

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Equipo Holter con conexión a memoria USB Convencional

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICA
AUTOR

Jorge Enrique, Solórzano Pozo
LIMA – PERÚ 2007

..	1
INTRODUCCIÓN .	4
CAPITULO 1. EL CORAZÓN, LA ELECTROCARDIOGRAFÍA Y EL HOLTER . .	7
CAPITULO 2. PROPUESTA DEL EQUIPO HOLTER CON MEMORIA USB . .	21
CAPITULO 3. PRUEBAS Y RESULTADOS .	76
CAPITULO 4. COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN . .	98
CAPITULO 5. CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES . .	105
APENDICE A: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL. .	108
APENDICE B: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE MULTIPLEXACIÓN .	110
APENDICE C: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA V.C.O . .	112
APENDICE D: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA USB . .	114
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .	116

A mis padres, Julio y Gloria quienes hicieron posible la realización de esta tesis Gracias a sus palabras de aliento y sabios consejos, me dieron ánimo para continuar adelante y cumplir todas mis metas. Gracias por el amor que me dan día a día y la suerte de tenerlos cerca. A mis hermanos Julio y Cesar quienes están siempre pendientes de mí. Aunque a veces alejados, siempre juntos para darnos fuerza. A Gabriela, quien me da su apoyo en todos los proyectos que me propongo y me anima en los momentos difíciles.

INTRODUCCION

En la actualidad, es muy utilizado un equipo encargado de monitorear y almacenar el registro electrocardiográfico por un tiempo prolongado de 24 horas o 48 horas, este equipo lleva el nombre de HOLTER. Sin embargo en algunos casos, el almacenamiento aún se viene realizando sobre una grabadora en cinta magnética. De esta manera, no suele ser tan práctico para el envío de tales datos a través de Internet, lo cual proporcionaría un mejoramiento de la atención a los pacientes con enfermedades del corazón en zonas alejadas de Lima, donde el equipamiento no es especializado. Las causas de muchas muertes son las cardiopatías que se podrían evitar con el empleo de un equipo HOLTER con almacenamiento digital, facilitando de esta forma el envío del registro y determinando siempre los tratamientos indicados por el médico especialista que no está necesariamente en la zona donde el paciente se encuentra.

Es así, que el equipo planteado y desarrollado en este trabajo de tesis trabaja con un almacenamiento de tipo digital, el cual se encuentra constituido por cuatro etapas básicas, lo cual facilitó que su diseño y prueba sea más especializada, y asimismo la detección de fallas sea más rápida. Las etapas son las siguientes: Sistema de multiplexación, Sistema de adquisición de señal, Sistema V.C.O (Oscilador controlado por voltaje) y el Sistema USB.

Por lo tanto, la señal o registro electrocardiográfico es adquirido a través de los electrodos e ingresa al sistema de multiplexación. En este sistema, gracias a los multiplexores CD4052 de baja señal, se puede obtener siete derivaciones del corazón. De esta manera se obtiene la mayor cantidad de información posible del corazón, lo cual brinda al cardiólogo una visión más amplia del corazón del paciente. Cada derivación ingresa en tiempos distintos al sistema de adquisición de señal, donde se realiza la amplificación y acondicionamiento de la misma. Luego, es almacenada o visualizada directamente en el computador a través de su tarjeta de sonido. Esta etapa posee un filtro activo denominado NOTCH, el cual sirve para evitar que el ruido de los 60hz provoque errores en la lectura.

Para direccionar la señal ECG a cualquiera de las dos siguientes etapas (Sistema de VCO o Sistema USB), se requiere de un switch digital que nos permitirá seleccionar a qué sistema enviar la información.

Si la señal ECG se desea visualizar directamente en la pantalla del computador, se requiere del sistema VCO ópticamente acoplado para aislar al paciente de la computadora. Gracias a este sistema la señal amplificada y acondicionada podrá tener las características necesarias para ingresar a través de la tarjeta de sonido al computador. En este caso la tarjeta de sonido sirve como Sistema de adquisición de datos, y a su vez permite el empleo del MATLAB como medio para obtener la señal característica del corazón. La función primordial del sistema V.C.O. es de modular la señal en frecuencia, para que sea captada por la tarjeta de sonido y posteriormente con un de modulador, proporcionado por el software (MATLAB), se visualice en la pantalla con las mismas características que la información original.

Por otro lado, si la señal se desea almacenar para poder desempeñar la función de HOLTER, el Sistema USB se encargará de realizar el proceso de detección del dispositivo de almacenamiento masivo (MEMORIA USB) y el almacenamiento de la señal en el mismo. Al poseer un microcontrolador, éste aporta sus funcionalidades para poder realizar la conversión Análoga-Digital brindando a su vez la cuenta necesaria para poder realizar la multiplexación. Se puede decir que es la parte principal dentro de la lógica digital.

Finalmente, para poder recuperar la información grabada durante la prueba HOLTER, a través del software MATLAB se realiza el estudio de la información mediante el trazado de las gráficas de las diferentes derivaciones.

Para el desarrollo de la tesis se ha empleado la siguiente guía de trabajo de campo que consiste en:

- Estudio previo o sondeo.
- Preparación de los materiales de recolección de datos.
- Equipo de trabajo necesario: Circuitos integrados, computador personal, equipo de medición.
- Revista y prueba experimental de las etapas anteriores.
- Recolección de datos, ya sea primarios o secundarios, y
- Elaboración del informe del trabajo de campo.

CAPITULO 1. EL CORAZÓN, LA ELECTROCARDIOGRAFÍA Y EL HOLTER

1.1 EL CORAZÓN

El aparato circulatorio está conformado por el corazón y los vasos sanguíneos, incluyendo las arterias, las venas y los vasos capilares. Nuestro cuerpo en sí presenta dos aparatos circulatorios: la circulación pulmonar es un circuito breve que va del corazón a los pulmones y de regreso del corazón, y la circulación sistémica envía la sangre desde el corazón a todas las partes del cuerpo y después vuelve a traerla al corazón [20].

El corazón es un músculo que se encarga de bombear la sangre por todo el cuerpo. Resulta de una modificación y especialización de un vaso sanguíneo. Con cada latido, el corazón bombea la sangre por nuestro cuerpo, llevando nutrientes y oxígeno a las células [20].

Un latido completo conforma un **ciclo cardíaco**, que consta de dos fases. Cuando el corazón late, los ventrículos se contraen (esto se denomina **sístole**), y envían sangre a la circulación pulmonar y sistémica. Éstos son los sonidos que oímos al escuchar un corazón. Después, los ventrículos se relajan (esto se denomina **diástole**) y se llenan de sangre proveniente de las aurículas [22]. Generalmente el número de latidos se encuentra entre 60 y 100 veces por minuto, pero de ser necesario puede presentarse mucho más que esto.

El corazón recibe del cuerpo mensajes para aumentar o disminuir sus latidos dependiendo de las necesidades de la persona. Por ejemplo, para dormir los latidos del corazón disminuyen administrando al cuerpo la cantidad de sangre suficiente para mantener oxigenada las células, mientras que cuando nos ejercitamos aumenta para distribuir el oxígeno a todo el cuerpo.

El corazón tiene cuatro cavidades rodeadas de músculos. Se encuentra entre los pulmones y sobre el sector izquierdo de la cavidad torácica. La parte inferior del corazón se divide en

dos cavidades denominadas **ventrículos derecho e izquierdo**, que bombean sangre hacia el exterior del corazón. Los ventrículos están divididos por una pared denominada **tabique interventricular** [22].

La parte superior del corazón está formada por otras dos cavidades denominadas **aurícula derecha e izquierda**. Las aurículas derecha e izquierda reciben la sangre que ingresa al corazón. Una pared denominada **tabique interauricular** divide la aurícula derecha de la izquierda, las cuales están separadas de los ventrículos por las **válvulas auriculoventriculares**. La **válvula tricúspide** separa la aurícula derecha del ventrículo derecho, y la **válvula mitral** separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo [19].

Otras dos válvulas cardíacas separan los ventrículos y los grandes vasos sanguíneos que transportan la sangre que sale del corazón. Estas válvulas se denominan **válvula pulmonar**, que separa el ventrículo derecho de la **arteria pulmonar** que lleva a los pulmones, y **válvula aórtica**, que separa el ventrículo izquierdo de la **aorta**, el vaso sanguíneo más extenso del cuerpo [22].

En la circulación sistémica, se bombea sangre rica en oxígeno desde el corazón hacia el interior de la aorta. Esta enorme arteria se curva hacia arriba y hacia atrás desde el ventrículo izquierdo, luego se dirige por delante de la columna hacia el interior del abdomen. En la parte inicial de la aorta, se separan dos **arterias coronarias** que se dividen en una red de arterias más pequeñas que proporcionan oxígeno y nutrientes a los músculos del corazón.

A diferencia de la aorta, la otra arteria principal del cuerpo, la **arteria pulmonar**, transporta sangre con bajo contenido de oxígeno. Desde el ventrículo derecho, la arteria pulmonar se divide en ramificaciones derechas e izquierdas, en dirección a los pulmones, donde la sangre toma oxígeno.

Los vasos sanguíneos que transportan la sangre de regreso al corazón se denominan **venas**. No son tan musculares como las arterias, pero contienen válvulas que evitan que la sangre

fluya en dirección inversa. Las dos venas más largas son la **vena cava superior e inferior**. Los términos superior e inferior no significan que una vena es mejor que la otra, sino que están ubicadas por encima y por debajo del corazón.

Una red de diminutos **capilares** conecta las arterias y las venas. Si bien son diminutos, los capilares constituyen una de las partes más importantes del aparato circulatorio porque es a través de ellos que se envían los nutrientes y el oxígeno a las células. Además, los productos de desecho tales como el dióxido de carbono también se eliminan por medio de los capilares.

. Las hormonas (producidas por el sistema endocrino) también son transportadas por medio de la sangre en nuestro aparato circulatorio, dado que son los mensajeros químicos del cuerpo, las hormonas transfieren información e instrucciones de un conjunto de células a otro. Por ejemplo, una de las hormonas que produce el corazón ayuda a controlar la liberación de sal del cuerpo que realizan los riñones.

