).

Los datos son ingresados serialmente a la PC utilizando el programa MINICOM de plataforma libre instalado en Ubuntu.

Para la Configuración del puerto de comunicaciones mediante Minicom se conectó el puerto de comunicaciones del microcontrolador PIC16F870 con el puerto COM de un PC usando un cable serial RS-232.

Para establecer la comunicación con el PIC 16F870 se utilizó una terminal Minicom que debe ser configurada previamente. Minicom es un programa de comunicación sobre un puerto serial, el cual puede utilizarse para establecer una comunicación con un modem, switch o microcontrolador en el caso del proyecto.

Para ejecutar esta aplicación se debe abrir una consola y ejecutar Minicom con la instrucción "\$ minicom"

En la pantalla de inicio al ejecutar Minicom aparece:

```
Welcome to minicom 2.00.0
```

```
OPTIONS: History Buffer, F-key Macros, Search History Buffer, I18n
```

```
Compiled on Jan 25 2003, 00:15:18.
```

```
Press CTRL-A Z for help on special keys
```

La pantalla de resumen de comandos para Minicom que aparece, se muestra en la figura siguiente:

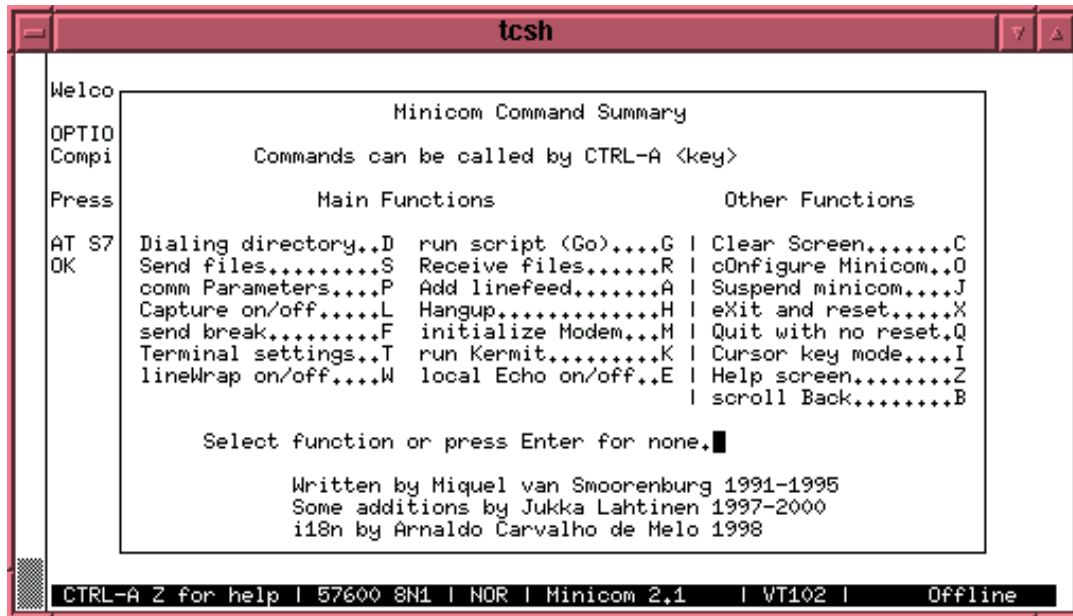


Figura 3.17 Pantalla de resumen de comandos de Minicom.

Minicom tiene comandos para funciones principales y especiales que pueden ser llamados con las teclas control-A.

Luego se configuró los protocolos de transferencias y el puerto serial escogiendo la opción %Q+ con la cual se configura el Minicom.

En el menú de configuración se seleccionó archivos de transferencia de protocolos como se observa en la figura 3.18.

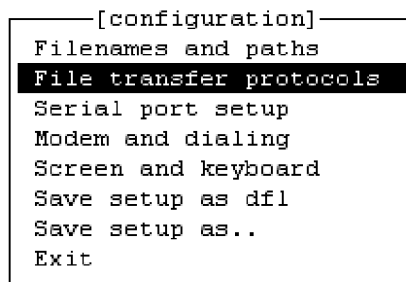


Figura 3.18 Menú de configuración.

En la configuración de transferencia de archivos para la comunicación con el Microcontrolador PIC se modificó los parámetros de transferencia en modo ASCII, estableciendo un tiempo de transmisión de 160ms entre líneas y 50 ms entre caracteres. (Ascii-xfr . dsvl 160 . c50) como se observa en la figura 3.19.

| | Name | Program | Name | U/D | FullScr | IO-Red. | Multi |
|---|--|---------------------------------|------|-----|---------|---------|-------|
| A | zmodem | /usr/bin/sz -vv -b | Y | U | N | Y | Y |
| B | ymodem | /usr/bin/sb -vv | Y | U | N | Y | Y |
| C | xmodem | /usr/bin/sx -vv | Y | U | N | Y | N |
| D | zmodem | /usr/bin/rz -vv -b -E | N | D | N | Y | Y |
| E | ymodem | /usr/bin/rb -vv | N | D | N | Y | Y |
| F | xmodem | /usr/bin/rx -vv | Y | D | N | Y | N |
| G | kermit | /usr/bin/kermit -i -l %l -s | Y | U | Y | N | N |
| H | kermit | /usr/bin/kermit -i -l %l -r | N | D | Y | N | N |
| I | ascii | /usr/bin/ascii-xfr -dsvl160 -c5 | Y | U | N | Y | N |
| J | - | | | | | | |
| K | - | | | | | | |
| L | - | | | | | | |
| M | Zmodem download string activates... D | | | | | | |
| N | Use filename selection window..... Yes | | | | | | |
| O | Prompt for download directory..... No | | | | | | |
| Change which setting? (SPACE to delete) | | | | | | | |

Figura 3.19 Protocolo de transferencia de archivos.

Para la configuración de puerto serial se seleccionó Serial port setup en la configuración para establecer parámetros como lo indica la figura 3.20.

| [configuration] |
|--------------------------|
| Filenames and paths |
| File transfer protocols |
| Serial port setup |
| Modem and dialing |
| Screen and keyboard |
| Save setup as dfl |
| Save setup as.. |
| Exit |

Figura 3.20 Configuración puerto serial

Para poder establecer la comunicación con el microcontrolador, se debió modificar la velocidad de transmisión, utilizando la opción E (Ver figura 3.21).

```

A - Serial Device      : /dev/ttyS0
B - Lockfile Location  : /var/lock
C - Callin Program     :
D - Callout Program    :
E - Bps/Par/Bits      : 9600 8N1
F - Hardware Flow Control : No
G - Software Flow Control : No

Change which setting? █

```

Figura 3.21 Configuración velocidad de transmisión

Se utilizó una velocidad de 9.600 baudios con un bit de stop, sin paridad y 8 bits de datos (8N1). Como se observa en la figura 3.22 también se muestra los diferentes tipos de parámetros como son: velocidad, paridad, datos y bit de parada.

```

[Comm Parameters]
Current: 19200 8N1

Speed          Parity          Data
A: 300         L: None             S: 5
B: 1200        M: Even            T: 6
C: 2400        N: Odd             U: 7
D: 4800        O: Mark            V: 8
E: 9600        P: Space
F: 19200
G: 38400
H: 57600
I: 115200      Q: 8-N-1
J: 230400      R: 7-E-1

Stopbits
W: 1
X: 2

Choice, or <Enter> to exit? █

```

Figura 3.22 Configuración de parámetros puerto serial

El bit rate está relacionado con la velocidad de transferencia de la línea medida en bits por segundo (bps). Algunas veces se oye a la gente referirse a ella como velocidad en baudios, lo cual no es muy correcto, ya que estos dos son términos diferentes.

La velocidad en baudios se refiere a una característica física de algunos dispositivos serie. En concreto, a la velocidad de reloj a la que se transmiten los impulsos. En cambio, el bit rate, indica el estado actual de una conexión serie existente entre dos puntos, a saber, el número medio de bits transferidos por segundo. Es importante saber que estos dos valores suelen ser diferentes, ya que la mayoría de los dispositivos codifican más de un bit por cada impulso eléctrico.

3.7 Reconstrucción de la señal.

Los datos adquiridos serialmente a través del programa MINICOM fueron guardados en un archivo temporal para posteriormente ser utilizados.

Cada nivel del dato recibido por la PC (Ver figura 3.23) es el resultado digitalizado de la suma de una señal analógica electrocardiográfica con un voltaje continuo proporcionado a través de un potenciómetro.

La figura 3.23 también muestra una serie de datos con una variación mínima que se lo obtuvo al no introducir una señal analógica electrocardiográfica a

través de los electrodos y solo dar paso a un nivel de voltaje continuo, es decir son valores correspondientes a un isopotencial en función del tiempo, es decir es nuestra línea base de referencia.



```
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
214
213
214
213
214
213
214
213
214
213
214
213
214
213
213
213
214
213
213
214
213
214
214
```

Figura 3.23 Datos de entrada a la PC usando Minicom.

Es necesario recordar que los valores transmitidos a la PC pueden variar de 0 a 255, ya que el conversor análogo digital transforma voltajes comprendidos entre 0 y 5 voltios a su correspondiente valor binario de 8 bits comprendido entre 00000000 y 11111111. Ver tabla 3.5.

Con los datos en decimal recibidos se puede elaborar un gráfico en el plano cartesiano, donde el eje de las abscisas representa el tiempo en segundos y el eje de las ordenadas representa la amplitud en niveles.

Para el trazo de la señal electrocardiográfica se utilizó la hoja de cálculo de open office de LINUX similar al EXCEL de WINDOWS que posee la ventaja de ser no privativo. En la figura 3.24 se muestra un tramo de la onda electrocardiográfica graficada en coordenadas de amplitud versus número de muestras obtenidas en el tiempo.

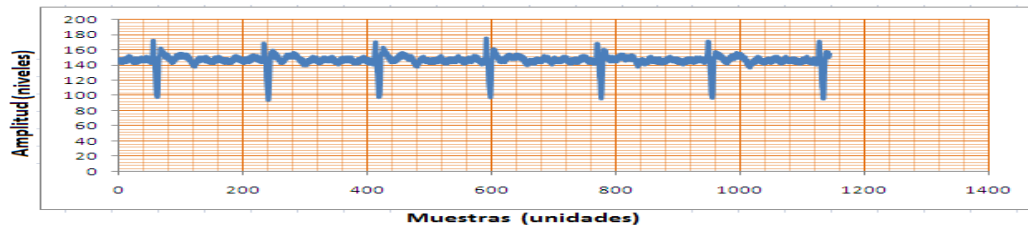


Figura 3.24 Señal electrocardiográfica.

Los datos fueron obtenidos del prototipo el cual fue modificado hasta optimizar el espacio entre pistas y distribución de elementos en la baquelita con lo que se consiguió ubicarlo en una caja más pequeña que por ser de polietileno también proporcionó aislamiento y disminuyó problemas de corto circuito.



Figura 3.25 Equipo electrocardiográfico ECG Ë PRO.

Esta caja de polietileno además de contribuir con dimensiones más pequeñas de 15,5 x 9,5 x 5 centímetros y con un menor peso al equipo de 390 gramos, fue más susceptible de una fácil perforación lo cual favoreció a la realización de orificios para el conector RS232 en la parte posterior del equipo, mientras que en la parte frontal se realizaron los orificios para ubicar el interruptor y leds. Ver figura 3.25. Además el equipo ECG . PRO posee otras características como ser portátil con alimentación de dos baterías de nueve voltios que se integraron con las fuentes de más cinco y menos cinco voltios que alimentan todo el circuito electrocardiográfico.

CAPÍTULO IV

4 PRUEBAS Y VALIDACIÓN.

En este capítulo se describen las pruebas realizadas para determinar la calidad del equipo electrocardiográfico construido al cual se lo denominó ECG . PRO, este nombre fue asignado por ser el primer prototipo electrocardiográfico desarrollado utilizando software libre.

Para el desarrollo de las pruebas y validación se utilizó básicamente un generador de señales electrocardiográficas estándar (ECG), electrocardiogramas de pacientes proporcionados en el seguro social y la asistencia del cardiólogo facultativo, Dr. Manuel Pinto especialista del IESS.

4.1 Calibración del equipo.

En el desarrollo del proyecto se utilizó un equipo generador de ondas cardiacas ECG+del cual se obtuvieron las señales correspondientes a las generadas por las extremidades superiores e inferiores (RL, LL, RA, LA), este equipo brinda también la facilidad de tener un conector para un electrodo común que es el punto de referencia de las señales generadas. Ver figura 4.1.



Figura 4.1 Equipo generador de ondas cardiacas.

El equipo generador de señales brindó en la construcción del proyecto la señal necesaria para monitorizarlo, pero también brinda su aporte en las pruebas y validación ya que proporciona señales estándar en cuanto a amplitud y tiempo de duración de la señal electrocardiográfica.

Las características del generador de señales ECG utilizado son:

- Generación de señal de brazo derecho (RA)
- Generación de señal de brazo izquierdo (LA)
- Generación de señal de pierna derecha (RL)
- Generación de señal de pierna izquierda (LL)
- Rango de Voltajes de salida de $\pm 100\text{mV}$
- Alimentación 1,5Vdc

- Equipo portátil
- Generación simultánea de ondas de extremidades
- Led de encendido
- Frecuencias de hasta 1000 Hz
- Aislamiento a 50Hz y 60Hz
- Operación de batería (destellos de indicador)
- La temperatura de operación: -10°C a 40°C.
- Humedad relativa: 25 al 95% (sin condensación)

Para las pruebas se utilizó un generador de señales cardiacas el cual proporcionó continuamente una señal que correspondía a un corazón que late a una frecuencia de 55 latidos por minuto. Este generador brinda una señal electrocardiográfica con un complejo P-QRS-T de dimensiones estándar.

El generador de señales se utilizó en el desarrollo del proyecto para calibrar el equipo electrocardiográfico y sobre todo para ver las ondas que de otra forma en las primeras etapas de prueba no hubieran podido visualizarse utilizando una persona ya que cuando se realizaban pruebas tomando señales generadas por una persona no siempre se conseguía la señal debido a un mal contacto o ruido lo cual podía ser confundido con un mal funcionamiento del circuito, por esta razón se utilizó el generador de señales para saber que efectivamente se tenía la señal electrocardiográfica en todo el proceso de construcción del prototipo del proyecto con lo cual se consiguió visualizarlas y realizar

correcciones y ajustes en el equipo ECG - PRO configurando el potenciómetro de 10k Ω según la señal monitoreada en el osciloscopio. Ver figura 4.2.



Figura 4.2 Generador de señales usado en el desarrollo del proyecto.

Las salidas del generador de señales fueron conectadas a la entrada del equipo electrocardiográfico construido, ECG . PRO, mostrado en la figura 4.3 que posee características compatibles de conexión con el generador de ondas, entre ellas se pueden destacar el poseer los cables de recepción o lits para las cuatro extremidades y soportar voltajes o frecuencias de la señal electrocardiográfica estándar generada.