1.1.1 Funciones del corazón

Un sistema de conducción eléctrico único en el corazón provoca los latidos con su ritmo regular. El **nodo sinoauricular (SA)**, una pequeña zona de tejido en la pared de la aurícula derecha, envía una señal eléctrica para comenzar la contracción del músculo cardíaco. Este nodo se denomina "marcapasos del corazón", porque fija la velocidad del latido y hace que el resto del corazón se contraiga a su ritmo. Estos impulsos eléctricos hacen contraer primero a las aurículas y después se trasladan hacia abajo en dirección al **nodo auriculoventricular (AV)**, que actúa como una estación de relevo. Desde allí, la señal eléctrica viaja a través de los ventrículos derecho e izquierdo, haciéndolos contraer y expulsando la sangre hacia el interior de las arterias principales [20].

A continuación, en la Figura 1.1 se aprecia la figura del corazón señalando sus partes más importantes.

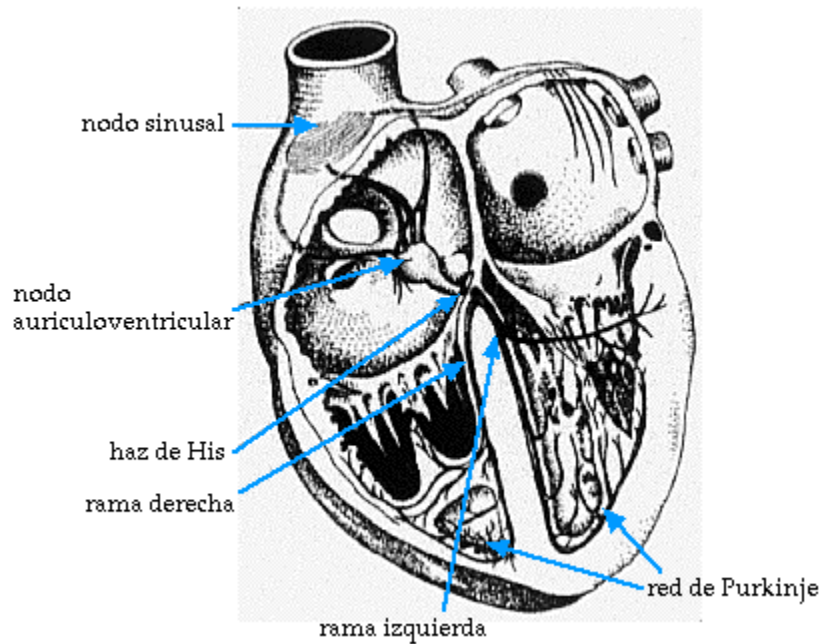


Figura 1.1 Corazón y sus partes principales

1.1.2 El pulso

Cuando la sangre es impulsada hacia las arterias por la contracción ventricular, su pared se distiende. Durante la diástole, las arterias recuperan su diámetro normal, debido en gran medida a la elasticidad del tejido conjuntivo y a la contracción de las fibras musculares de las paredes de las arterias.

Esta recuperación del tamaño normal es importante para mantener el flujo continuo de sangre a través de los capilares durante el periodo de reposo del corazón. La dilatación y contracción de las paredes arteriales que se puede percibir cerca de la superficie cutánea en todas las arterias recibe el nombre de pulso

1.2 LA ELECTROCARDIOGRAFÍA

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón tomada desde la superficie corporal. El electrocardiógrafo es capaz de recibir las corrientes eléctricas del cuerpo y plasmarlos ya sea de manera digital o electrónica, mediante un software de computación.

El papel ECG, en caso de que se emplee, es hecho de parafina termo-sensible impreso con un cuadrulado milimétrico. Cada 5mm las líneas verticales y horizontales son más gruesas. La amplitud se muestra de manera vertical en milivoltios, y el tiempo se muestra horizontalmente en segundos.

Para calibrar el electrocardiógrafo, al inicio del registro se debe de mandar una señal de 1mv de amplitud. Mediante la configuración del electrocardiógrafo se puede redimensionar la onda para que pueda mostrar los datos de manera legible.

1.2.1 Ondas, segmentos e intervalos.

El registro ECG muestra unas ondas, unos segmentos y unos intervalos, a continuación se comentan todos ellos:

- La onda P que corresponde a la activación auricular y tiene una duración menor a 0.12 seg y una altura menor a 2.5 mm.
- El intervalo PR que incluye el tiempo de conducción intraauricular, auriculoventricular y del sistema His-Purkinje. Tiene una duración que varía de 0.12 a 0.24 seg.
- El complejo QRS que corresponde a la despolarización ventricular y tiene una duración menor a 0.12 seg. y puede presentar diversas morfologías. Éstas se pueden describir llamando a la primera onda negativa onda Q, a la primera onda positiva onda R y a la onda negativa que le sigue onda S.

Se utilizan mayúsculas o minúsculas en función del tamaño de dichas ondas, Si se registran dos onda R ó S se utiliza el apóstrofe para diferenciarlas, llamándolas R' o S'. Cuando se registra una sola onda negativa se denomina complejo QS.

Otro parámetro que se mide al analizar el QRS es el tiempo de aparición de la deflexión intrínseca, que es el que transcurre desde el inicio del QRS hasta el momento en que la onda R cambia de dirección. Tiene una duración normal menor a 0.045 seg. Este parámetro se utiliza en el diagnóstico de la hipertrofia ventricular izquierda, en la dilatación ventricular izquierda y en el hemibloqueo anterior.

- El segmento ST que refleja la fase 2 del potencial de acción transmembrana. Se inicia al finalizar el QRS (el punto de unión del segmento ST con el QRS se denomina punto J) y termina en el inicio de la onda T. Normalmente es isoelectrico, es decir que está al mismo nivel que la línea de base del ECG.
- La onda T que corresponde a la repolarización ventricular. Esta onda suele ser positiva en la mayoría de las derivaciones, aunque puede ser negativa en alguna derivación -las más habituales son V1, aVL y DIII- sin que esto tenga un significado patológico. Tampoco es patológico el registro de T con morfología bimodal, que en los niños puede ser bastante marcada. Se suele registrar en la cara anterior (de V2 a V4) y no tiene ningún significado patológico.
- La onda U, que se registra después de la onda T y que suele ser positiva y a veces bastante conspicua sin que esto tenga un significado patológico.

A veces el segundo componente de una onda T bimodal puede ser confundido con una onda U. Sobre todo si estamos registrando un solo

canal a la vez. La comparación con otra derivación nos ayudará a identificar las ondas. Esto será muy fácil si podemos registrar más de un canal al mismo tiempo.

- El intervalo QT que incluye la activación y la recuperación ventricular. Se mide desde el inicio del QRS hasta el final de la T. Su duración depende de la frecuencia cardiaca y suele ser menor a 0.40 seg.

En la Figura 1.2 se muestra la onda típica de la señal adquirida, indicando en el gráfico los segmentos explicados anteriormente.

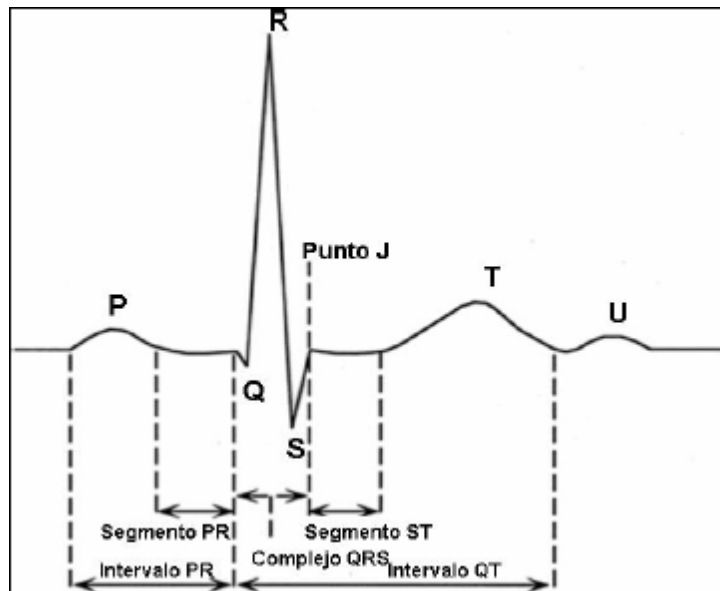


Figura 1.2 Ondas, Segmentos e Intervalos del onda ECG

1.2.2 Derivaciones de las extremidades

- Derivaciones bipolares

DI, DII y DIII registran las diferencias de potencial entre la extremidad superior izquierda (LA) y la extremidad superior derecha (RA), la extremidad inferior izquierda (LF) y la extremidad superior derecha (RA), y la extremidad inferior izquierda (LF) y la extremidad superior izquierda (LA) respectivamente.

- Derivaciones monopolares

Se obtienen conectando las tres extremidades a un punto denominado "central terminal" que a efectos prácticos se considera que tiene un potencial cero y sirve como electrodo indiferente o de referencia. Esto permite que al colocar el electrodo explorador en la extremidad superior derecha, la extremidad superior izquierda o la extremidad inferior izquierda, se puedan registrar los potenciales eléctricos en dicha extremidad. La letra "V" identifica a la derivación monopolar y las letras "R", "L" y "F" a las extremidades respectivas. Si se desconecta de la central terminal la extremidad en la que estamos realizando el registro, se obtiene un aumento de la amplitud y por este motivo se denomina a estas derivaciones aVR, aVL y aVF.

1.2.3 Derivaciones precordiales

Las derivaciones precordiales unipolares del plano horizontal (V1 a V6) registran todos los sucesos del ciclo cardíaco desde un punto de vista de cada una de las derivaciones. Así debido a la proximidad de un electrodo precordial a una determinada zona cardíaca, los potenciales eléctricos que se generen en el miocardio subyacente estarán aumentados, mientras que aquellos potenciales que se originen en zonas más distantes serán de menor magnitud.

V1 y V2 encaran la cara derecha del tabique interventricular

V3 y V4 encaran al tabique interventricular

V5 y V6 encaran la cara izquierda del tabique interventricular

En la Figura 1.3 se presentan las derivaciones y la manera en que son adquiridas del cuerpo humano. Se muestra de igual manera las derivaciones bipolares y las derivaciones monopolares.