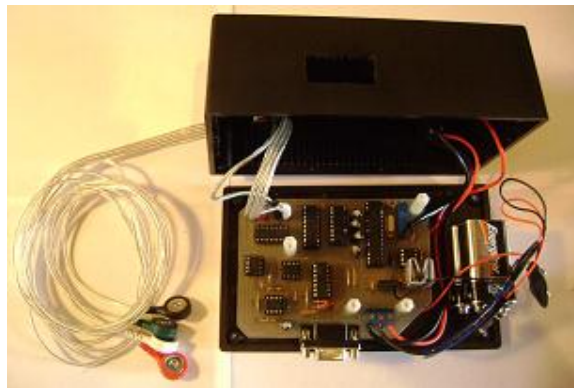


Figura 4.3 Equipo electrocardiográfico. (ECG-PRO)

4.2 Calibración de la referencia.

Un aspecto importante en el proyecto fue la calibración del equipo, por ello se detalla en este punto como se la realizó. Para calibrar la referencia no se ingresó señal en el equipo ECG . PRO sin embargo existe una señal de salida lineal constante generada, que por medio del potenciómetro de 10 K Ω se la llevó a cero voltios, para este efecto se utilizó el osciloscopio en la monitorización, el osciloscopio también fue utilizado en todo el proceso de construcción del equipo electrocardiográfico. En la calibración de la referencia también fue utilizado el voltímetro el cual midió cero voltios. Ver figura 4.4.



Figura 4.4 Osciloscopio y voltímetro utilizados en calibración.

En la figura 4.5 se aprecia el monitoreo y calibración de la señal isoelectrónica o de referencia de entrada al PIC16F870 calibrada con el potenciómetro usando el osciloscopio y el voltímetro en 0 voltios.



Figura 4.5 Monitoreo de una señal isoelectrónica.

Adicionalmente se monitorizó las señales positiva y negativa de las fuentes de cinco voltios que no poseen ruido por una frecuencia de 60 Hz ya que se utilizó dos baterías consiguiendo con ello eliminar el rizado en las fuentes de voltaje continuo. En la figura 4.6 se muestra a la izquierda un osciloscopio con una señal positiva de cinco voltios y a la derecha una señal negativa de cinco voltios sin señales a 60Hz que influyen negativamente con voltajes no deseados o rizado de la señal.



Figura 4.6 Señales positivas y negativas de cinco voltios.

Finalmente se realizaron pruebas de conexión con la PC para verificar la transmisión de datos entre los puertos seriales del equipo electrocardiográfico y la computadora como se muestra en la figura 4.7.

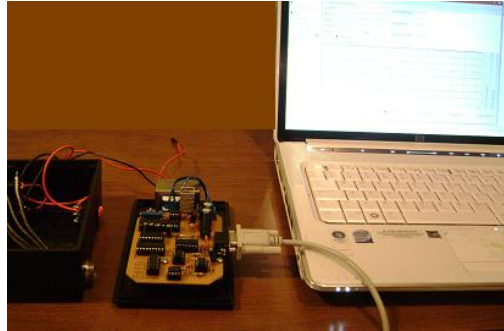


Figura 4.7 Comunicación entre la PC y el equipo.

4.3 Graficación de la señal.

Aunque no exista señal de entrada al ECG . PRO, de este si se transmite una señal base en estado de reposo y es la llamada línea isopotencial de referencia electrocardiográfica que se obtiene al no tener ninguna señal analógica en la entrada del circuito, esto simula el no tener un paciente conectado pero con el equipo encendido.

Los niveles de amplitud transmitidos por el puerto serial del ECG . PRO hacia la PC van de 0 a 255 por estar utilizando una palabra de 8 bits. En el proyecto el primer nivel de amplitud obtenida fue de 213 correspondiente a 4.1748 voltios, este nivel puede ser variado utilizando el potenciómetro de 10K Ω . Ver figura 4.8.

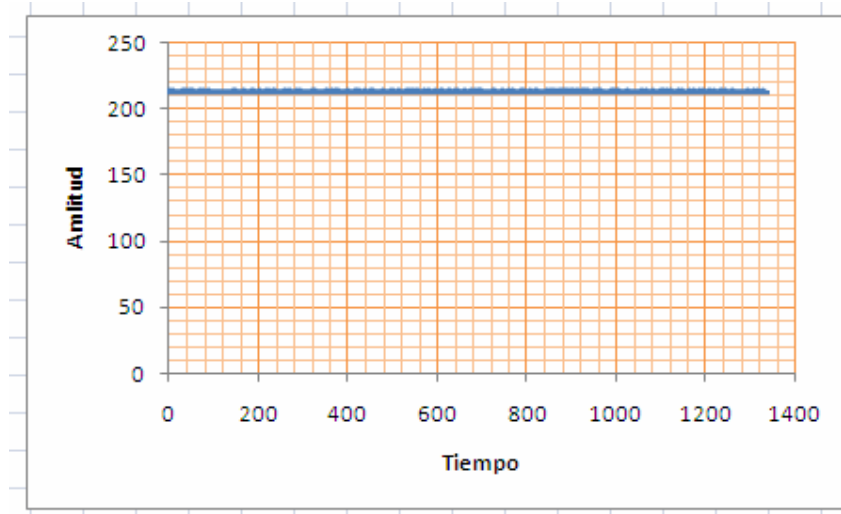


Figura 4.8 Isopotencial de referencia electrocardiográfica.

El nivel de isopotencial de la figura 4.8 realmente no es constante, oscila entre 213 y 214. Este nivel puede ser susceptible de aumento o disminución variando el potenciómetro y así obtener un valor continuo mantenido en el tiempo.

En la figura 4.9 se observa un nivel entre 127 y 128 obtenidos con una variación del potenciómetro de precisión de 10K Ω a media posición, 5K Ω .

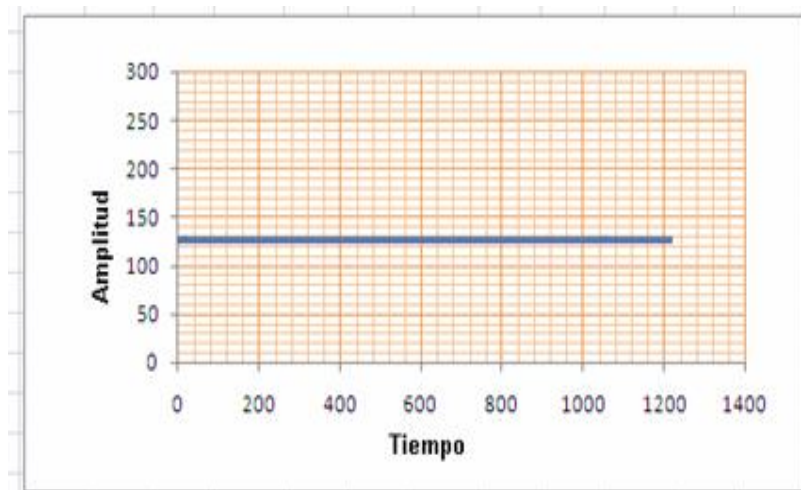


Figura 4.9 Variación del isopotencial determinado con el potenciómetro.

Haciendo un zoom al gráfico isopotencial de la figura 4.9 se obtuvo una señal que en realidad no es rectilínea y que varía en la práctica un nivel, pero al ser esta variación sumamente pequeña de 0,0196 voltios es admisible por no influir negativamente en una señal electrocardiográfica. Un zoom de la variación de un nivel se puede observar en la figura 4.10.

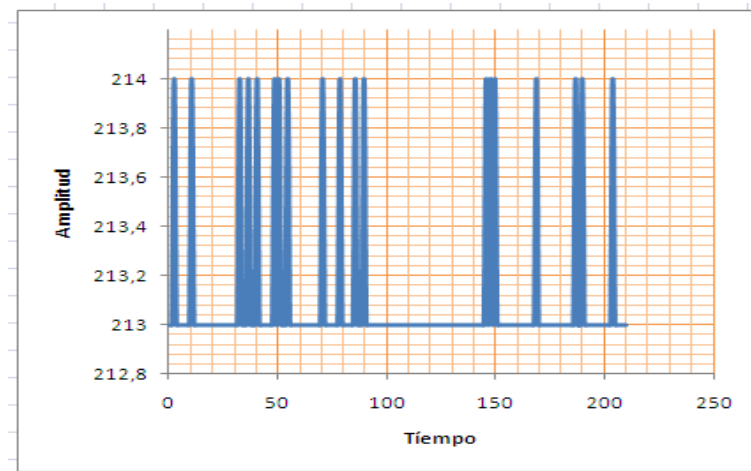


Figura 4.10 Zoom de línea de isopotencial.

Al introducir una onda con el generador de señales electrocardiográficas con un nivel de referencia isoelectrica demasiado alto, nivel de 255, se obtuvo una señal no deseada porque los picos positivos se recortan lo cual conlleva a la pérdida de información. Este nivel se lo bajo configurando el potenciómetro a media posición, 5K \hat{o} . Ver figura 4.11.

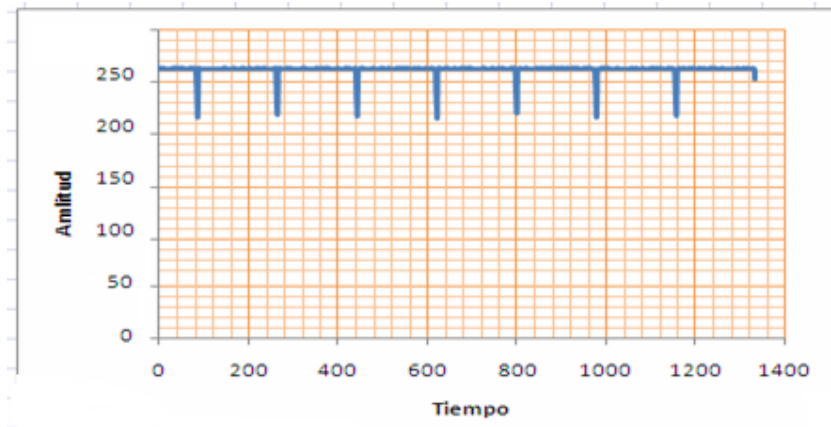


Figura 4.11 Señal electrocardiográfica recortada en su parte superior.

En la figura 4.12 se observa a la señal electrocardiográfica recortada en su parte inferior, este efecto se debe al bajo nivel de referencia configurado, nivel de 45, mediante el potenciómetro lo cual también conlleva a la pérdida de información.

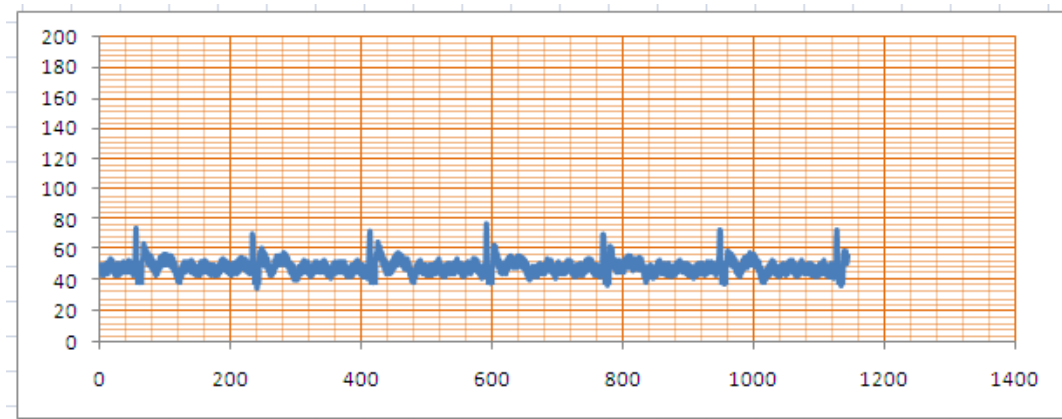


Figura 4.12 Señal electrocardiográfica recortada en su parte inferior.

En las pruebas de adquisición de datos realizadas se reflejan aspectos singulares como el paso de la señal electrocardiográfica entre dos niveles de referencia como se observa en el gráfico de la figura 4.13. Este cambio de

referencia existía cuando el nivel de la señal sobrepasaba los 4/5 del valor del total de niveles es decir mayor a 200 de amplitud.

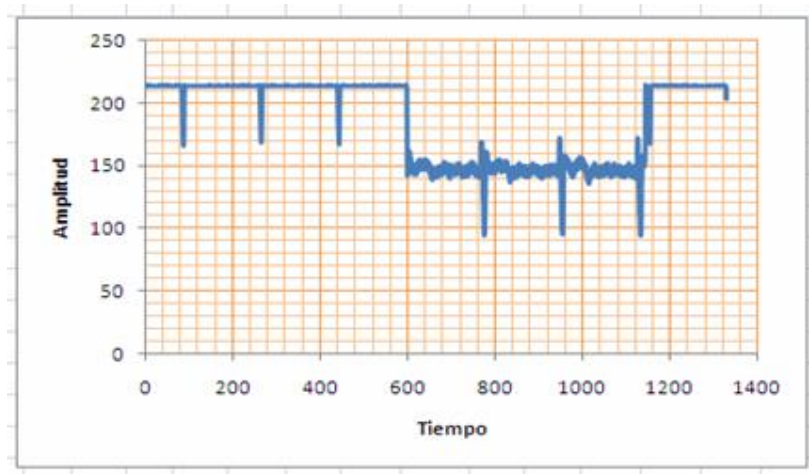


Figura 4.13 Señal con múltiple línea de referencia.

De las distintas pruebas realizadas con la configuración del potenciómetro se pudo establecer en la práctica una estabilidad en la línea de referencia entre los niveles de 100 a 200 que equivalen a 1.96 a 3.92 voltios en la señal de entrada al PIC16F870. La línea de isopotencial por lo tanto quedó definida entre estos valores, donde no se corta la onda ni se cae el nivel de referencia.

En la figura 4.14 se observa la señal electrocardiográfica reconstruida en la hoja de cálculo donde se observa todos los componentes básicos de un electrocardiograma tradicional en el cual puede observarse claramente la onda P, el complejo QRS y la onda T bien definidas.

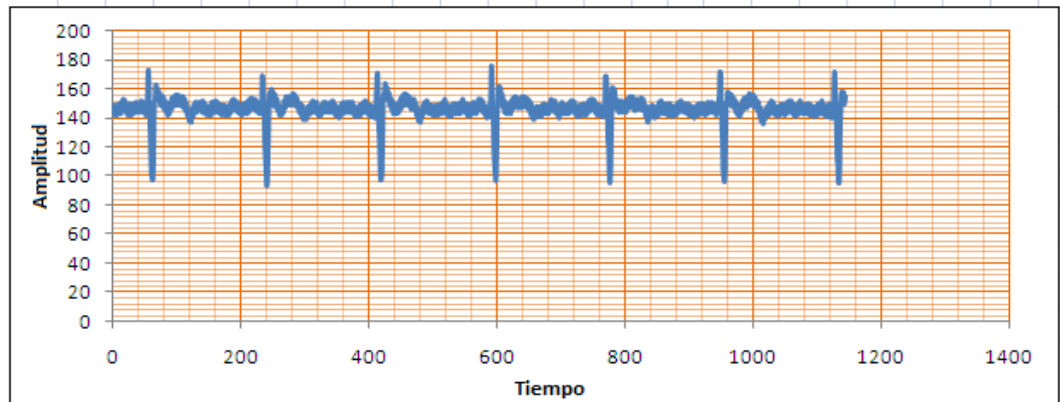


Figura 4.14 Gráfico de señal electrocardiográfica.