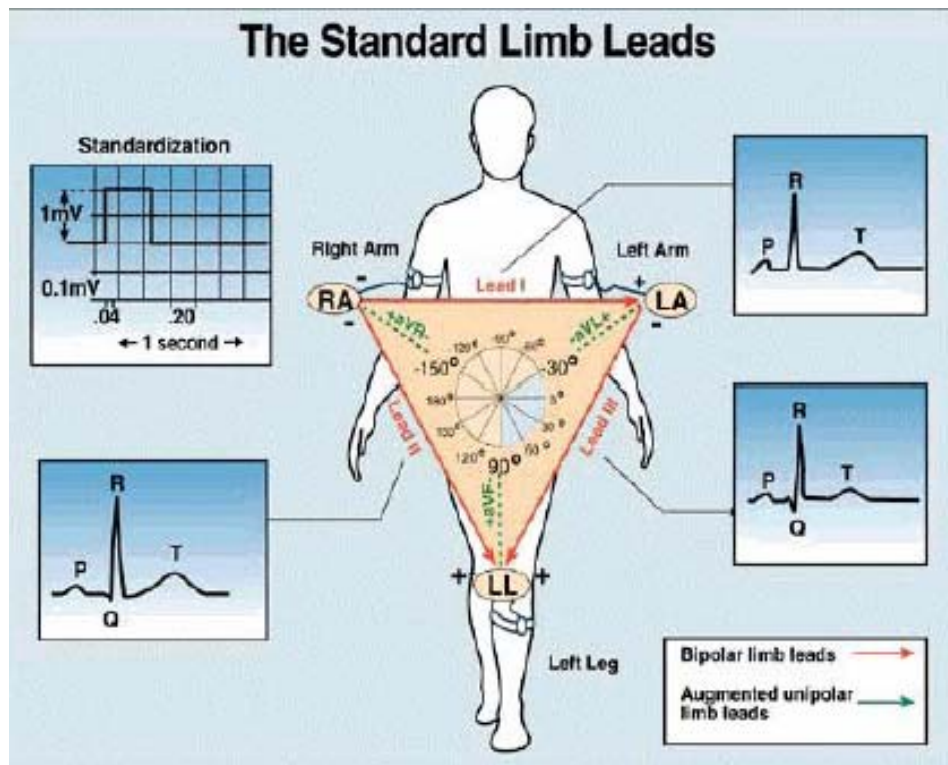


Figura 1.3 Derivaciones del Corazón

1.3 EL HOLTER

Desde la introducción de dispositivos portátiles para grabar las señales del ECG en 1957 por el Dr. Norman Holter (de quien se debe el nombre del dispositivo) han existido mayores avances en el método de grabado y reproducción. El alcance de las computadoras personales ha permitido el desarrollo de sistemas sofisticados para el análisis de la señal.

Actualmente existen equipos capaces de detectar arritmias, desviaciones ST así como análisis de los intervalos R-R, morfología QRS-T, dispersión Q-T y alternancia de la onda T.

El estudio Holter ofrece una lectura continua de la frecuencia y el ritmo cardíaco durante un período de 24 horas (o más). El monitor Holter puede registrar la frecuencia y el ritmo cardíaco en el momento en que el paciente siente dolor en el pecho o tiene síntomas de latidos irregulares.

El médico puede imprimir los datos correspondientes a la hora en que el paciente sintió los síntomas. La lectura de estos datos le permite al médico determinar la naturaleza del problema cardíaco del paciente.

Tiene una banda de sujeción que se lleva sobre el hombro o alrededor de la cintura. Funciona con pilas y se almacena en dispositivos diversos ya sea casetes o unidades de memoria. El monitor tiene entre 5 y 7 cables denominados derivaciones. Las derivaciones se conectan a discos de metal denominados electrodos, los cuales se colocan en el pecho. Estos electrodos son muy sensibles y pueden captar los impulsos eléctricos del corazón.

El estudio Holter es indoloro. El paciente deberá ir al consultorio del médico para que le coloquen el monitor.

Los electrodos se adhieren a la piel con un gel electrolítico. A veces se utiliza cinta adhesiva para sujetar al pecho un electrodo y el cable de derivación para evitar que se muevan.

El paciente deberá apuntar en un diario las actividades que realice durante el día, indicando qué hizo y a qué hora. Esta información le ayudará al médico a determinar qué hacía en los momentos en que se produjeron lecturas anormales.

Para poder observar mejor las bajas frecuencias del segmento ST, se debe de medir la impedancia con el electrodo puesto. La impedancia medida debe de ser menor a 5kohms y preferentemente menor a 2kohms.

En la Figura 1.4 se aprecia las derivaciones que se obtienen a través del equipo Holter.



Figura 1.4 Trazado de las Derivaciones ECG

1.3.1 Enfermedades del corazón detectadas por el Holter

1.3.1.1 Arritmia

Las arritmias son anomalías del promedio y ritmo cardíaco (a veces sentido como palpitaciones). Pueden ser divididos en dos grandes categorías: ritmo cardíaco rápido o lento. A veces causa síntomas mínimos, otros producen síntomas más severos como desmayos, mareos, dolores de cabeza. [21]

Las arritmias pueden suceder a cualquier edad y a personas que no tienen enfermedades del corazón congénitas. Sin embargo, mientras pacientes viven más debido a cirugías al corazón exitosas, los doctores diagnostican mayor cantidad de anomalías en el ritmo cardíaco.

Un problema de ritmo cardíaco se evalúa como muchas otras enfermedades. La historia de los síntomas es muy importante.

1.3.1.2 Taquicardia Supraventricular

Es el tipo más común en adultos jóvenes. El promedio de latidos rápidos (sobre los 150 latidos por minuto) empiezan en la cámara superior del corazón o en la parte superior del sistema de conducción eléctrica. Los síntomas

incluyen palpitaciones, mareos, malestar de estómago, disminución del apetito, debilidad. Algunas personas pueden aprender técnicas para disminuir sus latidos del corazón. [21]

1.3.1.3 Taquicardia Atrial

Llamado también fibrilación atrial es un caso particular de la taquicardia supraventricular que se ve en adultos jóvenes. Es un ritmo rápido del corazón que empieza en las cámaras superiores y es conducido a las cámaras inferiores. Es común luego de operaciones que involucran el atrio (cámaras superiores), especialmente en operaciones Mustard, Senning y Fontan. Detrás de un ritmo rápido se encuentra desmayos, mareos, fatiga. Usualmente se emplea medicamentos, radiofrecuencia o cirugía. [21].

1.3.1.4 Taquicardia ventricular

Es un ritmo rápido del corazón que empieza en las cámaras inferiores del corazón. Usualmente se genera pro muerte del corazón y frecuentemente requiere de tratamiento de emergencia. Los síntomas pueden ser dispersos pero muy severos. Incluye desmayos, mareos y dolores de cabeza. Las opciones de tratamiento incluyen medicación, radiofrecuencia, implantación de un dispositivo para devolver al corazón al ritmo normal o cirugía. [21]

1.3.1.5 Defecto Septo atrial

El septum es una pared que separa el lado derecho del corazón del lado izquierdo. El defecto septal se llama algunas veces un hueco en el corazón. Se llama defecto septo atrial por estar ubicado en las dos cámaras superiores del corazón.

Cuando hay un defecto grande entre los atrios, una gran cantidad de sangre oxigenada pasa del lado derecho al lado izquierdo del corazón y es llevado nuevamente a los pulmones. Esto es ineficiente porque la sangre ya oxigenada desplaza sangre que necesita ser oxigenada. Muchas personas con este defecto tiene pocos o ningún síntoma.

Cerrar un defecto septo atrial durante la niñez puede prevenir serios problemas en la etapa adulta. La esperanza de vida es excelente. Si se detecta en la adultez también puede ser curado, rara vez se deja sin reparar si hay una hipertensión pulmonar.

1.3.1.6 Isquemia silenciosa

La isquemia es una enfermedad en la que se produce una disminución del flujo de sangre rica en oxígeno a una parte del organismo. La isquemia cardíaca es un aporte deficiente de sangre y oxígeno al músculo cardíaco. [21]

Se produce una isquemia cardíaca cuando una arteria se estrecha u obstruye momentáneamente, impidiendo que llegue al corazón sangre rica en oxígeno. Si la isquemia es grave o dura demasiado tiempo, puede dar lugar a un ataque al corazón (infarto de miocardio) y la muerte de tejido cardíaco. En la mayoría de los casos, una interrupción momentánea del flujo de sangre al corazón causa el dolor de la angina de pecho. Pero en algunos casos no se produce dolor. Esto se denomina isquemia silenciosa.

La isquemia silenciosa (o asintomática) también puede alterar el ritmo cardíaco. Los ritmos anormales, tales como los que se producen en la taquicardia ventricular o la fibrilación ventricular, pueden afectar a la capacidad de bombeo del corazón y causar desmayos o incluso muerte súbita cardíaca.

1.3.1.7 Infarto Isquémico

Es el nombre dado al problema causado por la cercanía de las arterias del corazón. Cuando las arterias están muy cerca, menos sangre y oxígeno llega al corazón. También es denominado infarto coronario. Esto puede producir un paro cardíaco. [21]

La isquemia genera dolor de pecho o molestia conocido como angina de pecho.

1.3.1.8 Anomalía de Ebstein

La anomalía de Ebstein es un defecto que afecta principalmente a la válvula tricúspide. La válvula tricúspide es la válvula que controla el flujo de sangre entre la cavidad superior derecha del corazón (la aurícula derecha) y la cavidad inferior derecha (el ventrículo derecho). En la anomalía de Ebstein, la válvula tricúspide está situada más abajo de lo normal, por lo cual la parte superior del ventrículo derecho forma parte de la aurícula derecha. Esto significa que el ventrículo derecho es demasiado pequeño y la aurícula derecha demasiado grande.

Aparte de estar situada muy abajo, la válvula tricúspide puede no estar bien formada. Las válvulas cardíacas están formadas por láminas denominadas «valvas». Cuando las valvas son normales, actúan como puertas que controlan el paso de la sangre al abrirse y cerrarse. Pero en el caso de la anomalía de Ebstein, las valvas anormales pueden permitir que la sangre se escape hacia la aurícula después de haber pasado al ventrículo. Este flujo retrógrado de sangre hace que la aurícula se agrande aún más y que el ventrículo se haga aún más pequeño.