Luego de haber utilizado el generador de señal para la construcción del ECG .
PRO y haberlo calibrado se realizaron pruebas con pacientes reales.

4.4 Resultados obtenidos.

En el desarrollo del proyecto se tomaron registros electrocardiográficos de pacientes del seguro social como lo muestra la figura 4.15 donde se observa la toma de un registro en la consulta de cardiología realizada por el especialista cardiólogo Dr. Manuel Pinto.



Figura 4.15 Electrocardiograma en consultorio de cardiología del IESS.

Los electrodos desechables utilizados en los pacientes brindaron mejor respuesta y fueron parte importante en el proyecto recogiendo las señales cardiacas. Los electrodos fueron conectados en la parte distal de sus respectivos cables conductores denominados lits. Para el buen contacto entre el electrodo y la piel se utilizó agentes de limpieza como alcohol, agua oxigenada y algodón. La jalea electro conductiva fue un elemento imprescindible para aumentar la conducción de la señal y minimizar perdidas consiguiendo con ello una señal con la que se pudieron recopilar los datos electrocardiográficos. Ver figura 4.16.



Figura 4.16 Prueba de funcionamiento con paciente.

4.5 Análisis de derivaciones estándar.

El análisis compara la amplitud y frecuencia de un electrocardiograma tradicional tomado en el departamento de cardiología del IESS versus el equipo construido denominado ECG . PRO.

El análisis comprende la comparación de las ondas tomando en cuenta la amplitud dada en mili voltios y el tiempo medido en segundos de los registros de la misma derivación estándar para todos los casos, D1, D2 y D3.

El registro tradicional se obtiene de una graficación en papel milimetrado y no tiene respaldo digital mientras que el registro proporcionado por el ECG . PRO se presenta en un archivo en la hoja de cálculo de Open Office susceptible de ser almacenado e impreso.

4.5.1 Análisis de derivación D1.

El registro tradicional de la derivación D1 se muestra en la figura 4.17 y proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica tomada.

En base al electrocardiograma tradicional de la figura 4.17 se toman parámetros de las ondas más representativas de registro en la derivación D1.

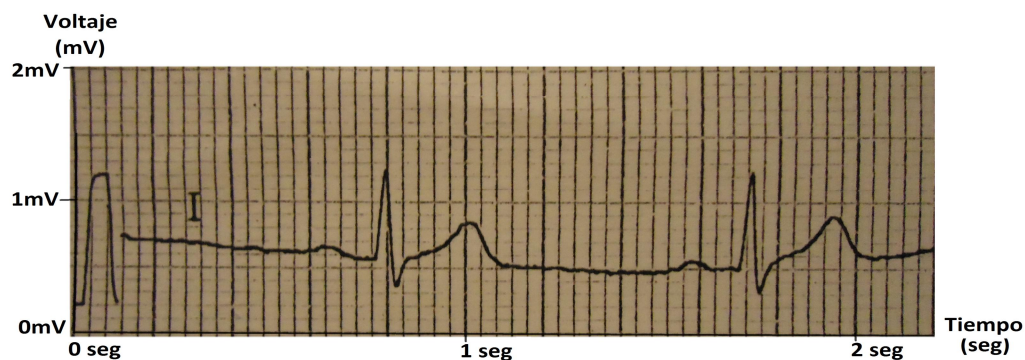


Figura 4.17 Derivación D1 en papel electrocardiográfico.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro electrocardiográfico tradicional de la derivación estándar D1 se muestran en la tabla 4.1.

| DERIVACION D1 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,1 |
| Q | 0 |
| R | 0,7 |
| S | 0,25 |
| T | 0,35 |

Tabla 4.1 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D1.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro electrocardiográfico tradicional de la derivación estándar D1 se muestran en la tabla 4.2.

| DERIVACION D1 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,08 |
| Q | 0 |
| R | 0,04 |
| S | 0,04 |
| T | 0,2 |
| PR | 0,14 |
| QRS | 0,084 |
| QT | 0,308 |
| ST | 0,08 |
| RR | 0,928 |
| PP | 0,928 |

Tabla 4.2 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D1.

El registro del ECG - PRO de la derivación D1 se muestra en la figura 4.18 y proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica tomada. En base a este electrocardiograma se toman los parámetros de las ondas más representativas del registro.

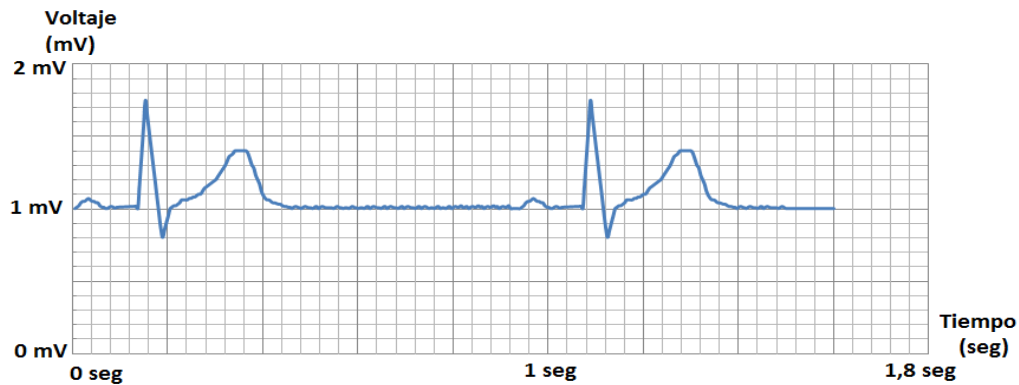


Figura 4.18 Derivación D1 obtenida del ECG Ë PRO.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro electrocardiográfico de la derivación D1 obtenidas con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.3.

| DERIVACION D1 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,1 |
| Q | 0 |
| R | 0,72 |
| S | 0,22 |
| T | 0,35 |

Tabla 4.3 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D1.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro de la derivación D1 obtenidos con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.4.

| DERIVACION D1 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,076 |
| Q | 0 |
| R | 0,04 |
| S | 0,04 |
| T | 0,18 |
| PR | 0,14 |
| QRS | 0,076 |
| QT | 0,316 |
| ST | 0,076 |
| RR | 0,932 |
| PP | 0,932 |

Tabla 4.4 Intervalos de ondas electrocardiográficas.

4.5.2 Análisis comparativo de ondas con derivación D1.

En el análisis comparativo de ondas tomadas con derivación estándar D1 se obtuvieron diferencias entre la señal tomada con un electrocardiograma tradicional y la tomada con el ECG . PRO.

Las diferencias de amplitud de ondas representativas se muestran en la tabla 4.5. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D1.

| ONDA | DERIVACION 1 | | | |
|------|---------------|---------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | AMPLITUD (mV) | Amplitud (mV) | (mV) | (%) |
| P | 0,1 | 0,1 | 0 | 0,00% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,7 | 0,72 | 0,02 | 2,86% |
| S | 0,24 | 0,22 | 0,02 | 8,33% |
| T | 0,35 | 0,35 | 0 | 0,00% |
| | | | Promedio | 2,24% |

Tabla 4.5 Error promedio en amplitud de derivación D1.

Las diferencias de intervalos de ondas representativas se muestran en la tabla 4.6. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D1.

| INTERVALO | DERIVACION 1 | | | |
|-----------|--------------|--------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | TIEMPO (seg) | TIEMPO (seg) | (seg) | (%) |
| P | 0,08 | 0,076 | 0,004 | 5,00% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,04 | 0,04 | 0 | 0,00% |
| S | 0,04 | 0,04 | 0 | 0,00% |
| T | 0,188 | 0,18 | 0,008 | 4,26% |
| PR | 0,14 | 0,14 | 0 | 0,00% |
| QRS | 0,084 | 0,076 | 0,008 | 9,52% |
| QT | 0,308 | 0,316 | 0,008 | 2,60% |
| ST | 0,08 | 0,076 | 0,004 | 5,00% |
| RR | 0,928 | 0,932 | 0,004 | 0,43% |
| PP | 0,928 | 0,932 | 0,004 | 0,43% |
| | | | Promedio | 3,70% |

Tabla 4.6 Error promedio en intervalo de derivación D1.

4.5.3 Análisis de derivación D2.

El registro electrocardiográfico tradicional de la derivación D2 se muestra en la figura 4.19 el cual proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica tomada.

En base al electrocardiograma de la figura 4.19 se toman parámetros de las ondas más representativas de registro.

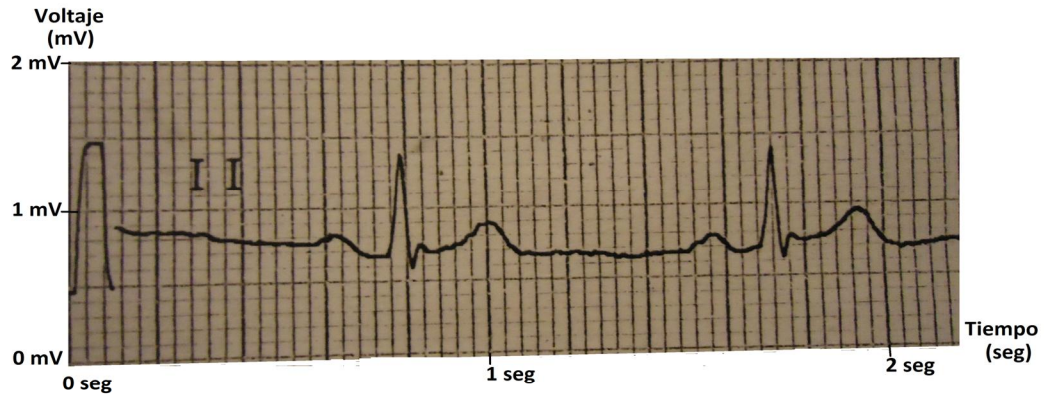


Figura 4.19 Derivación D2 en papel electrocardiográfico.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro electrocardiográfico tradicional de la derivación estándar D2 se muestran en la tabla 4.7.

| DERIVACION D2 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,14 |
| Q | 0 |
| R | 0,7 |
| S | 0,1 |
| T | 0,24 |

Tabla 4.7 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D2.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro electrocardiográfico de la derivación estándar D2 se muestran en la tabla 4.8.

| DERIVACION D2 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,1 |
| Q | 0 |
| R | 0,04 |
| S | 0,032 |
| T | 0,152 |
| PR | 0,156 |
| QRS | 0,072 |
| QT | 0,304 |
| ST | 0,08 |
| RR | 0,928 |
| PP | 0,928 |

Tabla 4.8 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D2.

El registro del ECG - PRO de la derivación D2 se muestra en la figura 4.20 y proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica tomada. En base a este electrocardiograma se toman los parámetros de las ondas más representativas del registro.

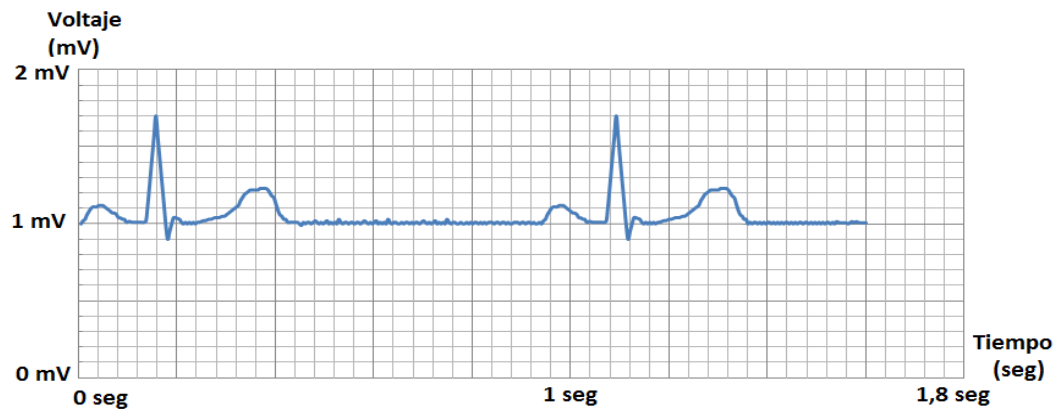


Figura 4.20 Derivación D2 obtenida del ECG Æ PRO.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro de la derivación estándar D2 obtenidas con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.9.

| DERIVACION D2 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,12 |
| Q | 0 |
| R | 0,7 |
| S | 0,1 |
| T | 0,25 |

Tabla 4.9 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D2.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro de la derivación estándar D2 obtenidos con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.10.

| DERIVACION D2 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,096 |
| Q | 0 |
| R | 0,036 |
| S | 0,03 |
| T | 0,14 |
| PR | 0,14 |
| QRS | 0,06 |
| QT | 0,296 |
| ST | 0,08 |
| RR | 0,928 |
| PP | 0,928 |

Tabla 4.10 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D2.

4.5.4 Análisis comparativo de ondas con derivación D2.

En el análisis comparativo de ondas tomadas con derivación estándar D2 se obtuvieron diferencias entre la señal tomada con un electrocardiograma tradicional y la tomada con el ECG . PRO.

Las diferencias de amplitud de ondas representativas se muestran en la tabla 4.11. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D2.

| ONDA | DERIVACION 2 | | | |
|------|---------------|---------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | AMPLITUD (mV) | Amplitud (mV) | (mV) | (%) |
| P | 0,14 | 0,12 | 0,02 | 14,29% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,7 | 0,7 | 0 | 0,00% |
| S | 0,1 | 0,1 | 0 | 0,00% |
| T | 0,24 | 0,25 | 0,01 | 4,17% |
| | | | Promedio | 3,69% |

Tabla 4.11 Error promedio en amplitud de derivación D2.

Las diferencias de intervalos de ondas representativas se muestran en la tabla 4.12. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D2.

| INTERVALO | DERIVACION 2 | | | |
|-----------|--------------|--------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | TIEMPO (seg) | TIEMPO (seg) | (seg) | (%) |
| P | 0,1 | 0,096 | 0,004 | 4,00% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,04 | 0,036 | 0,004 | 10,00% |
| S | 0,032 | 0,03 | 0,002 | 6,25% |
| T | 0,152 | 0,14 | 0,012 | 7,89% |
| PR | 0,156 | 0,14 | 0,016 | 10,26% |
| QRS | 0,072 | 0,06 | 0,012 | 16,67% |
| QT | 0,304 | 0,296 | 0,008 | 2,63% |
| ST | 0,08 | 0,08 | 0 | 0,00% |
| RR | 0,928 | 0,928 | 0 | 0,00% |
| PP | 0,928 | 0,928 | 0 | 0,00% |
| | | | Promedio | 7,26% |

Tabla 4.12 Error promedio en intervalo de derivación D2.

4.5.5 Análisis de derivación D3.

El registro tradicional de la derivación D3 se muestra en la figura 4.21 y proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica tomada.

En base al electrocardiograma de la figura 4.21 se toman parámetros de las ondas más representativas de registro.

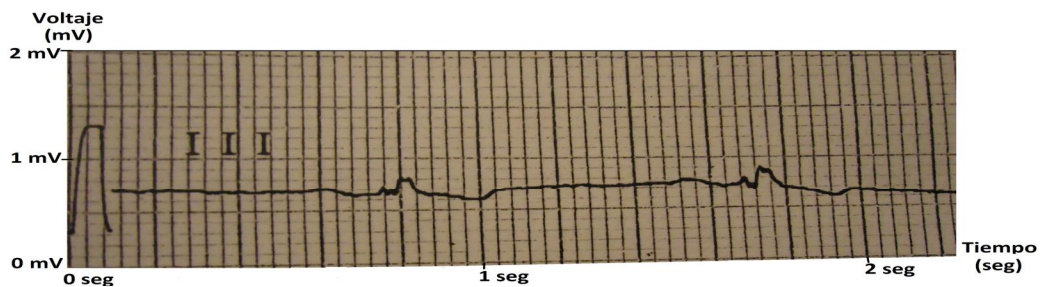


Figura 4.21 Derivación D3 en papel electrocardiográfico.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro tradicional de la derivación estándar D3 se muestran en la tabla 4.13.

| DERIVACION D3 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,1 |
| Q | 0 |
| R | 0,18 |
| S | 0 |
| T | -0,09 |

Tabla 4.13 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D3.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro electrocardiográfico tradicional de la derivación estándar D3 se muestran en la tabla 4.14.

| DERIVACION D3 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,124 |
| Q | 0 |
| R | 0,064 |
| S | 0 |
| T | 0,092 |
| PR | 0,176 |
| QRS | 0,092 |
| QT | 0,292 |
| ST | 0,112 |
| RR | 0,928 |
| PP | 0,928 |

Tabla 4.14 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D3.

El registro del ECG - PRO de la derivación D3 se muestra en la figura 4.22 y proporciona valores de amplitudes y tiempos de la onda electrocardiográfica

tomada. En base a este electrocardiograma se toman los parámetros de las ondas más representativas del registro.

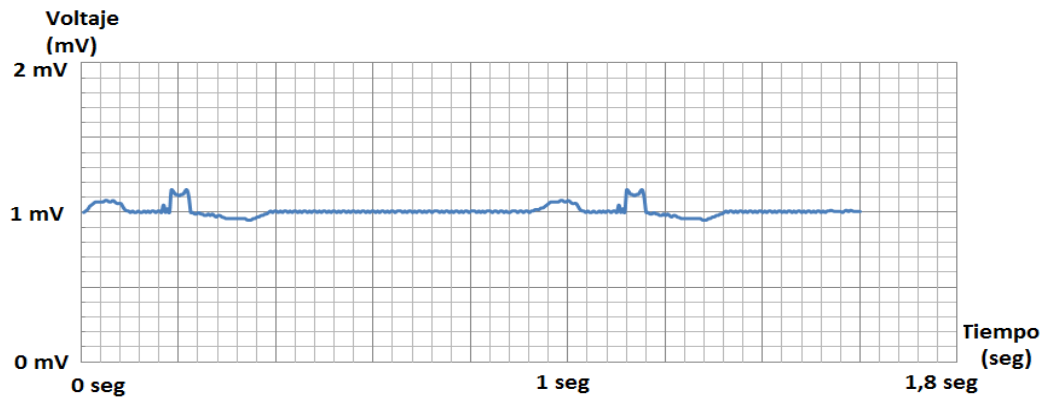


Figura 4.22 Derivación D3 obtenida del ECG Ë PRO.

Las amplitudes de las ondas medidas más representativas del registro de la derivación estándar D3 obtenidas con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.15.

| DERIVACION D3 | |
|---------------|---------------|
| ONDA | AMPLITUD (mV) |
| P | 0,098 |
| Q | 0 |
| R | 0,17 |
| S | 0 |
| T | -0,08 |

Tabla 4.15 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D3.

Los intervalos de las ondas medidos más representativos del registro de la derivación estándar D3 obtenidos con el ECG . PRO se muestran en la tabla 4.16.

| DERIVACION D3 | |
|---------------|--------------|
| INTERVALO | TIEMPO (seg) |
| P | 0,108 |
| Q | 0 |
| R | 0,064 |
| S | 0 |
| T | 0,096 |
| PR | 0,168 |
| QRS | 0,072 |
| QT | 0,248 |
| ST | 0,1 |
| RR | 0,932 |
| PP | 0,932 |

Tabla 4.16 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D3.

4.5.6 Análisis comparativo de ondas con derivación D3.

En el análisis comparativo de ondas tomadas con derivación estándar D3 se obtuvieron diferencias entre la señal tomada con un electrocardiograma tradicional y la tomada con el ECG . PRO.

Las diferencias de amplitud de ondas representativas se muestran en la tabla 4.17. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D3.

| ONDA | DERIVACION 3 | | | |
|------|---------------|---------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | AMPLITUD (mV) | Amplitud (mV) | (mV) | (%) |
| P | 0,1 | 0,098 | 0,002 | 2,00% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,18 | 0,17 | 0,01 | 5,56% |
| S | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| T | -0,09 | -0,08 | 0,01 | 11,11% |
| | | | Promedio | 3,73% |

Tabla 4.17 Error promedio en amplitud de derivación D3.

Las diferencias de intervalos de ondas representativas se muestran en la tabla 4.18. Esta tabla también muestra el porcentaje de error de la lectura del ECG . PRO en relación con la tomada por el electrocardiograma tradicional y el porcentaje de error promedio de amplitudes tomadas con la derivación D3.

| INTERVALO | DERIVACION 3 | | | |
|-----------|--------------|--------------|-----------------|--------------|
| | Tradicional | ECG - PRO | Diferencia | Error |
| | TIEMPO (seg) | TIEMPO (seg) | (seg) | (%) |
| P | 0,124 | 0,108 | 0,016 | 12,90% |
| Q | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| R | 0,064 | 0,064 | 0 | 0,00% |
| S | 0 | 0 | 0 | 0,00% |
| T | 0,092 | 0,096 | 0,004 | 4,35% |
| PR | 0,176 | 0,168 | 0,008 | 4,55% |
| QRS | 0,092 | 0,072 | 0,02 | 21,74% |
| QT | 0,292 | 0,248 | 0,044 | 15,07% |
| ST | 0,112 | 0,1 | 0,012 | 10,71% |
| RR | 0,928 | 0,932 | 0,004 | 0,43% |
| PP | 0,928 | 0,932 | 0,004 | 0,43% |
| | | | Promedio | 8,42% |

Tabla 4.18 Error promedio en intervalo de derivación D3.

4.6 Análisis de error promedio en derivaciones estándar.

El error promedio en porcentaje de las amplitudes de las ondas de las derivaciones estándar D1, D2 y D3 se muestra en la tabla 4.19.

| ERROR EN AMPLITUD | PORCENTAJE (%) |
|----------------------------|----------------|
| ERROR DE AMPLITUD EN D1 | 2,24% |
| ERROR DE AMPLITUD EN D2 | 3,69% |
| ERROR DE AMPLITUD EN D3 | 3,73% |
| ERROR PROMEDIO DE AMPLITUD | 3,22% |

Tabla 4.19 Error promedio de amplitud en derivaciones estándar.

El error promedio en porcentaje de los intervalos de las ondas electrocardiográficas de las derivaciones estándar D1, D2 y D3 se muestra en la tabla 4.20.

| ERROR EN INTERVALO | PORCENTAJE (%) |
|-----------------------------|----------------|
| ERROR DE INTERVALO EN D1 | 3,70% |
| ERROR DE INTERVALO EN D2 | 7,26% |
| ERROR DE INTERVALO EN D3 | 8,42% |
| ERROR PROMEDIO DE INTERVALO | 6,46% |

Tabla 4.20 Error promedio de intervalos en derivaciones estándar.

El error total en porcentaje tomando en cuenta parámetros de amplitud e intervalos se muestra en la tabla 4.21. La señal electrocardiográfica generada por el equipo en las derivaciones estándar D1, D2 y D3 tiene un error total en porcentaje de 4.84%. El electrocardiograma fue interpretado por el médico especialista quien validó estos resultados y cuyo porcentaje de error no influye en los resultados del diagnóstico por ser imperceptibles.

| ERROR EN INTERVALO Y AMPLITUD | PORCENTAJE (%) |
|--------------------------------------|-----------------------|
| ERROR PROMEDIO DE AMPLITUD | 3,22% |
| ERROR PROMEDIO DE INTERVALO | 6,46% |
| ERROR TOTAL | 4,84% |

Tabla 4.21 Error total de amplitud e intervalos en derivaciones estándar.

CAPÍTULO V

5 ANÁLISIS FINANCIERO.

En todo proyecto es importante tener en cuenta la parte económica, por lo que se realizó un análisis financiero del sistema de adquisición de datos electrocardiográfico de manera que se pueda dimensionar los costos del equipo en caso de su futura comercialización.

5.1 Costo de materiales.

Los materiales utilizados en la implementación del equipo comprenden: materiales electrónicos comunes así como de instrumentación, además de material eléctrico y mecánico los cuales se irán clasificando según sea el costo.

5.1.1 Materia prima directa (MPD).

Para calcular el costo de la materia prima directa (MPD) se consideraron todos los materiales sujetos a transformación, que se pueden identificar o cuantificar plenamente en el producto terminado, para lo cual a continuación se detallan en la Tabla 5.1.

| CANT | ARTÍCULO | V. UNIT | V. TOT |
|------|---------------------------|---------|--------|
| 1 | PIC16F870 | 5,30 | 5,30 |
| 1 | CONECTOR DB9 HEMBRA | 0,44 | 0,44 |
| 1 | CONECTOR DB9 PARA PLACA | 0,65 | 0,65 |
| 1 | INTERRUPTOR ON/OFF | 0,50 | 0,50 |
| 1 | FUSIBLE | 0,10 | 0,10 |
| 1 | PORTA FUSIBLE | 0,30 | 0,30 |
| 1 | REGULADOR DE VOLTAJE 7805 | 0,50 | 0,50 |
| 1 | REGULADOR DE VOLTAJE 7905 | 0,50 | 0,50 |
| 1 | CRISTAL DE 4 MHZ | 0,60 | 0,60 |

| | | | |
|--|--------------------------------------|-------|---------------|
| 1 | PUENTE DE DIODOS | 0,35 | 0,35 |
| 1 | PLACA DE BAQUELITA 15X10 | 1,50 | 1,50 |
| 1 | CABLE DE PODER | 3,00 | 3,00 |
| 1 | CONECTOR POWER | 0,80 | 0,80 |
| 1 | TRANSFORMADOR 120VAC/24VAC | 7,00 | 7,00 |
| 1 | CI MAX232 | 2,40 | 2,40 |
| 4 | CAPACITORES ELECTROLÍTICOS DE 10Uf | 0,12 | 0,48 |
| 3 | CI TL082 | 0,44 | 1,32 |
| 1 | CI AD620 | 15,00 | 15,00 |
| 4 | LITS | 10,00 | 40,00 |
| 4 | ELECTRODOS | 0,30 | 1,20 |
| 2 | RESISTENCIAS DE 24K Ω 1/4W | 0,02 | 0,04 |
| 1 | RESISTENCIAS DE 51 Ω 1/4W | 0,02 | 0,02 |
| 1 | RESISTENCIAS DE 15K Ω 1/4W | 0,02 | 0,02 |
| 1 | CAPACITOR CERÁMICO DE 4,7Uf | 0,08 | 0,08 |
| 2 | RESISTENCIAS DE 8,2K Ω 1/4W | 0,02 | 0,04 |
| 3 | CAPACITOR CERÁMICO DE 0,1Uf | 0,08 | 0,24 |
| 1 | RESISTENCIAS DE 50K Ω 1/4W | 0,02 | 0,02 |
| 1 | RESISTENCIAS DE 7,5K Ω 1/4W | 0,02 | 0,02 |
| 1 | POTENCIÓMETRO DE 10K Ω | 5,00 | 5,00 |
| 3 | RESISTENCIAS DE 10K Ω 1/4W | 0,02 | 0,06 |
| 2 | CAPACITORES ELECTROLÍTICOS DE 1000uF | 0,45 | 0,90 |
| 2 | CAPACITORES DE 22pF | 0,08 | 0,16 |
| 1 | RESISTENCIAS DE 1M Ω 1/4W | 0,02 | 0,02 |
| 1 | CAJA DE PROYECTO | 20,00 | 20,00 |
| 2 | CABLE DE PARLANTE #14 | 0,50 | 1,00 |
| 2 | CABLE DE PARLANTE #22 | 0,40 | 0,80 |
| 1 | JACK 4PINES CON ROSCA | 1,00 | 1,00 |
| 1 | PLUG 4 PINES CON ROSCA | 1,00 | 1,00 |
| 4 | POSTES DE BAQUELITA | 0,65 | 2,60 |
| 1 | PLUG BANANA | 0,36 | 0,36 |
| 1 | JACK PARA BANANA | 0,50 | 0,50 |
| 1 | BORNERA 5P HEMBRA | 0,65 | 0,65 |
| 1 | CABLE SERIAL RS232 | 3,00 | 3,00 |
| 1 | ADAPTADOR USB A SERIAL | 10,00 | 10,00 |
| TOTAL COSTO MATERIA PRIMA DIRECTA (USD) | | | 129,47 |

Tabla 5.1 Materia Prima Directa

5.1.2 Costos indirectos de fabricación (CIF).

Los costos indirectos de fabricación están relacionados al producto en cuanto a suministros y materiales, depreciación de la maquinaria o equipos de cómputo, servicios y arriendos entre otros. En la tabla 5.2 se describen los suministros y materiales utilizados.

| SUMINISTROS Y MATERIALES | | | |
|---------------------------------|--------------------|----------------|---------------|
| CANT | DETALLE | V. UNIT | V. TOT |
| 2 | SUELDA POR METROS | 0,20 | 0,40 |
| 3 | PERCLORURO FÉRRICO | 0,50 | 1,50 |
| 2 | PASTA | 0,02 | 0,04 |
| 1 | SILICONA EN BARRA | 0,15 | 0,15 |
| 1 | LIJA DE AGUA | 0,50 | 0,50 |
| 1 | BROCA MILIMÉTRICA | 2,70 | 2,70 |
| TOTAL MENSUAL | | | 5,29 |

Tabla 5.2 Suministros y Materiales.

La tabla 5.3 muestra la depreciación de la maquinaria y equipos de cómputo.

| CODIGO | CONCEPTO | | TO | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 |
|---------------|-----------------|--------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 5,1 | Equipos | 5 años | 1000 | 200 | 200 | 200 | 200 | 200 |
| 5,2 | Computadoras | 3 años | 700 | 233,33 | 233,33 | 233,33 | | |
| | Total | | | 433,33 | 433,33 | 433,33 | 200,00 | 200 |

Tabla 5.3 Depreciación de Equipos.