1.3.1.9 Síndrome de QT largo

El síndrome de QT largo (SQTL) es una alteración del sistema de conducción del corazón. La alteración afecta a un proceso denominado **repolarización**, que es cuando se restablece la carga eléctrica del corazón después de cada latido. El síndrome congénito de SQTL es un trastorno poco común que generalmente se hereda (es transmitido de una generación a la siguiente). En otros casos, el SQTL puede ser ocasionado por ciertos medicamentos, o puede ser el resultado de un accidente cerebrovascular o de algún otro trastorno neurológico. El SQTL puede producir un ritmo cardíaco anormal (arritmia), un desmayo o una pérdida del conocimiento (síncope) e incluso la muerte súbita. [21]

CAPITULO 2. PROPUESTA DEL EQUIPO

HOLTER CON MEMORIA USB

Para entender mejor la propuesta del equipo Holter con memoria USB, es necesario conocer algunos conceptos básicos sobre los filtros activos y las configuraciones de los amplificadores operacionales. Por tal motivo se hace una breve explicación de los temas anteriormente mencionados.

2.1 FILTROS ACTIVOS

Para el desarrollo del Holter con conexión a USB, es necesario tener conocimientos básicos de filtros que nos permitirán disminuir el ruido, denominado artefactos, el cual se adquiere durante la operación del circuito debido a fuentes externas (los 60HZ de la corriente) y fuentes internas (los ruidos provenientes del mismo cuerpo).

Teniendo en cuenta que los filtros activos nos permitirán rechazar aquellas frecuencias que no son útiles, debemos anotar que las características de estos filtros, en comparación con los filtros digitales, pueden eliminar ciertas frecuencias útiles por lo que su uso en esta implementación se ve reducido al Filtro NOTCH con frecuencia de 60HZ.

A continuación, en la Figura 2.1 se muestra un circuito de 4 puertos que nos grafica la idealización de un filtro y su función de transferencia $T(s)$.

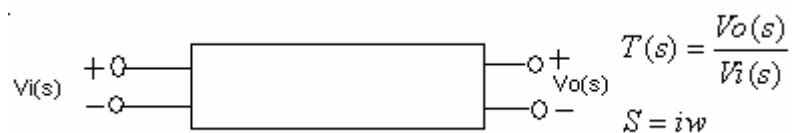


Figura 2.1 Circuito de 4 puertos

De la función de transferencia $T(s)$, se puede expresar la ganancia o atenuación como:

$$G(\omega) = 20 \log |T(j\omega)| \text{ dB} \quad (2.1)$$

$$A(\omega) = -20 \log |T(j\omega)| \text{ dB} \quad (2.2)$$

Determinadas frecuencias de las señales que ingresan al filtro pasarán, siempre y cuando se encuentre dentro de la banda pasante específica determinada por la función de transferencia

Idealmente el filtro tiene una banda pasante (igual a 1) y una banda suprimida (igual a 0). Y, se puede distinguir cuatro tipos de filtros: Paso bajo, paso alto, paso banda y elimina banda. En la Figura 2.2, se muestra las curvas características de un filtro Paso Bajo.

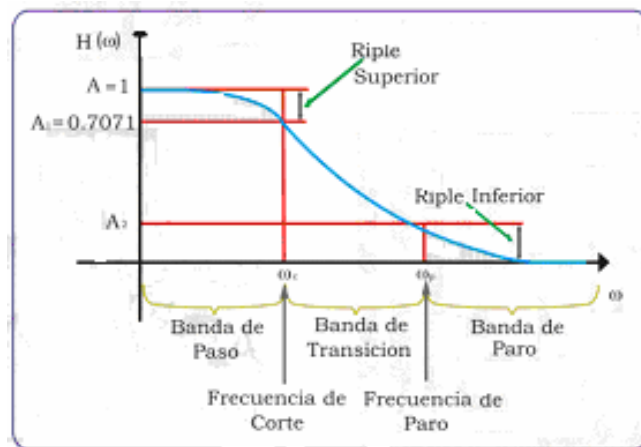


Figura 2.2 Curvas características del Filtro Paso Bajo

En el filtro paso bajo la oscilación A_{max} varía entre 0.05 a 3dB. A_{min} puede variar de 20 a 100 dB. La banda de transición se encuentra entre las frecuencias ω_p y ω_s . Al efectuar la razón $\frac{\omega_s}{\omega_p}$ se obtiene el factor de selectividad del filtro paso bajo [16].

Para alcanzar la idealización se requiere:

$$\begin{aligned}
& \text{menor } _A \text{ max} \\
& \text{alta } _A \text{ min} \\
& W_s / W_p \approx 1
\end{aligned}
\tag{2.3}$$

Entonces, se necesita de un filtro de mayor orden para poder aproximarse a un filtro ideal.

La función de transferencia de un filtro es la siguiente:

$$\begin{aligned}
T(s) &= \frac{a_m s^m + a_{m-1} s^{m-1} + \dots a_0}{s^n + b_{n-1} s^{n-1} + \dots b_0} \Rightarrow T(s) = \frac{am(S - Z_1)(S - Z_2) \dots (S - Z_m)}{(S - P_1)(S - P_2) \dots (S - P_n)} \\
M &\leq N \\
Z &= \text{ceros} \\
P &= \text{polos.}
\end{aligned}
\tag{2.4}$$

Como se puede apreciar, las raíces complejas son conjugadas.

Para que la banda de transición sea cero, es necesario que los ceros de transición del filtro suelen ponerse en el eje $j\omega$ a la frecuencia de la banda suprimida. [16]. Algunos ejemplos sobre filtros, pueden ser vistos en la página 889 [16].

Tanto para el sistema de adquisición de señal y el sistema V.C.O. (Oscilador controlado por voltaje), se emplea el filtro NOTCH con un Factor de Calidad variable (Q), el cual está definido por el fabricante de los OPAM TL082 de National Semiconductors. El diagrama empleado se muestra a continuación en la Figura 2.3:

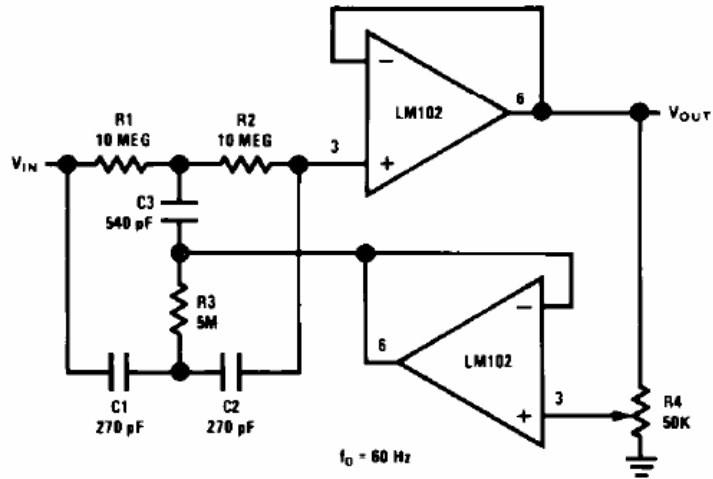


Figura 2.3 Filtro Notch con Q variable

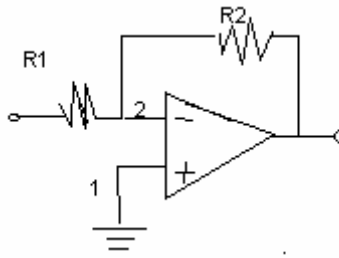
2.2 CONFIGURACIONES DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL (OPAMP)

A continuación se presentan las diferentes configuraciones que se pueden realizar con los OPAMP para diferentes aplicaciones, algunos de ellos fueron utilizados en el desarrollo de este trabajo de tesis.

2.2.1 Configuración Inversora

Es la configuración más sencilla que nos permite realizar una amplificación o una atenuación. A la salida, luego del análisis respectivo del circuito, se obtiene una señal, ya sea amplificada o atenuada, pero inversa. Es por esta razón que se le denomina configuración inversora.

En la Figura 2.4 se muestra la conexión que se debe de realizar para tener la configuración inversora.



$$V_2 = V_1 \quad (2.5)$$

Figura 2.4 Configuración Inversora

Se muestra a continuación la ganancia tanto a circuito cerrado como circuito abierto.

Ganancia a circuito cerrado:
$$-\frac{R_2}{R_1} \quad (2.6)$$

Ganancia a circuito abierto:
$$G = \frac{-R_2 / R_1}{1 + (1 \frac{R_2}{R_1}) / A} \quad (2.7)$$

2.2.2 Configuración Integrador

Como su nombre lo indica, esta configuración permite integrar la señal de entrada. A la salida del amplificador operacional se tiene una relación muy importante la cual es: el voltaje de salida del circuito es proporcional al área que se encuentra debajo de la señal de entrada.

En la Figura 2.5 se muestra la configuración integradora.

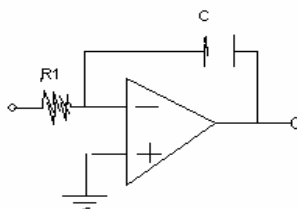


Figura 2.5 Configuración Integradora

$$\text{Ganancia: } G = \frac{1}{SCR_1} \quad (2.8)$$

Para solucionar la ganancia infinita o muy alta (DC) en el integrador, se conecta una resistencia R_f en paralelo con el capacitor integrador C , asimismo R_f debe ser elevado.

2.2.3 Configuración diferenciador

Al igual que la configuración integradora, esta es la versión opuesta a la presentada anteriormente. Su función es de realizar la operación de diferenciación. Se puede notar en la Figura 2.6 que el capacitor y la resistencia se encuentran en los lugares opuestos de la configuración integradora.

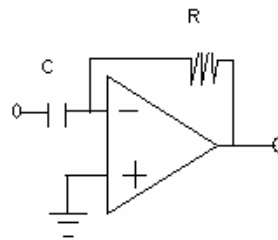


Figura 2.6 Configuración Diferenciador

$$\text{Ganancia: } G = -SCR \quad (2.9)$$

En esta configuración, por lo general se agrega una resistencia en serie con el Capacitor C .

2.2.4 Sumador ponderado

Como se puede observar en la Figura 2.7, el sumador ponderado es similar a la configuración inversora pero con la capacidad de realizar la sumatoria de múltiples entradas.

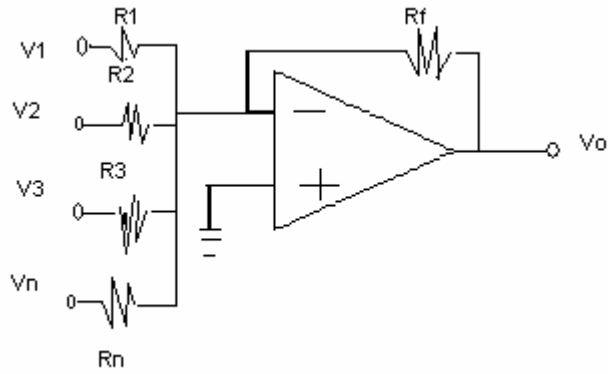


Figura 2.7 Configuración Sumador Ponderado

$$V_o = \left(\frac{R_f}{R_1} V_1 + \frac{R_f}{R_2} V_2 + \dots + \frac{R_f}{R_n} V_n \right) \quad (2.10)$$

Voltaje en el OPAMP integrador:

$$V_o(b) = -\frac{1}{CR} \int_0^t V_1(t) dt - V_c \quad (2.11)$$

Voltaje en el OPAMP diferenciador:

$$V_o(t) = -CR \frac{dV_1(t)}{dt} \quad (2.12)$$

2.2.5 Configuración No Inversora

Mostrada en la Figura 2.8. Se puede destacar su eficiencia al mantener la fase de la señal de entrada.

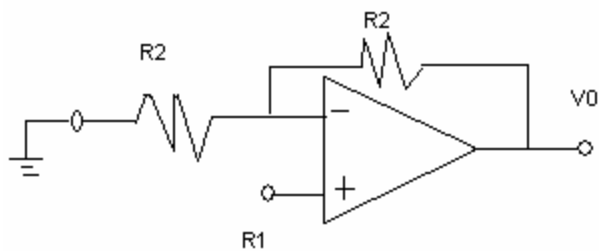


Figura 2.8 Configuración No Inversa

Ganancia a circuito cerrado: $1 + \frac{R_2}{R_1}$ (2.13)

Ganancia circuito abierto: $G = \frac{V_0}{V_1} = \frac{1 + (R_2 / R_1)}{1 + \frac{(R_2 / R_1)}{A}}$ (2.14)

2.2.6 Seguidor de Voltaje

Se emplea para conectar una fuente de alta impedancia con una de baja impedancia.

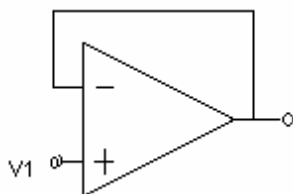


Figura 2.9 Configuración Seguidor de Voltaje

2.2.7 Amplificador Diferencial

Este circuito (ver Figura 2.10) tiene como característica principal obtener la diferencia entre las dos tensiones de entrada.

Se aplica superposición para realizar la evaluación del circuito.

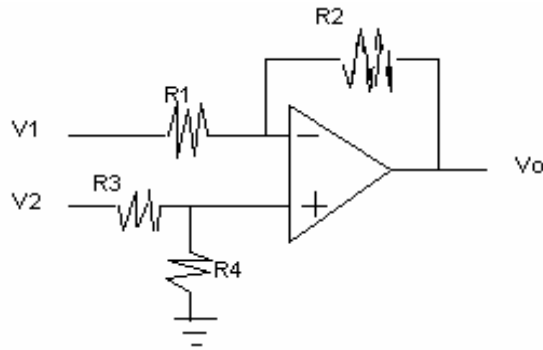


Figura 2.10 Configuración Amplificador Diferencial

Voltaje de salida:
$$V_0 = -\frac{R_2}{R_1}V_1 + \frac{1 + R_2/R_1}{1 + R_3/R_4}V_2 \quad (2.15)$$

2.2.8 El amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es la configuración principal del proyecto debido a su alta ganancia y el gran rechazo en modo común que posee. Con esta configuración se consigue amplificar la señal del corazón atenuando los artefactos que puedan distorsionar la adquisición de datos.

El circuito presentado a continuación (ver Figura 2.11) representa la disposición del OPAMP que se encuentra dentro del circuito integrado INA128P.

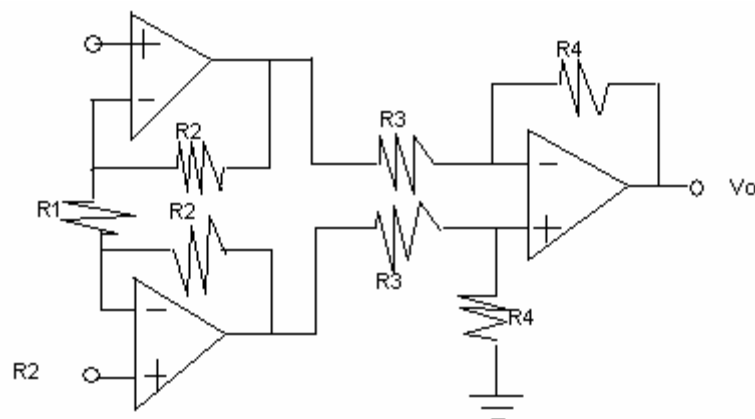


Figura 2.11 Configuración del Amplificador de Instrumentación

$$\text{Voltaje de salida: } V_0 = -\frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) (V_1 - V_2) \quad (2.16)$$

2.3 MODELO BASE DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL

Para el desarrollo del sistema de adquisición de señal, se ha empleado como base el modelo presentado por Texas Instruments. Entendiendo el circuito que se presenta se puede, a partir de el mismo, reemplazar elementos que no existen en el mercado nacional y obtener respuestas similares en lo que respecta a la adquisición de señal. En la Figura 2.12 se muestra un esquema propuesto por la Texas Instruments y sus características más saltantes.

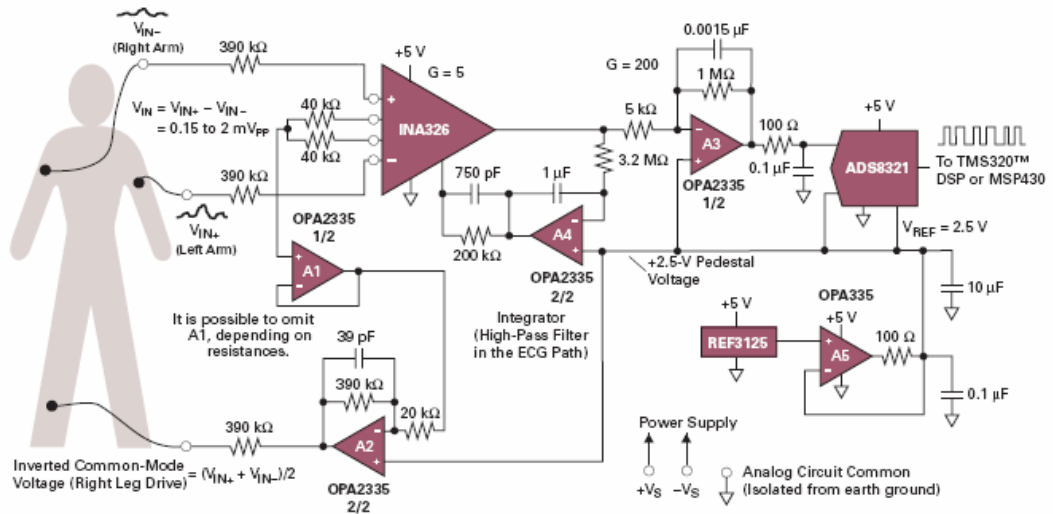


Figura 2.12 Electrocardiógrafo Front End – Texas Instruments

De la figura anterior, se observa que en los equipos de monitoreo se requiere medir datos cuya amplitud es pequeña y se encuentra sumergido en voltajes en modo común y ruido denominado artefactos.

Los sistemas Front End acondicionan la señal para poder realizar un procesamiento digital y comunicarse con otros sistemas.

Las medidas se desarrollan en ambientes clínicos y no clínicos. El equipo de Texas Instruments se ha desarrollado de tal manera que la señal del cuerpo ha podido ser adquirida para que la información sea correcta.

Basado en el modelo de la Figura 2.12, se eligieron integrados apropiados que concuerden con la naturaleza de la señal del corazón, y mantengan las características para poder realizar la adquisición de señal.

2.3.1 Retos en el diseño:

El corazón emite señales eléctricas, que se esparcen a lo largo de todo el cuerpo con potenciales distintos en cada punto. Tales potenciales pueden ser obtenidos a través de transductores.

Los potenciales son señales AC con un ancho de banda de 0.05 Hz a 100 Hz, y a veces por encima de 1Khz con 1mV pico – pico de amplitud.

El modo común se compone de 60hz de interferencia y el potencial de offset DC del electrodo. Otros artefactos provienen de la respiración, movimiento muscular, EMI y ruidos provenientes de otros equipos que se acoplan a la entrada. El INA128P es el responsable de evitar tales interferencias

Para eliminar los 60hz, un operacional retorna el modo común invertido al paciente. Sólo se requiere de pocos micro-amperios.

Estas normas se encuentran en el UL544 (Underwriters Laboratories) [ref internet].

2.3.2 Fuente de alimentación:

Los equipos tienen una tendencia a emplear niveles bajos de voltaje empleando una sola polarización. Los equipos bipolares siguen empleando +/- V.

La tendencia de fuentes monopares (3.3V) presenta desafíos al momento de ser diseñadas, debido al voltaje de los electrodos que es aproximadamente de 500mV. La solución se aplica de igual forma a las fuentes bipolares.

2.3.3 Respuesta en frecuencia:

La frecuencia a -3dB para monitorización es de 0.05hz a 30hz, mientras que para diagnóstico se requiere de 0.05hz a 100hz o más. El electrocardiógrafo Front End debe acoplarse en AC para remover los artefactos del offset del electrodo.

2.3.4 Potencial del electrodo:

El potencial del electrodo puede alcanzar +/- 500mV. Un amplificador DC en feedback anula el offset de DC.