La tabla 5.4 muestra lo invertido en servicios básicos y arriendo.

| SERVICIOS BÁSICOS Y ARRIENDO | | | |
|-------------------------------------|-------------------|----------------------|-----------------------|
| Cant. | Detalle | VALOR MENSUAL | VALOR SEMESTR. |
| | SERVICIOS BASICOS | 70 | 420 |
| | ARRIENDOS | 120 | 720 |
| | TOTAL | 190 | 1140 |

Tabla 5.4 Servicios básicos y Arriendo

Los costos indirectos de fabricación se muestran en la tabla 5.5.

| | | | |
|--|--------------------------|--------------|----------------|
| | DEPRECIACION EQUIPOS | 36,11 | 216,66 |
| | SERVICIOS BASICOS | 70 | 420 |
| | ARRIENDOS | 120 | 720 |
| | SUMINISTROS Y MATERIALES | 5,29 | 5,29 |
| | TOTAL CIF | 231.4 | 1361.95 |

Tabla 5.5 Costos Indirectos de Fabricación.

La tabla 5.6 muestra los ingresos en función del tiempo que se obtendrían..

| INGRESOS | | | | | | | |
|-----------------|--------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Cod. | CONCEPTO | To | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 |
| 1,1 | CANTIDAD | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 1,2 | PRECIO UNITARIO DE VENTA | 2838,4 | 2838,4 | 3122,24 | 3434,46 | 3777,91 | 4155,7 |
| 1,3 | INGRESO TOTAL | | 2838,4 | 6244,48 | 10303,39 | 15111,64 | 20778,51 |

Tabla 5.6 Ingresos.

5.2 Mano de obra directa (MOD).

La mano de obra directa son los salarios, prestaciones y obligaciones que den lugar de los dos trabajadores de la empresa cuya actividad se puede identificar o cuantificar plenamente con el producto terminado. Ver tabla 5.7.

| MANO DE OBRA DIRECTA | | | | | |
|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------|------------------------------|------------------------------|---------------------------|
| Cant. Horas | Detalle | Costo hora | HORAS POR MES | COSTO POR MES | VALOR SEMESTR. |
| 960 | TECNICO A | 1,25 | 160 | 200 | 1200 |
| 960 | TECNICO B | 1,25 | 160 | 200 | 1200 |
| 8 | Costo MOD en la tarjeta | 1,8 | 1,33 | 2,40 | 14,4 |
| 8 | Costo MOD en el chasis | 1,5 | 1,33 | 2 | 12 |
| TOTAL | MANO DE OBRA DIRECTA | | | 404,4 | 2426,4 |

Tabla 5.7 Costo de mano de obra directa.

En resumen a continuación se muestra el cuadro de costos de elaboración de un equipo electrocardiográfico, donde se detallan todos los costos implícitos en la elaboración como materiales directos, mano de obra directa y costos indirectos de fabricación, además muestra el costo de fabricación del equipo sin considerar los costos por creación de una empresa por tanto se los considera como costo de venta al cual se suma el 20% del costo del mismo para determinar el Precio de Venta al público, siendo un valor aceptable por encontrarse bajo el precio de mercado considerando las características del equipo. Ver tabla 5.8.

| HOJA DE COSTO DE PRODUCCION | | | | | | | |
|----------------------------------|---|-------------|---------------|-----------------------|------------------------------|-------------|----------------|
| ARTICULO: ECG È PRO | | | | PRODUCCIÓN: 1 EQUIPO | | | |
| | | | | FECHA DE INICIO: | | oct-08 | |
| | | | | FECHA DE TERMINACIÓN: | | mar-09 | |
| MATERIA PRIMA DIRECTA | | | | MANO DE OBRA DIRECTA | | | |
| Cant. | Detalle | Costo Unit. | Costo Total | Cant. Horas | Detalle | Costo/hora | Costo Total |
| 1 | PIC16F870 | 5,3 | 5,3 | 800 | TECNICO A | 1,25 | 1000 |
| 1 | CONECTOR DB9 HEMBRA | 0,44 | 0,44 | 800 | TECNICO B | 1,25 | 1000 |
| 1 | CONECTOR DB9 PARA PLACA | 0,65 | 0,65 | 8 | Costo MOD en la tarjeta | 1,8 | 14,4 |
| 1 | INTERRUPTOR ON/OFF | 0,5 | 0,5 | 8 | Costo MOD en el chasis | 1,5 | 12 |
| 1 | FUSIBLE | 0,1 | 0,1 | | | | |
| 1 | PORTA FUSIBLE | 0,3 | 0,3 | | | | |
| 1 | REGULADOR DE VOLTAJE 7805 | 0,5 | 0,5 | | | | |
| 1 | REGULADOR DE VOLTAJE 7905 | 0,5 | 0,5 | | | | |
| 1 | CRISTAL DE 4 MHZ | 0,6 | 0,6 | | | | |
| 1 | PUENTE DE DIODOS | 0,35 | 0,35 | | | | |
| 1 | PLACA DE BAQUELITA 15X10 | 1,5 | 1,5 | | | | |
| 1 | CABLE DE PODER | 3 | 3 | | | | |
| 1 | CONECTOR POWER | 0,8 | 0,8 | | | | |
| 1 | TRANSFORMADOR 120VAC/24VAC | 7 | 7 | | | | |
| 1 | CI MAX232 | 2,4 | 2,4 | | | | |
| | CAPACITORES ELECTROLÍTICOS | | | | | | |
| 4 | DE 10uF | 0,12 | 0,48 | | | | |
| 3 | CI TL082 | 0,44 | 1,32 | | | | |
| 1 | CI AD620 | 15 | 15 | | | | |
| 4 | LITS | 10 | 40 | | | | |
| 4 | ELECTRODOS | 0,3 | 1,2 | | | | |
| 2 | RESISTENCIAS DE 24Kô 1/4W | 0,02 | 0,04 | | | | |
| 1 | RESISTENCIAS DE 51ô 1/4W | 0,02 | 0,02 | | | | |
| 1 | RESISTENCIAS DE 15Kô 1/4W | 0,02 | 0,02 | | | | |
| 1 | CAPACITOR CERÁMICO DE 4,7uF | 0,08 | 0,08 | | | | |
| 2 | RESISTENCIAS DE 8,2Kô 1/4W | 0,02 | 0,04 | | | | |
| 3 | CAPACITOR CERÁMICO DE 0,1uF | 0,08 | 0,24 | | | | |
| 1 | RESISTENCIAS DE 50Kô 1/4W | 0,02 | 0,02 | | | | |
| 1 | RESISTENCIAS DE 7,5Kô 1/4W | 0,02 | 0,02 | | | | |
| 1 | POTENCIÓMETRO DE 10Kô | 5 | 5 | | | | |
| 3 | RESISTENCIAS DE 10Kô 1/4W | 0,02 | 0,06 | | | | |
| | CAPACITORES ELECTROLÍTICOS | | | | | | |
| 2 | DE 1000uF | 0,45 | 0,9 | | | | |
| 2 | CAPACITORES DE 22Pf | 0,08 | 0,16 | | | | |
| 1 | RESISTENCIAS DE 1Mô 1/4W | 0,02 | 0,02 | | | | |
| 1 | CAJA DE PROYECTO | 20 | 20 | | | | |
| 2 | CABLE DE PARLANTE #14 | 0,5 | 1 | | | | |
| 2 | CABLE DE PARLANTE #22 | 0,4 | 0,8 | | | | |
| 1 | JACK 4PINES CON ROSCA | 1 | 1 | | | | |
| 1 | PLUG 4 PINES CON ROSCA | 1 | 1 | | | | |
| 4 | POSTES DE BAQUELITA | 0,65 | 2,6 | | | | |
| 1 | PLUG BANANA | 0,36 | 0,36 | | | | |
| 1 | JACK PARA BANANA | 0,5 | 0,5 | | | | |
| 1 | BORNERA 5P HEMBRA | 0,65 | 0,65 | | | | |
| 1 | CABLE SERIAL RS232 | 3 | 3 | | | | |
| 1 | ADAPTADOR USB A SERIAL | 10 | 10 | | | | |
| TOTAL | MATERIA PRIMA DIRECTA | | 129,47 | TOTAL | MANO DE OBRA DIRECTA | | 2026,40 |
| COSTOS INDIRECTOS DE FABRICACION | | | | RESUMEN DE COSTOS | | | |
| Cant. | Detalle | Costo Unit. | Costo Total | CALCULO | Detalle | Costo Total | |
| | SUMINISTROS Y MATERIALES | | 5,29 | | MATERIA PRIMA DIRECTA | 129,47 | |
| | DEPRECIACIONES | | 36,11 | | COSTOS INDIRECTOS DE FABRIC. | 231,4 | |
| | SERVICIOS BASICOS | | 120 | | + MANO DE OBRA DIRECTA | 2026,40 | |
| | ARRIENDOS | | 70 | | COSTO TOTAL | 2387,27 | |
| | | | | | / UNIDADES PRODUCIDAS | 1 | |
| | | | | | COSTO UNITARIO DE PRODUCCION | 2387,27 | |
| TOTAL | COSTOS INDIRECTOS DE FABRICACION | | 231,4 | | = PRODUCCION | 2387,27 | |
| | | | | | + 18,9% UTILIDAD | 451,13 | |
| | | | | | = PVP | 2838,40 | |

Tabla 5.8 Costo de producción de una unidad.

La tabla 5.9 muestra los egresos producidos por el costo de producción.

| EGRESOS | | | | | | | | | |
|----------------|----------------------------------|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Cod. | CONCEPTO | | TO | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 |
| 2 | COSTO PRODUCCION | | | | | | | | |
| 2,1 | MATERIA PRIMA | | 129,47 | 129,47 | 258,94 | 388,41 | 517,88 | 647,35 | |
| 2,1,3 | COSTO TOTAL MATERIA PRIMA | | | 129,47 | 258,94 | 388,41 | 517,88 | 647,35 | |
| 2,2 | MANO DE OBRE DIRECTA | | | | | | | | |
| 2,2,1 | OBREROS | 1,20% | 2026,4 | 2026,4 | 2050,72 | 2075,33 | 2100,23 | 2125,43 | |
| 2,3,1 | MANO DE OBRA INDIRECTA | | | | | | | | |
| 2,3,2 | MATERIA PRIMA INDIRECTA | 1,20% | 209,46 | 209,46 | 418,92 | 628,38 | 837,84 | 1047,3 | |
| 2,4 | TOTAL COSTO DE PRODUCCION | | | 2365,33 | 2728,58 | 3092,12 | 3455,95 | 3820,08 | |

Tabla 5.9 Costo de Producción Proyecto Egresos.

La tabla 5.10 muestra el movimiento financiero.

| Cod. | CONCEPTO | | TO | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 |
|-------------|-------------------|--------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 4,1 | AMORTIZACIÓN | SEMES. | | 1166,44 | 2492,71 | 2722,10 | 2972,60 | 3246,15 | |
| 4,2 | INTERÉS | 9% | | 1134,00 | 974,17 | 744,78 | 494,28 | 220,72 | |
| 4,3 | EGRESO FINANCIERO | | | 2300,44 | 3466,88 | 3466,88 | 3466,88 | 3466,88 | 16167,94 |

Tabla 5.10 Movimiento Financiero

La tabla 5.11 muestra la tabla de amortización.

| PERIODO | CAPITAL SOLUTO | INTERES | AMORTIZACION CAPITAL | CUOTA FIJA | SALDO DE CAPITAL | OBSERVACIONES |
|----------------|-----------------------|----------------|-----------------------------|-------------------|-------------------------|----------------------|
| 0 | | | 0 | 0 | 12600 | SEMESTRE |
| 1 | 12600,00 | 567,00 | | | 12600,00 | DE GRACIA |
| 2 | 11433,56 | 567,00 | 1166,44 | 1733,44 | 11433,56 | |
| 3 | 10214,63 | 514,51 | 1218,93 | 1733,44 | 10214,63 | |
| 4 | 8940,85 | 459,66 | 1273,78 | 1733,44 | 8940,85 | |
| 5 | 7609,75 | 402,34 | 1331,10 | 1733,44 | 7609,75 | |
| 6 | 6218,75 | 342,44 | 1391,00 | 1733,44 | 6218,75 | |
| 7 | 4765,16 | 279,84 | 1453,59 | 1733,44 | 4765,16 | |
| 8 | 3246,15 | 214,43 | 1519,01 | 1733,44 | 3246,15 | |
| 9 | 1658,79 | 146,08 | 1587,36 | 1733,44 | 1658,79 | |
| 10 | 0,00 | 74,65 | 1658,79 | 1733,44 | 0,00 | |

Tabla 5.11 Amortización de la Deuda

Los datos del préstamo se muestran a continuación seguidos por el capital de trabajo. Ver tabla 5.12

Préstamo 11100 Interés 0,09
 Tiempo en años 5 Liquidación semestral 2

| CAPITAL DE TRABAJO | | | | | | | | | |
|---------------------------|---------------------------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| CODIGO | CONCEPTO | | To | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 |
| 6,1 | Crédito Clientes | 10% | | | | | | | |
| 6,1,1 | Ingresos | Ventas | 2838,40 | 6244,48 | 10303,39 | 15111,64 | 20778,51 | | |
| 6,1,2 | 10 % de las ventas | egresos | -283,84 | -624,45 | -1030,34 | -1511,16 | -2077,85 | | |
| 6,2 | Crédito proveedores | | | | | | | | |
| 6,2,1 | Materia Prima | (2,1,3) | 129,47 | 258,94 | 388,41 | 517,88 | 647,35 | | |
| 6,2,2 | 15% Materia Prima | | 19,42 | 38,84 | 58,26 | 77,68 | 97,10 | | |
| 6,3 | Saldo de Caja | 10 % vent. | | | | | | | |
| 6,3,1 | 8% de las ventas | | -227,07 | -499,56 | -824,27 | -1208,93 | -1662,28 | | |
| 6,4 | Capital de Trabajo | | | | | | | | |
| 6,4,1 | Total Capital | | -491,49 | -1085,1 | -1796,35 | -2642,41 | -3643,03 | | |
| 6,5 | Diferen. Capit. Trabajo | | -491,49 | -593,67 | -711,18 | -846,06 | -1000,62 | | |
| 6,6 | Recuperación Capi..Trab. | | | | | | | 3643,03 | |

Tabla 5.12 Capital de Trabajo Proyectado

La tabla 5.13 muestra el flujo de los fondos.