2.4 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL PROPUESTO

Para la implementación del sistema de adquisición de señal propuesto, se ha necesitado el uso de diferentes dispositivos que facilitan dicho diseño. Seguidamente se detallan los requerimientos y datos técnicos de cada uno de ellos.

2.4.1 Requerimientos del INA:

- Estabilidad en baja ganancia: $G = 1$ a 10
- Alto CMRR
- Baja entrada de bias (I_b)
- Bajo offset y drift

2.4.2 Requerimientos del OPAMP:

- Bajo ruido en altas ganancias (10 á 1000)
- Bajo offset y drift

A continuación se presentan las características más importantes de los amplificadores operacionales empleados en este diseño:

OPAMP TLO84CN:

- CMR ($R_s = 50\text{ohms}$) = 86 dB
- VCC $\pm 18\text{v}$
- $V_i \pm 15\text{V}$
- Vid $\pm 30\text{V}$
- Ptot 680mW
- Toper 0 a 70°C

OPAMP TL082CN:

- CMRR ($R_s < 10\text{k}$) = 100dB
- Vcc $\pm 18\text{V}$
- Toper 0°C a 70°C
- Vid $\pm 30\text{V}$
- $V_i \pm 15\text{V}$

Luego, las características del amplificador de instrumentación empleado es el siguiente:

INA128P:

- Ganancia de 1 a 10000
- $G = 1 + \frac{50\text{K}\Omega}{R_G}$
- Ganancia : 5v/v $R_G = 12.50\text{K}$ ó $12.4 \pm 1\% \text{ K}$
 10v/v $R_G = 5.556\text{K}$ ó $5.62 \pm 1\% \text{ K}$
- CMR: 120dB min
- $V_i: \pm 18\text{V}$

2.4.3 Descripción del sistema de adquisición de señal

El proyecto presentado, presenta seis etapas dentro del sistema de adquisición de señal. Cada etapa posee características especiales que permiten el tratamiento de la señal de tal manera que los datos sean confiables y se dé un diagnóstico apropiado por parte del cardiólogo.

La señal del corazón es adquirida gracias a los electrodos que se encuentran adheridos al paciente. Luego de pasar por el sistema de multiplexación ingresa al sistema de adquisición de señal donde se amplificará y se direccionará a través de un switch a los sistemas siguientes dependiendo de la necesidad.

A continuación se detallará las etapas que conforman el sistema de adquisición de señal.

2.4.3.1 1ra Etapa

Diseñado de la forma mostrada en la Figura 2.13.

Se muestra en esta ocasión la conexión en caso de poseer una única derivación.

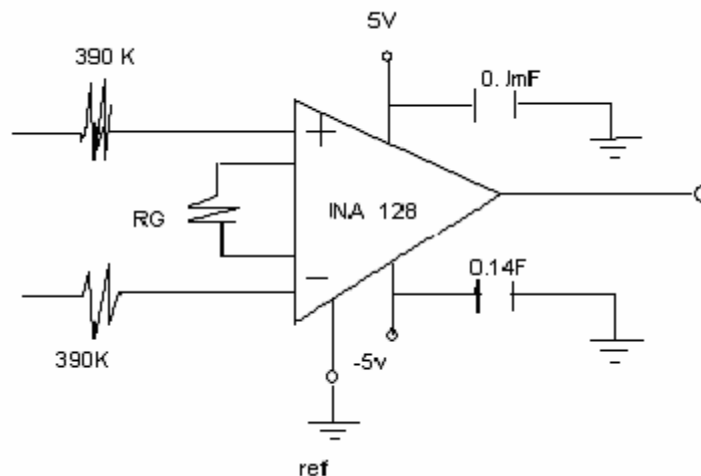


Figura 2.13 Configuración del INA128P

De la figura anterior, se observa que la primera etapa está conformada por el amplificador de instrumentación INA128P. Asimismo, el diagrama presentado también muestra la conexión que se ha realizado para poder amplificar la señal hasta alcanzar 5mV.

Los valores de la resistencia R_g permiten variar la ganancia total a la salida del amplificador de instrumentación. Para obtener la ganancia de 5V/V se requiere que $R_g = 12.5K$. En la hoja técnica del INA128P se muestra la tabla con los valores de las resistencias necesarias para tener valores distintos de ganancia. Esta tabla es indicada en la Figura 2.14.

DESIRED GAIN (V/V)	INA128		INA129	
	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	NC	NC	NC	NC
2	50.00k	49.9k	49.4k	49.9k
5	12.50k	12.4k	12.35k	12.4k
10	5.556k	5.62k	5489	5.49k
20	2.632k	2.61k	2600	2.61k
50	1.02k	1.02k	1008	1k
100	505.1	511	499	499
200	251.3	249	248	249
500	100.2	100	99	100
1000	50.05	49.9	49.5	49.9
2000	25.01	24.9	24.7	24.9
5000	10.00	10	9.88	9.76
10000	5.001	4.99	4.94	4.87

NC: No Connection

Figura 2.14 Tabla de Valores de Resistencia del INA128P

2.4.3.2 2da. Etapa

Seguidamente se muestra en la Figura 2.15 el circuito correspondiente a la restauración del AC en la señal adquirida.

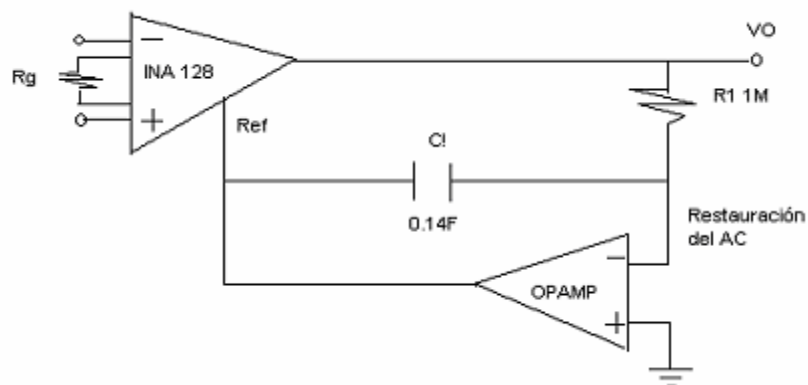


Figura 2.15 Restauración del AC

Según el esquema propuesto por Texas Instruments tenemos la siguiente conexión:

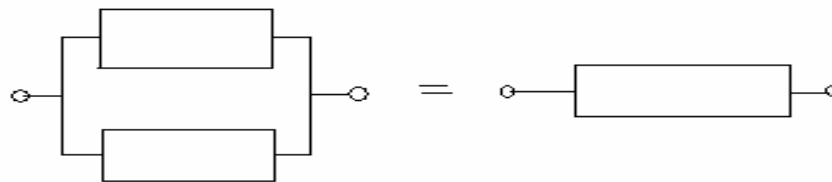
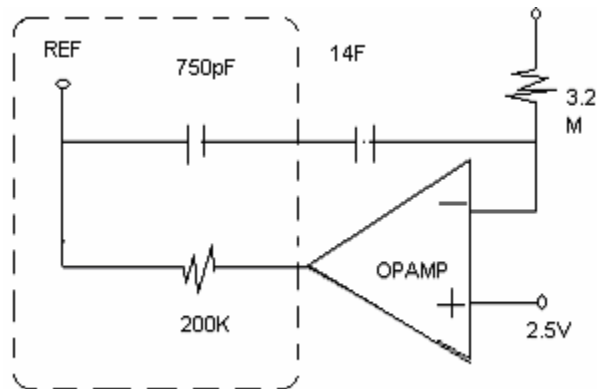


Figura 2.16 Circuito Propuesto por Texas Instruments

Como se puede apreciar, la sección punteada de la Figura 2.16 forma parte de la ganancia.

Debido a que se emplea otro amplificador de instrumentación, se requiere analizar la ganancia del amplificador de instrumentación INA326 para de esta manera encontrar la configuración que debe tener el INA128P.

Según la hoja técnica del INA326, la ganancia se encuentra de la siguiente manera (ver Figura 2.17):

$$G = 2 \times \frac{R2}{R1} \quad (2.17)$$

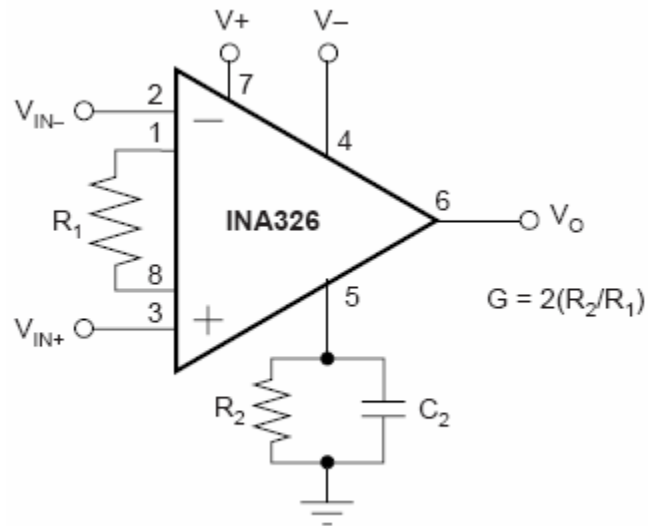


Figura 2.17 Configuración del INA326

De acuerdo a la Figura 2.17, se puede encontrar la ganancia con R_1 y R_2 . Realizando los cálculos necesarios se llega a la respuesta de $5V/V$.

2.4.3.3 3ra Etapa

A continuación se muestra en la Figura 2.18 el circuito correspondiente a la amplificación posterior al INA128P

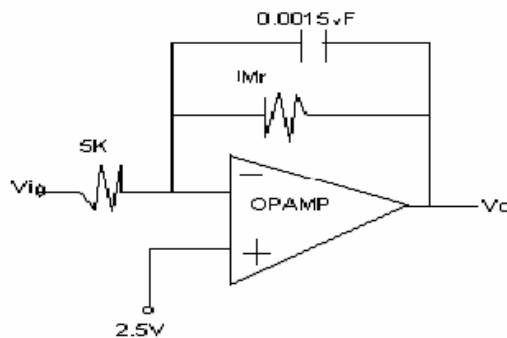


Figura 2.18 Circuito de Amplificación

En esta configuración se obtiene una ganancia de $200V/V$. Como se puede apreciar, se alimenta la entrada no inversora con una voltaje constante de $2.5V$ lo que permitirá dar un nivel de DC al momento de la conversión análoga digital realizada por el Microcontrolador PIC18F452.

En el OPAMP:

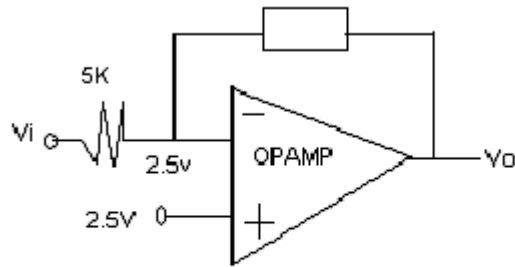


Figura 2.19 Variante del Circuito de Amplificación

$$\text{Voltaje de Salida: } V_0 = -\frac{V_i}{5K}(Z_1) \Rightarrow V_0 = -\frac{Z_1}{5K}V_i \quad (2.18)$$

$$V_0 = \left(\frac{V_i^1}{5K}\right)(Z) \Rightarrow V_0 = \left(1 + \frac{Z_1}{5K}\right)V_i \quad (2.19)$$

Finalmente, se obtiene una ganancia de 200 V/V

2.4.3.4 4ta Etapa:

Correspondiente al circuito empleado para la pierna derecha. Ver Figura 2.20. Esta etapa está destinada para reducir los artefactos. Como se puede apreciar en la Figura 2.20, la señal es obtenida de la parte central de las resistencias destinadas a definir la ganancia del INA128P. De esta manera se inyecta al paciente la misma corriente, pero en sentido inverso, de tal manera que se anulan entre sí.

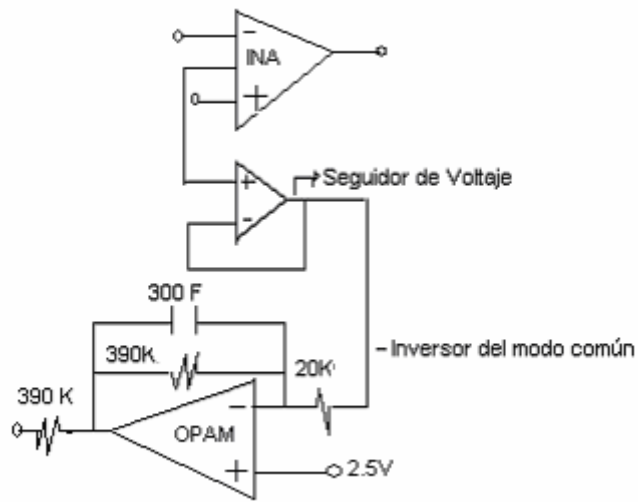


Figura 2.20 Circuito para la pierna derecha

2.4.3.5 5ta Etapa

Correspondiente al circuito empleado para el Acoplamiento con el Sistema VCO. Ver Figura 2.21

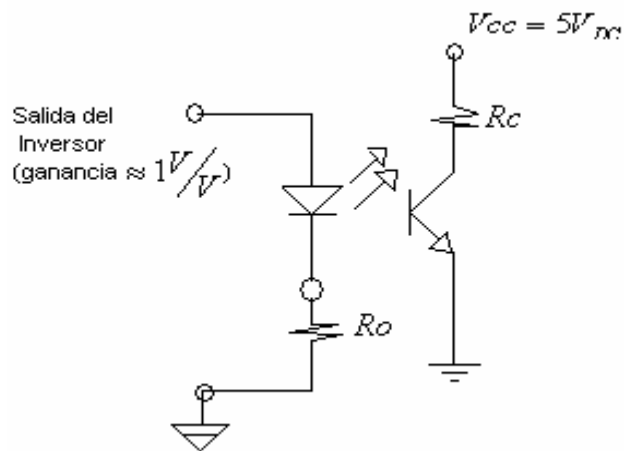


Figura 2.21 Circuito de Acoplamiento con el Sistema VCO

Los optoacopladores son necesarios para poder comunicar la parte de adquisición con el sistema V.C.O.

Los optoacopladores están hechos de un dispositivo que emite luz y otro que es sensible a la luz. No existiendo conexión eléctrica entre ambos.

El emisor siempre es un LED. El receptor puede ser un fotodiodo, fototransistor u otros como transistores, triacs, etc. El más barato tiene transistores (4N25). Todos los optoacopladores sólo trabajan a cierta frecuencia siendo unos más rápidos que otros.

Las características encontradas en las hojas de datos de un optoacoplador son:

Colector- Emisor (voltaje): Es el máximo voltaje que puede estar presente desde el colector al emisor.

Creepage distance: Es el espacio que recorre la luz de un lado a otro. Las impurezas pueden crear caminos para el ruido.

Forward current: Es la corriente que pasa por el LED emisor. Los LEDs tienen comúnmente una caída de 1 – 2V.

Collector dark Current: Es la corriente que puede salir del transistor cuando está apagado.

Collector emitter saturation voltaje: Cuando los transistores están prendidos, es el voltaje que estaría entre colector y emisor.

Isolation resistance: Es la resistencia entre el pin de entrada y el pin de salida. Debe de ser grande.

Response tune: Depende de la resistencia de carga. El tiempo de subida y bajada son los tiempos que el voltaje de entrada toma para salir de cero y llegar al máximo.

Cutoff frequency. Es la mayor frecuencia de una onda cuadrada que puede ser transmitida.

Current transfer Ratio (CTR): Es la tasa de cuanto corriente de colector en la salida del transistor se tiene para una cantidad de corriente en el LED.

Los LEDs necesitan de 10mA para un eficaz funcionamiento, que con un microcontrolador no se puede obtener. Es por eso mejor emplear optoacopladores logic to logic que requieren de 5V de fuente y aceptan niveles lógicos.

El optoacoplador empleado es el PC817 cuyas aplicaciones son:

- Terminales de computadoras.
- Instrumentos de medición.
- Aplicaciones eléctricas en casa.
- Instrumental médico.
- Transmisión de señal entre equipos de diferente impedancia.

2.4.3.6 6ta Etapa

El CD4066BC tiene 4 Switches y es posible realizar el cambio de señal tanto analógica como digital.

Se empleará este integrado para evitar cualquier clase de artefactos que pueda ingresar al circuito debido al uso de switches mecánicos. El diagrama que se obtiene hasta el momento es el siguiente (Ver Figura 2.22):

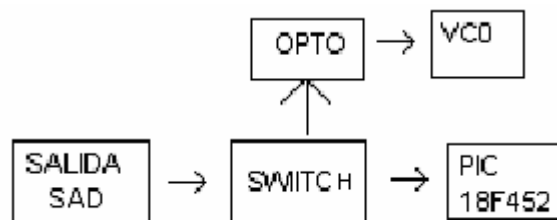


Figura 2.22 Diagrama de Bloques para la operación de Switch entre el Sistema VCO y el Sistema USB

El CD4066BC presenta una muy baja resistencia al encendido en comparación con el 4016BC.

Las características del 4066BC son:

- Voltaje de alimentación: 3V-15VDC
- Alta inmunidad al ruido (0.45VDD)
1 lógico (VDD)
0 lógico (VSS)

En la Figura 2.23 se presenta el diagrama de bloques para el acoplamiento con el Sistema VCO.

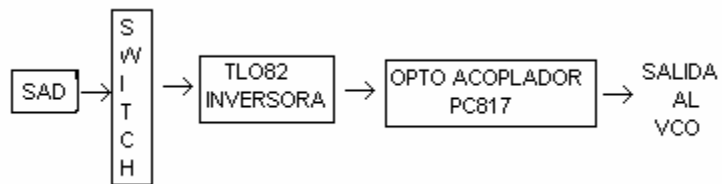


Figura 2.23 Diagrama de Bloques para el Sistema VCO

Debido a que el transistor del optoacoplador requiere ser polarizado y obtener su salida del Colector, es necesario que una etapa anterior al optoacoplador invierta la señal con ganancia unitaria de tal manera que ingrese la señal correcta al sistema V.C.O (ver Figura 2.24).

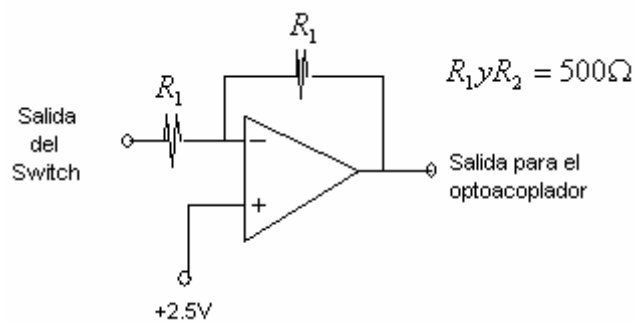


Figura 2.24 Configuración del TL082

Al implementar la parte de acoplamiento se hace posible conectar al paciente directamente a la computadora para poder realizar las calibraciones necesarias del equipo Holter, ya sea ganancia u otras variables presentes en el sistema V.C.O

Verificar el Anexo A, el cual muestra el circuito de adquisición de señal finalizado, tanto en forma esquemática como en circuito impreso.

2.4.4 Adquisición de Señales:

Se debe tratar que las impedancias electrodo – piel sean bajas. La señal de guarda se obtiene de la primera etapa empleando 2 resistencias del mismo valor ($R = \frac{Rg}{2}$). Las señales diferenciales se cancelan y la señal de guarda es igual al modo común. En la Figura 2.25 se muestra el arreglo de resistencias en la posición donde se determina la ganancia del INA128P.