| FLUJOS DE FONDOS "Capital Propio" | | | | | | | | | |
|--|-------------------------|-----|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| CODIGO | CONCEPTO | | TO | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 |
| 7,1 | Ingresos (1,3) | | | 2838,40 | 6244,48 | 10303,39 | 15111,64 | 20778,51 | |
| 7,2 | Egresos (2,4) | | | 2365,33 | 2728,58 | 3092,12 | 3455,95 | 3820,08 | |
| 7,3 | Egresos (3,1) | | | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | |
| 7,4 | Depreciación Acumulada | | | 433,33 | 433,33 | 433,33 | 200,00 | 200,00 | |
| 7,5 | Capital de Trabajo | | -491,49 | -593,67 | -711,18 | -846,06 | -1000,62 | | |
| 7,6 | Inversiones | | -12600,00 | | | | | | |
| 7,7 | Recuper Capt. Trab. | | | | | | | 3643,03 | |
| 7,8 | Valor Residual | 20% | | | | | | | 1.800,00 |
| 7,9 | Flujo Antes de Impuesto | | -13091,49 | 5043,39 | 8695,21 | 12982,78 | 17766,98 | 28441,62 | |
| 7,10 | Más Depre. Acumu.(7,4) | | -12600,00 | 4610,06 | 8261,87 | 12549,44 | 17566,98 | 28241,62 | |
| | FLUJO DE FONDOS | | -12600,00 | 4610,06 | 8261,87 | 12549,44 | 17566,98 | 28241,62 | |

Tabla 5.13 Flujo de fondos. "Capital Propio"

La tabla 5.14 muestra el flujo de fondos, pero con inversión.

| FLUJOS DE FONDOS "Con Inversión" | | | | | | | | | |
|---|--------------------------------------|-----|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| CODIGO | CONCEPTO | | To | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 |
| 7,1 | Ingresos (1,3) | | | 2838,40 | 6244,48 | 10303,39 | 15111,64 | 20778,51 | |
| 7,2 | Egresos (2,4) | | | 2365,33 | 2728,58 | 3092,12 | 3455,95 | 3820,08 | |
| 7,3 | Depreciación Acumulada | | | 433,33 | 433,33 | 433,33 | 200,00 | 200,00 | |
| 7,4 | Capital de Trabajo | | -491,49 | -593,67 | -711,18 | -846,06 | -1000,6 | | |
| 7,5 | Inversiones | | -12600 | | | | | | |
| 7,6 | Recuperación Capt. Trab. | | | | | | | 3643,03 | |
| 7,7 | Valor Residual | 20% | | | | | | | 1.800,00 |
| 7,8 | Flujo Antes de Impuesto | | -13091,5 | 312,73 | 3238,05 | 6798,55 | 10855,08 | 20801,45 | |
| 7,14 | Más Depre. Acumu.(7,4) | | -13091,49 | 746,06 | 3671,39 | 7231,88 | 11055,08 | 21001,45 | |
| 7,15 | (-) Servicio de la deuda largo plazo | | 0,00 | 2300,44 | 3466,88 | 3466,88 | 3466,88 | 3466,88 | |
| 7,16 | Flujo de Fondos | | -13091,49 | -1554,38 | 204,51 | 3765,00 | 7588,20 | 17534,58 | |

Tabla 5.14 Flujos de Fondos. "Con Inversión"

5.3 Precio de venta.

El precio de venta se calcula con un porcentaje de utilidad del costo unitario como se observa en la HOJA DE PRODUCCION, por lo que se ha considerado un 18,9% de utilidad para el precio de venta el cálculo se da como se observa en la tabla 5.15.

| DETALLE | VALOR |
|------------------------------|----------------|
| Costo unitario de producción | 2387.27 |
| 18.9% UTILIDAD | 451.13 |
| PVP (USD) | 2838,40 |

Tabla 5.15 Precio de venta al público.

Logrando de esta manera como ya se había mencionado un precio de venta al público aceptable y competitivo en el mercado beneficiando de esta manera en la diferenciación por las características del equipo en uso y precio de compra.

5.4 Análisis del punto de equilibrio.

Para encontrar el punto de equilibrio tomaremos en cuenta de las cuentas como: la materia prima directa (MPD), mano de obra directa (MOD), materia prima indirecta (MPI), costos indirectos de fabricación (CIF) y precio de venta (PVP). Ver tabla 5.16.

| CLASIFICACION DE CUENTAS | | |
|---------------------------------|-------------|--------------|
| CUENTA | TIPO | VALOR |
| Materia prima directa | CV | 129,47 |
| Depreciaciones | CF | 36.11 |
| Arriendo | CF | 120,00 |
| Servicios Básicos | CV | 70,00 |
| Mano de Obra Directa | CV | 404,40 |

Tabla 5.16 Clasificación de Cuentas.

5.4.1 Punto de equilibrio.

El punto de equilibrio es uno de los aspectos que se debe considerar en un análisis financiero, ya que permite determinar el volumen de ventas a partir del cual dicha empresa obtendrá beneficios. El Punto de equilibrio es aquel en el que los ingresos son iguales a los costos, es decir un beneficio igual a cero en donde la empresa no tiene beneficios ni pérdidas. Para lo cual se le hizo dos enfoques el punto de equilibrio en unidades monetarias y en unidades producidas que a continuación se detalla.

Para el cálculo del Punto de Equilibrio en dólares se aplicó la siguiente ecuación:

DATOS

$$CF = 134.17\text{usd.}$$

$$CV = 609.16\text{usd.}$$

$$PVP = 2838.40\text{usd.}$$

$$\$ = \frac{CF}{1 - \frac{CV}{PVP}}$$

$\$$ = Punto de equilibrio en Dólares

Reemplazando la ecuación tendríamos:

$$\$ = \frac{134.17}{1 - \frac{609.16}{2838.40}}$$

Resolviendo la ecuación tenemos que el punto de equilibrio en dólares es de:

$$\$ = 170.83 \text{ USD.}$$

Para el cálculo del Punto de Equilibrio en Cantidades a producir se aplicó la siguiente ecuación:

DATOS

$$CF = 134.17\text{usd.}$$

$$CV = 609.16\text{usd.}$$

$$PVP = 2838.40\text{usd.}$$

$$X = \frac{CF}{PVP - CV}$$

X = Punto de Equilibrio en cantidades

Reemplazando la ecuación se obtuvo:

$$X = \frac{134.17}{2838.40 - 609.16}$$

Resolviendo la ecuación se obtuvo el punto de equilibrio en cantidades de 0.06 unidades: $X = 0.06$ Unidades.

Es lógico que no se pueda producir la 0.06 parte de un producto pero esto significa que al estar produciendo una unidad se está ganando en el equipo.

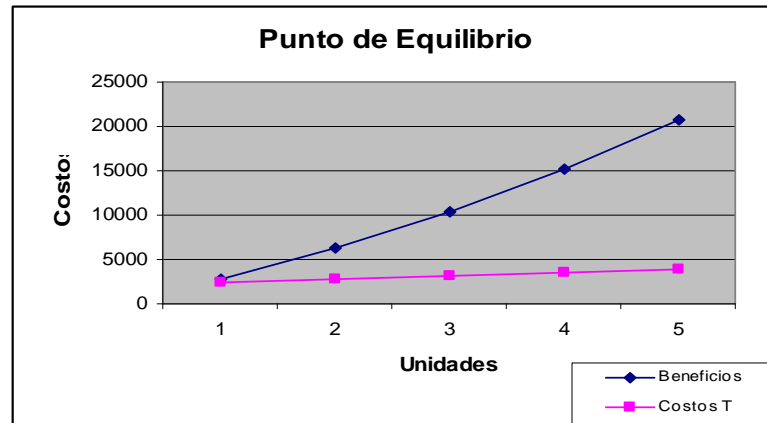


Figura 5.1 Punto de equilibrio.

Para el punto de equilibrio se consideró los Costos Totales e Ingresos del producto por ello se obtuvo como resultado el gráfico de la figura 5.1, el corte o la intercepción de las rectas se dan en 0,06 unidades y 170,83 USD. Esto quiere decir que es rentable producir un artículo aun antes de terminarlo aunque no es lógico vender un artículo sin terminarlo matemáticamente ya es rentable.

5.5 Análisis costo-beneficio.

El análisis costo beneficio CBA es un balance para la toma de decisiones respecto al proyecto en el cual todos los movimientos positivos (los movimientos de efectivos y otras ventajas intangibles) se ponen en un lado de

la balanza y todos los elementos negativos (los costos y las desventajas) se ponen en el otro y el que tenga más peso gana. Es decir como el CBA es mayor a uno el proyecto es rentable. Ver tabla 5.17.

| Flujo de Beneficios | Flujo de Costos | Coef. | Benf. Actual | Costo Actual |
|--------------------------|-----------------|-------|--------------|--------------|
| 2838,40 | 2365,33 | 0,862 | 2446,70 | 2038,91 |
| 6244,48 | 2728,58 | 0,743 | 4639,65 | 2027,33 |
| 10303,39 | 3092,12 | 0,641 | 6604,47 | 1982,05 |
| 15111,64 | 3455,95 | 0,552 | 8341,63 | 1907,68 |
| 20778,51 | 3820,08 | 0,476 | 9890,57 | 1818,36 |
| Costo / Beneficio | | 3,27 | 31923,02 | 9774,34 |

Tabla 5.17 Análisis costo beneficio.

B/C >1 Implica que los ingresos son mayores a los egresos, entonces el proyecto es aconsejable.

B/C <1 Implica que los ingresos son menores a los egresos, entonces el proyecto no es aconsejable.

B/C =1 Implica que los ingresos son iguales a los egresos, entonces el proyecto es indiferente.

Este resultado indica que por el desarrollo del plan se obtendrá más de dos dólares de beneficio, lo cual es de mucha utilidad ya que se nota que se van a optimizar los costos y que si la tendencia es esa, entonces el resultado inclusive puede ser más alto.

5.6 Tasa mínima aceptable de retorno (TEMAR).

Para determinar la tasa mínima aceptable de retorno (TEMAR) del proyecto, se considero la tasa activa fija por el Banco del Central, que se realizara de ser

necesario el Préstamo: que para Octubre del 2009 es de 9% anual, la inflación de 3%. Ver tabla 5.18.

| | |
|--------------------|------------|
| TMAR= | 12% |
| i Interés bancario | 9% |
| Inflación | 3.0% |

Tabla 5.18 La tasa mínima atractiva de retorno

5.7 Valor actual neto (VAN).

Valor actual neto es un procedimiento que permite calcular el valor presente de determinado número de flujos de caja futuros, originados por una inversión. La metodología consiste en descontar al momento actual (es decir, actualizar mediante una tasa) todos los flujos de caja futuros del proyecto. A este valor se le resta la inversión inicial, de tal modo que el valor obtenido es el valor actual neto del proyecto. El VAN se calcula con la siguiente expresión:

$$VAN = \sum_{t=0}^n Ft(1+i)^{-t}$$

Donde: FT es el valor futuro.

i es la tasa mínima atractiva de retorno TMAR.

t es el tiempo.

| T | Flujo de Fondos con Inversión | Coef. | Flujo Descontado | T | Flujo de Fondos capital Propio | Coef. | Flujo Descontado |
|---|-------------------------------|-------|------------------|---|--------------------------------|-------|------------------|
| 0 | -13091,49 | | -13091,49 | 0 | -12600,00 | | -12600,00 |
| 1 | -1554,38 | 0,862 | -1339,87 | 1 | 4610,06 | 0,862 | 3973,87 |
| 2 | 204,51 | 0,743 | 151,95 | 2 | 8261,87 | 0,743 | 6138,57 |
| 3 | 3765,00 | 0,641 | 2413,37 | 3 | 12549,44 | 0,641 | 8044,19 |
| 4 | 7588,20 | 0,552 | 4188,69 | 4 | 17566,98 | 0,552 | 9696,97 |
| 5 | 17534,58 | 0,476 | 8346,46 | 5 | 28241,62 | 0,476 | 13443,01 |
| | VAN | | 669,10 | | VAN | | 28696,61 |

Tabla 5.19 Valor Actual Neto (VAN).

Se obtiene un valor positivo en cuanto el VAN cuando el flujo de fondos trabaja sin endeudamiento, lo que señala que la propuesta es viable y sujeta de ser ejecutada. Ver tabla 5.19.

5.8 Tasa interna de retorno (TIR).

La Tasa Interna de Retorno, (TIR) es un indicador financiero que mide la rentabilidad del capital invertido en un proyecto. Un proyecto es rentable cuando la TIR es mayor a la tasa de descuento utilizada. Los criterios para la aceptación de esta técnica es la siguiente:

TIR, mayor o igual a la TMAR, entonces se acepta el proyecto

TIR, menor a la TMAR, entonces se rechaza el proyecto.

En la tabla 5.20 se da a conocer la TIR, para determinar la viabilidad o no del plan propuesto para el proyecto, así:

| T | Flujo de Fondos con Inversión |
|------------|-------------------------------|
| 1 | -13091,49 |
| 2 | -1554,38 |
| 3 | 204,51 |
| 4 | 3765,00 |
| 5 | 7588,20 |
| 6 | 17534,58 |
| TIR | 17,24% |

Tabla 5.20 Tasa Interna de Retorno (TIR).

Se obtuvo un valor positivo y superior en cuanto la TMAR, lo que señala que la propuesta es viable y sujeta de ser ejecutada.

Los beneficios esperados son de mucha expectativa dentro del plan a ser ejecutado, pues a pesar de contar con proyecciones positivas según los indicadores calculados, también se debe reconocer que los excedentes servirán para reinvertir en el proyecto. Los objetivos pueden llegar a ser cumplidos si se establece una planificación coherente y flexible, capaz de generar flujos de dinero acordes a la situación del proyecto y que estos sean utilizados de acuerdo a lo presupuestado y establecido dentro de los planes operativos para cada área, demostrando que la gestión se viabiliza de acuerdo a un camino de acción tal como se lo lleva a cabo en esta propuesta.

Hay que mencionar que las proyecciones financieras se las realizó de acuerdo a los objetivos que se quieren alcanzar como plan estratégico, y entre estos el más importante es generar aceptación del equipo, lo que quiere decir que año en año el número de usuarios se va a ir incrementando y a la vez cumpliendo con el objetivo fundamental que es extender y poner a disposición un equipo para uso del medio de la salud acoplado a la realidad económica y social de la comunidad.

Los indicadores financieros pronostican la viabilidad de la ejecución de un plan integral, dirigido a todas las áreas que inicialmente conforman la producción del equipo, lo que de una u otra forma indica que se debe poner en consideración la propuesta en función de los objetivos sociales que persigue el equipo como tal.

5.9 Matriz FODA.

En cuanto a una matriz FODA se puede detallar:

Fortalezas:

- Basado en software libre
- Portátil
- Seguro
- Interactúa con los sistemas de computación actuales
- Bajo costo
- Producción Nacional
- Fácil uso

Oportunidades:

- Creciente número de clínicas
- Creciente número de profesionales de la salud
- Equipos caros en el mercado
- Renovación de equipos en clínicas y hospitales

Debilidades:

- Desconocimiento de varios sectores del Software libre

Amenazas:

- Creciente número de equipos con prestaciones cada vez mayores
- Nichos de mercado llenados por marcas de equipos conocidas

Tomando en cuenta esta matriz se creó un plan estratégico que combine sus diferentes puntos para promover el uso del equipo diseñado:

- Con la actual promoción y creciente aumento del software libre, que abarata costos, se puede incursionar en el creciente campo de la electro medicina con un equipo que este acorde con el avance tecnológico.
- Con el creciente número de clínicas y profesionales de la salud en el Ecuador, se pone a consideración un producto nacional seguro, portátil de fácil uso que contribuya positivamente en el campo de la medicina.

CAPÍTULO VI

6 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

En este capítulo se enumeran las conclusiones y recomendaciones obtenidas de acuerdo a los objetivos planteados y de acuerdo a lo relacionado a todas y cada una de las fases del proyecto, que servirán como base para el desarrollo de futuras investigaciones.

6.1 Conclusiones.

Teniendo en cuenta el objetivo principal se puede concluir que se cumplió al diseñar y construir un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas de bajo costo, denominado ECG-PRO, capaz de generar las derivaciones estándar D1, D2 y D3.

La utilización de herramientas de software libre en el proyecto contribuyó a bajar el costo del equipo ya que por este concepto no se incurrió en ningún gasto a diferencia de lo que se hubiera invertido en licencias al utilizar software privativo.

En el desarrollo del proyecto se investigó y conoció los fundamentos teóricos y prácticos de la generación de la señal cardiaca en el cuerpo humano, lo cual

contribuyó significativamente a conocer la forma de onda con la que se trabajó cumpliendo así con uno de los objetivos específicos.

Otro objetivo específico que se vio cumplido fue conocer teórica y prácticamente los elementos esenciales que conforman un sistema de adquisición de datos que constituye parte importante del sistema electrocardiográfico y con ello contribuir al diseño y construcción del equipo.

La señal de entrada captada inicialmente del paciente debe ser acondicionada para ser susceptible de trabajar con ella, una de las primeras etapas para lograr aquello es el acople de impedancias que evita el efecto de carga del circuito con lo que el voltaje y la corriente no se disminuyen, para lograr este efecto se utilizó amplificadores operacionales como seguidores ya que de esta manera se toma voltaje de la fuente de alimentación del operacional y no de la señal de entrada.

El acondicionamiento de la señal en todas las fases es primordial para eliminar ruido electrónico y hacer la señal electrocardiográfica utilizable, en el presente proyecto se puede concluir que se logró esto utilizando amplificadores operacionales de instrumentación con un alto rechazo al ruido.

Además del ruido electrónico existen ruidos producidos por la actividad muscular o producidos en la interfaz entre el electrodo y la piel los mismos que afectan la forma de la señal y que se consiguieron atenuar utilizando filtros

pasa banda con lo cual se amplificó la onda solamente en el rango de frecuencia donde la señal es importante.

Para dar una referencia a la señal en el eje de las ordenadas se debió utilizar un Offset lo cual se logró implementando un circuito sumador no inversor de componente continua que por medio de un potenciómetro fue susceptible de ser calibrada.

La visualización de los resultados del electrocardiograma, a más de ser de fácil interpretación para el facultativo, fue cercana a los resultados obtenidos por un electrocardiógrafo tradicional esto se logró al conseguir un bajo porcentaje de error que en el proyecto fue del 4,84%. El error de cuantificación también fue bajo y en el proyecto fue de 0,1953%.

El parámetro de relación señal a ruido es un referente de que tan grade es la señal respecto a un ruido ya que mientras mayor sea la señal y menor sea el ruido se tendrá una señal más fiable, la relación señal a ruido de cuantificación lograda en el proyecto fue de 52,936dB.

La simplificación de circuitos es importante para tener una placa pequeña lo cual se refleja en un equipo de menores dimensiones y más liviano esto se logró al encargar todas las tareas de conversión análogo digitales y de comunicación serial al PIC 16F870.

El procesamiento computarizado de un ECG ha crecido en las últimas décadas, pero su costo ha sido proporcional, constituyéndose en una limitante para países en vías de desarrollo, una alternativa válida que logró disminuir los costos en el presente proyecto fue el uso de software libre que además de abaratar precios sentará las bases para posteriores trabajos.

Para la comunicación, transmisión y recepción de datos entre el equipo electrocardiográfico y la PC fue necesario una comunicación eficiente y confiable lo cual se logró al utilizar un protocolo de comunicación serial que también posee cualidades de bajo costo y fácil implementación.

El sistema construido para apoyar al diagnóstico electrocardiográfico debe ser presentado al usuario de una manera gráfica, organizada e intuitiva lo cual se logró utilizando una plataforma informática adecuada, que en el presente proyecto fue LINUX, que a más de ser software libre brindó versatilidad en su manejo tanto para el programador como para el usuario final del sistema electrocardiográfico.

La comunicación serial entre el equipo electrocardiográfico y la PC requería de un programa compatible con la plataforma libre utilizada LINUX, esto se logró utilizando la herramienta MINICOM similar al hiperterminal de WINDOWS, pero que posee la ventaja de ser de libre distribución.

6.2 Recomendaciones.

La preparación del paciente, la calidad de los electrodos a utilizarse, la ubicación, así como la forma de conexión tanto a la piel como al electrocardiógrafo constituyen aspectos que deben tomarse en cuenta y presentarse ante el usuario del sistema como fundamentales para el buen funcionamiento del mismo. Por lo mismo, se recomienda dar la debida importancia a estos aspectos.

Con respecto al aspecto físico y funcional del equipos es importante brindar un buen aspecto externo así como también un buen aspecto interno, por ello se sugiere utilizar elementos de última generación como son los PICs que a más de ser baratos reducen circuitería y por ende dimensiones y peso del equipo.

Se recomienda, la inversión por parte de instituciones como laboratorios de instrumentación biomédica, para el estudio de proyectos relacionados con el estudio, análisis y mejoramiento de señales similares al ECG con el propósito de realizar contribuciones permanentes al desarrollo de la sociedad clínica de nuestro país.

Es importante que al momento de diseñar el equipo se deba tomar en cuenta los elementos electrónicos que cumplan con el soporte necesario, según los requerimientos técnicos, y con un precio acorde a la realidad del país.

Es importante destacar que existen sistemas de software libre y open source que compiten con un software privativo y que también brindan un sin número de posibilidades, por lo que se sugiere investigar estos nuevos campos y sus cada vez mejores aplicaciones, siempre con el beneficio de ser gratis y con ello mejorar los costos de producción.

En la construcción y pruebas de los diferentes prototipos se presentaron constantemente problemas que influían en etapas posteriores, por ello se sugiere tomar en cuenta estos detalles que guían implícitamente a una posible solución en la programación o en la circuitería del equipo.

Los cálculos teóricos que toman en cuenta valores exactos de elementos electrónicos difieren de los encontrados en la práctica, por ello se sugiere tener en cuenta los elementos existentes en el mercado para que sean lo más cercano posible al requerimiento y que deberán ser evaluados para tener un rango de valores aceptable.

Se recomienda el uso de simuladores, que ahorran tiempo y dan una idea válida de la forma de la señal, porque con ello se puede realizar un ajuste o nuevo diseño en el caso de requerirse, sin la necesidad de implementar físicamente un circuito, consiguiendo con ello abaratar costos.

GLOSARIO

1. **Fisiología.**- Es la ciencia biológica que estudia el funcionamiento normal de los seres orgánicos.
2. **Bioeléctrica.**- Es la ciencia que explica la acción de los agentes físicos y eléctricos sobre los organismos vivientes.
3. **Cardiopatía.**- Hace referencia a una patología cardiaca, es decir un estado anómalo en la fisiología del corazón.
4. **ECG.**- Siglas cuyo significado es Electrocardiograma.
5. **Aurículas.**- Son dos cavidades internas derecha e izquierda ubicadas en la parte superior del corazón.
6. **Ventrículos.**- Son dos cavidades internas derecha e izquierda ubicadas en la parte inferior del corazón.
7. **Willem Einthoven** (1860 . 1927).- Médico neerlandés premio Nóbel de Medicina en 1924 sentó las bases clínicas del electrocardiograma.
- 9 **Posición anatómica.**- Es aquella que tiene un sujeto que se encuentra erguido, de pie con los pies juntos, la cabeza erguida mirando hacia el frente, los brazos a lo largo del tronco con las palmas de las manos hacia delante.
- 14 **Borde esternal.**- Borde del hueso esternón que se encuentra en la parte media y anterior del tórax.
- 15 **Tórax.**- Es la parte del cuerpo humano que está entre la base del cuello y el diafragma, contiene: pulmones, corazón y grandes vasos sanguíneos.

- 16 Estructuras óseas.-** Es un tipo especializado de tejido conectivo que conforma los huesos en los vertebrados y se caracteriza por su rigidez.
- 18 Derivaciones precordiales.-** Derivaciones tomadas en una estructura situada delante del corazón.
- 19 Hemitórax.-** Es cada uno de los lados del tórax, del esternón hacia la izquierda o la derecha.
- 20 Infarto de miocardio.-** Conocido como ataque al corazón, hace referencia a un riego sanguíneo insuficiente en una parte del corazón producido por una obstrucción en las arterias coronarias.
- 21 Escalofríos.-** Conjunto de síntomas que deriva de un ambiente frío o es un episodio de temblores acompañados de palidez y sensación de frío que suelen preceder a la fiebre.
- 22 Parkinson.-** Es un trastorno cerebral, caracterizado por temblor y dificultad en la marcha, en la movilidad y en la coordinación.
- 23 Tirotoxicosis.-** Es una serie de trastornos clínicos, que están dados por un aumento de las concentraciones de la hormona tiroxina causando complicaciones oculares y cardíacas graves. 1 Cardiovasculares.- Se refiere al corazón y los vasos sanguíneos como: arterias, venas, arteriolas, vénulas y capilares.
- 24 Cardiovasculares.-** Se refiere al corazón y los vasos sanguíneos como: arterias, venas, arteriolas, vénulas y capilares.
- 25 Choque.-** Afectación súbita o rápida de la vitalidad de una persona. Los más frecuentes son producidos por pérdida de sangre, de función cardíaca, nerviosa o de causa infecciosa.

- 26 Coma.-** Estado patológico que se caracteriza por la pérdida de la conciencia, la sensibilidad y la motricidad.
- 27 Digitales.-** Medicamento que produce aumento de la presión arterial, acción vasoconstrictora y diurética.
- 28 Quinina.-** Es un medicamento con propiedades antipiréticas, analgésicas y antimaláricas.
- 29 Arritmias.-** Las arritmias son trastornos del ritmo cardiaco que resultan de anomalías en la formación del impulso, en la conducción o en ambos
- 30 Seno Carotideo.-** Es una pequeña dilatación en la arteria carótida interna, en la que se localizan un gran número de terminaciones nerviosas del nervio neumogástrico o vago sensibles a la variaciones de la presión sanguínea.
- 31 Nodo Sinusal.-** O nodo de Keith y Flack ubicado en la aurícula derecha es una de las estructuras que compone el sistema de conducción del corazón, normalmente es donde se origina el impulso eléctrico que da origen a un latido cardíaco.
- 33 Despolarización.-** Proceso eléctrico por el que las células miocárdicas pierden su polaridad ocasionando la consiguiente contracción auricular. Eléctricamente significa el paso de potencial de reposo de una célula polarizada (en reposo) a un valor menos negativo.
- 34 Válvula Mitral.-** Conocida como válvula bicúspide impide que la sangre retorne del ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda. Está formada por dos membranas.

- 35 Repolarización.-** Representa la vuelta al estado de reposo de la célula. En ésta fase se efectúa la producción de energía y cuanto más prolongada es, más reposa la célula.
- 36 Músculos papilares.-** Columnas carnosas ubicadas en las paredes internas de los ventrículos cardíacos, donde se insertan las cuerdas tendinosas de las válvulas auriculoventriculares.
- 37 Nodo auriculoventricular.-** Parte del sistema de conducción cardíaca, situada inferiormente entre las aurículas y se continúa con el haz de His, para conducir el estímulo cardíaco desde las aurículas a los ventrículos.
- 38 Sístole.-** Período de contracción cardíaca, en particular de los ventrículos con objeto de enviar sangre a las arterias pulmonares y aorta.
- 39 Isoeléctrico.-** Línea de referencia.
- 40 Hiperactividad Vagal.-** Exceso de actividad del nervio vago que favorece al color pálido o cenizo de la piel, sudoración, erizamiento de los vellos corporales y, con frecuencia, el desplome de la persona afectada en unos segundos.
- 41 Hipotiroidismo.-** Es una deficiencia de la actividad de la glándula tiroidea que causa una disminución de las hormonas tiroideas.
- 43 Hipertiroidismo.-** Es un aumento de la actividad de la glándula tiroidea que causa un aumento de las hormonas tiroideas que pueden forzar al corazón a latir más rápido.
- 44 Insuficiencia cardíaca.-** La insuficiencia cardíaca es la resultante final de cualquier enfermedad que afecte en forma global o extensa el funcionamiento miocárdico.

- 45 Neurosis Cardiac.**- Conocida como neurosis de ansiedad cardiaca aparece en el contexto de ansiedad generalizada asociada al padecimiento de una cardiopatía.
- 51 Zmodem.**- Es un protocolo de transferencia de archivos desarrollado en un proyecto de Telnet con el fin de mejorar la transferencia de archivos en sus redes X.25.
- 52 X.**- Es un lenguaje de programación que sirve de base para programas de comunicaciones.
- 53 Telix.**- Es un programa de conexión en modo terminal.
- 54 Xcomm.**- Es un programa para telecomunicaciones que corre en Linux.
- 56 Hipodérmicos.**- Se refiere a debajo de la dermis o piel, por lo general en el tejido celular subcutáneo.
- 57 Teorema de Nyquist y Shannon.**- El teorema define que la reconstrucción de una señal periódica continua en banda base a partir de sus muestras, es posible si la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda.

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA.

- ⁸ <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- ¹⁰ <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/8.jpg>
- ¹¹ <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- ¹² <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- ¹³ <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- ¹⁷ <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/10.jpg>
- ³² <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- ⁴² Fisiología humana, Houssay, 4ta edición, página 174.
- ⁴⁶ Fisiología humana, Houssay, 4ta edición, página 174.
- ⁵⁵ Design and development of medical electronic instrumentation, David Prutchi y Michael Norris, Ed. Wiley-Interscience, pág 42.

ÍNDICE

| | |
|---|---------------|
| CAPÍTULO I..... | 2 |
| 1 INTRODUCCIÓN | 2 |
| 1.1 Antecedentes | 3 |
| 1.2 Problema de investigación..... | 5 |
| 1.2.1 Problema principal..... | 5 |
| 1.2.2 Problemas Secundarios | 6 |
| 1.2.3 Formulación del problema | 6 |
| 1.3 Justificación | 6 |
| 1.4 Objetivos | 7 |
| 1.4.1 Objetivo Principal..... | 7 |
| 1.4.2 Objetivos Específicos | 7 |
| 1.5 Metodología científica | 8 |
| CAPÍTULO II..... | 10 |
| 2 MARCO TEÓRICO | 10 |
| 2.1 El Electrocardiograma (ECG)..... | 10 |
| 2.1.1 Registro de manifestaciones eléctricas de la actividad cardiaca.. | 11 |
| 2.2 El Triángulo de Einthoven..... | 11 |
| 2.3 Derivaciones Electrocardiográficas..... | 12 |
| 2.3.1 Derivaciones bipolares estándar. | 13 |
| 2.3.2 Derivaciones unipolares de miembros..... | 16 |
| 2.3.3 Derivaciones unipolares de torácicas..... | 18 |
| 2.3.4 Derivaciones especiales..... | 20 |

| | | |
|--------|---|----|
| 2.4 | Técnicas de medición. | 21 |
| 2.4.1 | Alteraciones externas del electrocardiograma..... | 22 |
| 2.5 | Registro electrocardiográfico. | 23 |
| 2.6 | Diagnóstico Electrocardiográfico..... | 24 |
| 2.7 | Electrocardiograma normal (Interpretación de ondas). | 26 |
| 2.8 | Utilidad del electrocardiograma..... | 29 |
| 2.9 | Potenciales Bioeléctricos. | 31 |
| 2.10 | Electrodos. | 33 |
| 2.11 | Amplificadores. | 36 |
| 2.11.1 | Circuito comparador. | 37 |
| 2.11.2 | Circuito seguidor..... | 38 |
| 2.11.3 | Circuito inversor..... | 38 |
| 2.11.4 | Circuito no inversor..... | 39 |
| 2.11.5 | Circuito sumador inversor..... | 39 |
| 2.11.6 | Circuito restador. | 39 |
| 2.11.7 | Circuito integrador. | 40 |
| 2.11.8 | Circuito derivador. | 40 |
| 2.12 | Microcontroladores..... | 41 |
| 2.13 | Proceso de conversión análogo-digital. | 43 |
| 2.14 | Comunicación serial..... | 45 |
| 2.15 | Sistema Operativo Linux..... | 51 |
| 2.15.1 | Características..... | 51 |
| 2.15.2 | Distribuciones Linux. | 52 |
| 2.15.3 | Software Libre y la licencia del GNU. | 54 |

| | | |
|--------------------------|---|-----------|
| 2.15.4 | Licencia pública GNU..... | 55 |
| 2.15.5 | Archivos en Linux. | 55 |
| 2.15.6 | Estructura del sistema de archivos..... | 56 |
| 2.15.7 | Archivos estándar y sus descriptores..... | 57 |
| 2.15.8 | Comunicación..... | 57 |
| CAPÍTULO III..... | | 58 |
| 3 | PROCESO DE DESARROLLO..... | 58 |
| 3.1 | Diseño del electrocardiógrafo. | 58 |
| 3.1.1 | Señal eléctrica generada por el corazón. | 59 |
| 3.1.2 | Electrodos. | 60 |
| 3.1.2.1 | Interfaz electrodo Piel. | 61 |
| 3.1.3 | Acondicionamiento de la Señal. | 61 |
| 3.1.3.1 | Etapa de acoplamiento de impedancias. | 62 |
| 3.1.3.2 | Etapa de amplificación y diferencia de señales. | 64 |
| 3.1.3.3 | Etapa de sistema de excitación de pierna derecha..... | 67 |
| 3.1.3.4 | Etapa de filtrado..... | 68 |
| 3.1.3.5 | Etapa de Referencia. | 71 |
| 3.2 | Microcontrolador PIC 16F870. | 74 |
| 3.3 | Conversión análogo-digital..... | 77 |
| 3.3.1 | Muestreo. | 78 |
| 3.3.2 | Cuantificación..... | 80 |
| 3.3.2.1 | Relación señal a ruido de cuantificación..... | 85 |
| 3.3.3 | Codificación..... | 86 |
| 3.3.4 | Programación del PIC16F870 | 89 |

| | | |
|--------------------------|--|------------|
| 3.4 | Puerto serial..... | 92 |
| 3.5 | Comunicación y tratamiento de datos..... | 95 |
| 3.6 | Linux frente a los otros sistemas operativos..... | 96 |
| 3.6.1 | Minicom..... | 97 |
| 3.7 | Reconstrucción de la señal..... | 103 |
| CAPÍTULO IV | | 106 |
| 4 | PRUEBAS Y VALIDACIÓN..... | 106 |
| 4.1 | Calibración del equipo..... | 106 |
| 4.2 | Calibración de la referencia..... | 110 |
| 4.3 | Graficación de la señal..... | 112 |
| 4.4 | Resultados obtenidos..... | 117 |
| 4.5 | Análisis de derivaciones estándar..... | 118 |
| 4.5.1 | Análisis de derivación D1..... | 119 |
| 4.5.2 | Análisis comparativo de ondas con derivación D1..... | 122 |
| 4.5.3 | Análisis de derivación D2..... | 123 |
| 4.5.4 | Análisis comparativo de ondas con derivación D2..... | 127 |
| 4.5.5 | Análisis de derivación D3..... | 128 |
| 4.5.6 | Análisis comparativo de ondas con derivación D3..... | 131 |
| 4.6 | Análisis de error promedio en derivaciones estándar..... | 133 |
| CAPÍTULO V | | 135 |
| 5 | ANÁLISIS FINANCIERO..... | 135 |
| 5.1 | Costo de materiales..... | 135 |
| 5.1.1 | Materia prima directa (MPD)..... | 135 |

| | | |
|--------------------------|---|------------|
| 5.1.2 | Costos indirectos de fabricación (CIF)..... | 137 |
| 5.2 | Mano de obra directa (MOD). | 138 |
| 5.3 | Precio de venta. | 143 |
| 5.4 | Análisis del punto de equilibrio..... | 144 |
| 5.4.1 | Punto de equilibrio..... | 144 |
| 5.5 | Análisis costo-beneficio..... | 146 |
| 5.6 | Tasa mínima aceptable de retorno (TEMAR)..... | 147 |
| 5.7 | Valor actual neto (VAN). | 148 |
| 5.8 | Tasa interna de retorno (TIR)..... | 149 |
| 5.9 | Matriz FODA. | 151 |
| CAPÍTULO VI | | 153 |
| 6 | CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 153 |
| 6.1 | Conclusiones. | 153 |
| 6.2 | Recomendaciones. | 157 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 2.1 Triángulo de Willem Einthoven. | 12 |
| Figura 2.2 Derivaciones electrocardiográficas. | 13 |
| Figura 2.3 Derivaciones Bipolares. | 13 |
| Figura 2.4 Representación de la Derivación I. | 14 |
| Figura 2.5 Representación de la Derivación II. | 14 |
| Figura 2.6 Representación de la Derivación III. | 15 |
| Figura 2.7 Conexiones para derivación VL. | 17 |
| Figura 2.8 Conexiones para derivación aVL. | 18 |
| Figura 2.9 Conexiones para derivación V2. | 19 |
| Figura 2.10 Posición de electrodos precordiales. | 20 |
| Figura 2.11 Representación de las ondas electrocardiográficas. | 26 |
| Figura 2.12 Bradicardia Sinusal. | 30 |
| Figura 2.13 Taquicardia Sinusal. | 31 |
| Figura 2.14 Potencial de reposo de una célula. | 32 |
| Figura 2.15 Despolarización celular. | 33 |
| Figura 2.16 Representación interfaz paciente-electrodos-amplificador. | 34 |
| Figura 2.17 Circuito equivalente de interfaz de electrodo. | 35 |
| Figura 2.18 Circuito equivalente con dos electrodos. | 36 |
| Figura 2.19 Representación de un amplificador operacional. | 37 |
| Figura 2.20 Circuito comparador. | 38 |
| Figura 2.21 Circuito seguidor. | 38 |
| Figura 2.22 Circuito inversor. | 38 |

| | |
|---|-----|
| Figura 2.23 Circuito no inversor. | 39 |
| Figura 2.24 Circuito sumador inversor. | 39 |
| Figura 2.25 Circuito restador..... | 40 |
| Figura 2.26 Circuito integrador..... | 40 |
| Figura 2.27 Circuito derivador. | 40 |
| Figura 2.28 Proceso de conversión análogo-digital. | 45 |
| Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales..... | 59 |
| Figura 3.2 Electrodo superficial descartable tipo flotante con gel. | 60 |
| Figura 3.3 Amplificador operacional configurado como seguidor..... | 62 |
| Figura 3.4 Esquema de la etapa acopladora de impedancias para D1..... | 63 |
| Figura 3.5 Circuito amplificador y distribución de pines del A.O. AD620. | 66 |
| Figura 3.6 Sistema de excitación de pierna derecha. | 67 |
| Figura 3.7 Filtro pasa altos activo. | 69 |
| Figura 3.8 Diagrama de filtro pasa bajos activo de segundo orden. | 70 |
| Figura 3.9 Diagrama de bode del filtro pasa banda activo..... | 71 |
| Figura 3.10 Amplificador y sumador de componente Vdc..... | 73 |
| Figura 3.11 Simulación del circuito sumador de voltaje. | 73 |
| Figura 3.12 Distribución de pines del PIC 16F870..... | 75 |
| Figura 3.13 Diagrama de distribución de pines utilizados del PIC16F870..... | 76 |
| Figura 3.14 Muestreo y cuantificación de señal electrocardiográfica..... | 81 |
| Figura 3.15 Distribución de pines del CI MAX 232..... | 94 |
| Figura 3.16 Configuración para la operación del CI MAX 232. | 94 |
| Figura 3.17 Pantalla de resumen de comandos de Minicom..... | 100 |
| Figura 3.18 Menú de configuración..... | 100 |

| | |
|--|-----|
| Figura 3.19 Protocolo de transferencia de archivos..... | 101 |
| Figura 3.20 Configuración puerto serial | 101 |
| Figura 3.21 Configuración velocidad de transmisión..... | 102 |
| Figura 3.22 Configuración de parámetros puerto serial | 102 |
| Figura 3.23 Datos de entrada a la PC usando Minicom..... | 104 |
| Figura 3.24 Señal electrocardiográfica..... | 105 |
| Figura 3.25 Equipo electrocrardiográfico ECG . PRO. | 105 |
| Figura 4.1 Equipo generador de ondas cardiacas..... | 107 |
| Figura 4.2 Generador de señales usado en el desarrollo del proyecto..... | 109 |
| Figura 4.3 Equipo electrocardiográfico. (ECG-PRO)..... | 109 |
| Figura 4.4 Osciloscopio y voltímetro utilizados en calibración. | 110 |
| Figura 4.5 Monitoreo de una señal isoelectrica..... | 111 |
| Figura 4.6 Señales positivas y negativas de cinco voltios..... | 111 |
| Figura 4.7 Comunicación entre la PC y el equipo. | 112 |
| Figura 4.8 Isopotencial de referencia electrocardiográfica..... | 113 |
| Figura 4.9 Variación del isopotencial determinado con el potenciómetro. | 113 |
| Figura 4.10 Zoom de línea de isopotencial. | 114 |
| Figura 4.11 Señal electrocardiográfica recortada en su parte superior..... | 115 |
| Figura 4.12 Señal electrocardiográfica recortada en su parte inferior..... | 115 |
| Figura 4.13 Señal con múltiple línea de referencia. | 116 |
| Figura 4.14 Gráfico de señal electrocardiográfica..... | 117 |
| Figura 4.15 Electrocardiograma en consultorio de cardiología del IESS. | 117 |
| Figura 4.16 Prueba de funcionamiento con paciente. | 118 |
| Figura 4.17 Derivación D1 en papel electrocardiográfico..... | 119 |

| | |
|--|-----|
| Figura 4.18 Derivación D1 obtenida del ECG . PRO..... | 121 |
| Figura 4.19 Derivación D2 en papel electrocardiográfico..... | 124 |
| Figura 4.20 Derivación D2 obtenida del ECG . PRO..... | 125 |
| Figura 4.21 Derivación D3 en papel electrocardiográfico..... | 128 |
| Figura 4.22 Derivación D3 obtenida del ECG . PRO..... | 130 |
| Figura 5.1 Punto de equilibrio. | 146 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla 2.1 Conexiones para conectores DB9 y DB25. | 46 |
| Tabla 3.1 Niveles mínimos y máximos de amplitud de cada derivación. | 60 |
| Tabla 3.2 Comparación del amplificador operacional TL082. | 63 |
| Tabla 3.3 Comparación del amplificador operacional TL082. | 65 |
| Tabla 3.4 Comparación de microcontroladores PICs. | 75 |
| Tabla 3.5 Equivalencia en decimal y binario correspondientes al voltaje de entrada al PIC16F870. | 89 |
| Tabla 3.6 Canales analógicos, digitales y referencias del PIC 16F870. | 92 |
| Tabla 4.1 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D1. | 120 |
| Tabla 4.2 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D1. | 120 |
| Tabla 4.3 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D1. | 121 |
| Tabla 4.4 Intervalos de ondas electrocardiográficas. | 122 |
| Tabla 4.5 Error promedio en amplitud de derivación D1. | 122 |
| Tabla 4.6 Error promedio en intervalo de derivación D1. | 123 |
| Tabla 4.7 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D2. | 124 |
| Tabla 4.8 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D2. | 125 |
| Tabla 4.9 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D2. | 126 |
| Tabla 4.10 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D2. | 126 |
| Tabla 4.11 Error promedio en amplitud de derivación D2. | 127 |
| Tabla 4.12 Error promedio en intervalo de derivación D2. | 128 |
| Tabla 4.13 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D3. | 129 |
| Tabla 4.14 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D3. | 129 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 4.15 Amplitudes de ondas electrocardiográficas en D3. | 130 |
| Tabla 4.16 Intervalos de ondas electrocardiográficas en D3..... | 131 |
| Tabla 4.17 Error promedio en amplitud de derivación D3. | 132 |
| Tabla 4.18 Error promedio en intervalo de derivación D3. | 132 |
| Tabla 4.19 Error promedio de amplitud en derivaciones estándar..... | 133 |
| Tabla 4.20 Error promedio de intervalos en derivaciones estándar. | 133 |
| Tabla 4.21 Error total de amplitud e intervalos en derivaciones estándar..... | 134 |
| Tabla 5.1 Materia Prima Directa..... | 136 |
| Tabla 5.2 Suministros y Materiales. | 137 |
| Tabla 5.3 Depreciación de Equipos. | 137 |
| Tabla 5.4 Servicios básicos y Arriendo | 138 |
| Tabla 5.5 Costos Indirectos de Fabricación..... | 138 |
| Tabla 5.6 Ingresos. | 138 |
| Tabla 5.7 Costo de mano de obra directa..... | 139 |
| Tabla 5.8 Costo de producción de una unidad..... | 140 |
| Tabla 5.9 Costo de Producción Proyectado Egresos..... | 141 |
| Tabla 5.10 Movimiento Financiero | 141 |
| Tabla 5.11 Amortización de la Deuda | 141 |
| Tabla 5.12 Capital de Trabajo Proyectado..... | 142 |
| Tabla 5.13 Flujo de fondos. "Capital Propio" | 142 |
| Tabla 5.14 Flujos de Fondos. "Con Inversión" | 143 |
| Tabla 5.15 Precio de venta al público..... | 143 |
| Tabla 5.16 Clasificación de Cuentas..... | 144 |
| Tabla 5.17 Análisis costo beneficio..... | 147 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 5.18 La tasa mínima atractiva de retorno..... | 148 |
| Tabla 5.19 Valor Actual Neto (VAN)..... | 148 |
| Tabla 5.20 Tasa Interna de Retorno (TIR). | 149 |