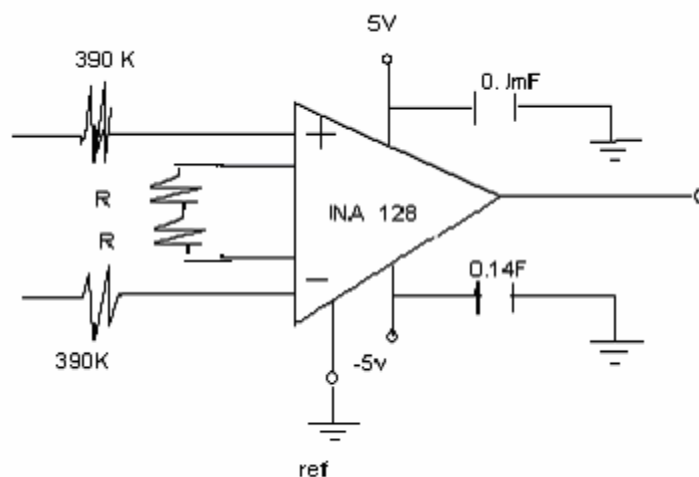


Figura 2.25 Arreglo de resistencias del INA128P

Otra solución es conectar conductores apantallados, con la pantalla conectada a masa. El problema con este método es la disminución de la impedancia de entrada.

2.4.4.1 Seguridad en equipos médicos

La seguridad es importante en los equipos médicos. En USA la entidad reguladora es el FDA (Food And Drug Administration).

Con la seguridad se evita lesiones en el paciente, como quemaduras o alguna carga eléctrica que afecte su organismo.

De acuerdo con la norma IEC -601 el riesgo de SHOCK eléctrico se produce si una persona se expone a alguna parte del circuito que supere los 25 Vrms o 60 VDC.

La carcasa es la primera protección contra descargas. Una de las características de la piel en su conjunto (dermis y epidermis), es que posee una impedancia entre 200K – 500K.

Los efectos de la corriente dependen de la naturaleza de la misma (magnitud, frecuencia, tiempo de exposición, etc.).

2.4.4.2 Umbral o nivel de percepción:

Es la intensidad mínima que el ser humano puede sentir; oscila entre 10uA y 0.5uA para valores eficaces de alterna a 60Hz, y entre 2-10mA para continua.

De acuerdo a la intensidad de corriente que puede pasar a través del cuerpo, va dejando secuelas las cuales pueden ser:

- Pérdida de control motor: (6-16mA)
- Parálisis respiratoria, dolor y fatiga: (18 a 22mA)
- Fibrilación ventricular: (75 a 400mA)
- Contracción sostenida del miocardio: (1 y 6A)

Las descargas eléctricas provocan daños irreparables al corazón dependiendo de la magnitud, tiempo de exposición, etc.

Como se ha podido analizar anteriormente, se observa entonces que el corazón es el órgano más vulnerable a las descargas eléctricas.

La resistencia de la parte externa de la piel es de 15K a 1M mientras que la parte de la dermis es de 500ohms; es decir, la piel es un aislante con el medio exterior y cualquier falla que tenga puede causar serios problemas en caso de descarga.

2.4.4.3 Corrientes de fuga:

Es la corriente que fluye del instrumento, a través del paciente, hacia la tierra o a otro conductor.

2.4.4.4 Corriente auxiliar del paciente:

Es la corriente que fluye a través del paciente desde el instrumento en funcionamiento normal, sin intentar producir efectos fisiológicos. Se puede mencionar, como ejemplo, a la corriente destinada a polarizar un amplificador.

2.4.4.5 Corriente de fuga del paciente:

Es aquella que fluye a través del paciente desde el instrumento en funcionamiento, intentando conseguir un efecto fisiológico, como en el caso del electro bisturí.

2.4.4.6 Potencial del Electrodo:

El electrodo puede alcanzar $\pm 500mV$. Un restaurador DC conformado por un amplificador operacional anula el offset DC. Si el brazo izquierdo tiene un offset de 300mVDC y el brazo derecho 0Vdc entonces la entrada diferencial es de 300mV. Si el amplificador tiene como ganancia 10V/V entonces 3V aparecerán en la salida, pero si en cambio, se tuviera una ganancia de 50V/V el amplificador operacional trataría de amplificar a 150V pero esto nunca pasaría. El resultado de este restaurador DC es retornar el acoplamiento AC.

2.5 SISTEMA DE MULTIPLEXACIÓN DE SEÑAL

2.5.1 Transductores bioeléctricos:

Los instrumentos se emplean para recibir señales diferentes, obteniendo de esta manera una clasificación inicial dependiendo del uso que se les dé: diagnóstico y monitorización, terapia y electro cirugía o para rehabilitación.

Los transductores son aquellos que convierten un tipo de energía en otra de utilidad para el que la emplea. En nuestro caso podemos anotar que son los cambios ocurridos en el cuerpo humano, encontrándose que los cambios de potencial debido a cambios químicos se pueden convertir a medidas eléctricas. Es muy importante la instrumentación debido a que en un proceso hospitalario, en todo momento se debe monitorear al paciente.

Aparte de obtener las señales a través del transductor, es necesario hacer un procesamiento de los datos como amplificación (esencial en las señales del cuerpo), filtrado, muestreo, etc. Al final se muestran las señales ya sea visual o auditivo.

Es necesario colocar una fuente de alimentación para realizar todo el proceso de adquisición de datos. Desde ya, es un peligro al que el paciente se encuentra expuesto.

2.5.2 Características de la Instrumentación Biomédica:

Para realizar la medición no debemos alterar las señales que adquirimos del ser humano. Existen muchas razones por las que pueden ocurrir alteraciones bioquímicas, fisiológicas e incluso psicológicas. Una opción es evitar el contacto y las invasiones, pero no se puede asegurar que las interacciones no se den.

La seguridad debe colocarse por sobre todo, de manera tal que el paciente no corra riesgo alguno y poder realizar el examen correctamente.

Existen casos en los que la variable que se desea analizar no se hace de manera directa; sino, que se analiza otras relacionadas con la de interés para luego estudiarla. En caso de que se deba aportar energía (Electromiograma) debe de tener cuidado de encontrarse en los límites permisibles.

Los transductores deben tener facilidad de esterilización de tal manera que no pierda sus facultades, y en caso de ser invasivo no se dañe con el medio interno (paciente).

Todo transductor debe ser robusto, fiable y calibrable. A diferencia de la instrumentación industrial, la médica trata con variables que no se pueden predecir y cambian de persona a persona evitando un conocimiento total de la variable. En general, se tiene en un análisis muchas interferencias ya sean del mismo cuerpo como las del medio donde se realiza la prueba. De esta manera la instrumentación cuenta con técnicas que eliminan dichas interferencias.

Resulta que, mientras las magnitudes medidas son convencionales, a veces los principios de medida empleados son complejos.

Los transductores industriales se basan en los mismos principios que los biomédicos, hasta tal punto que algunos de éstos tuvieron su origen en el campo de la medicina. Los caudalímetros electromagnéticos son un ejemplo claro de cómo la industria emplea principios de medición que hace muchos años atrás se emplearon para medir señales biológicas.

Antes de adquirir una señal biológica es necesario conocer las características de las mismas, como por ejemplo la tensión.

Las tensiones varían de $10\mu V$ – $100mV$ con frecuencias de corriente continua de hasta 20Khz.

Los transductores poseen características estáticas y dinámicas. Estos transductores varían de acuerdo al empleo y la variable que se va a adquirir.

2.5.2.1 Característica estática del transductor:

La exactitud es lo más importante. Esta exactitud se mide en error relativo, que es el cociente entre el valor absoluto y valor real. El valor absoluto es la diferencia entre el valor real y el medido.

Los errores pueden ser constantes (sistemáticos) o presentarse esporádicamente (aleatorias).

La fidelidad es la cualidad que tiene un transductor de tener la misma respuesta al aplicar varias veces una entrada única (aplicar la misma entrada y obtener las mismas de salidas no significa que los resultados sean correctos). SI deseamos hacer una analogía con el área de la industria, específicamente con el área de control, se puede observar que la característica explicada en líneas atrás, al que está familiarizado con terminología de equipos destinados a la medición, puede ser entendido fácilmente, demostrando de esta manera los lazos estrechos entre ambos campos de estudio.

2.5.2.2 Características dinámicas del transductor:

A pesar de que el error estático es cero, existe un error denominado dinámico y esto se debe a que la señal varía con el tiempo, existiendo cierto retardo entre las señales de entrada y de salida.

Para poder modelar un transductor se debe pensar en un sistema lineal e invariante en el tiempo, y poder obtener su función de transferencia. Es lineal e invariante en el tiempo si la suma de respuestas es igual a la respuesta de la suma de entradas.

2.5.3 Impedancia de entrada:

No solamente las características estáticas y dinámicas nos deben interesar al elegir un transductor. Al realizar la medida se extrae un poco de energía del sistema alterando la medida. Para que la carga no influya en la medición se debe tener en cuenta que existen dos clases de variables: variable esfuerzo (medidas

entre dos puntos como tensión, presión y temperatura) y variable flujo (medidas en un solo punto como corriente, caudal y velocidad). [16]

2.5.4 Protección para desfibrilador general:

El sistema de multiplexación es la primera etapa y por consecuencia es la más importante. Esto se debe a que depende de los transductores (como se ha podido entender en la sección anterior) para obtener valores reales y procesarlos correctamente.

El equipo Holter se ha diseñado para que pueda recibir una descarga eléctrica proveniente de un equipo desfibrilador, de tal manera que en caso de emergencia el paciente pueda ser reanimado sin dañar el equipo Holter.

En la Figura 2.26 se muestra las conexiones que permiten enclavar el voltaje de entrada, en caso de recibir un voltaje superior al permitido por el amplificador diferencial en configuración de seguidor de voltaje.

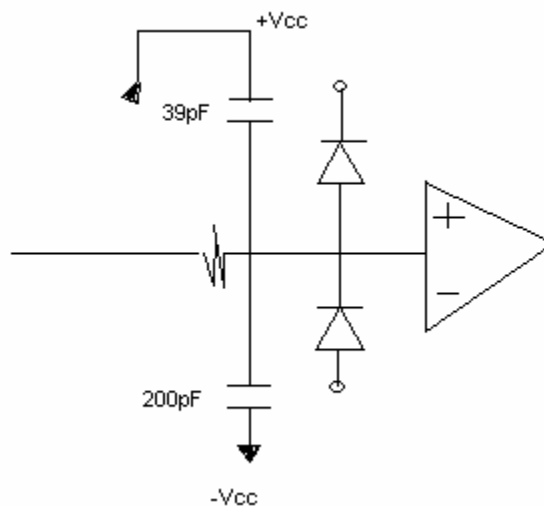


Figura 2.26 Circuito enclavador de voltaje

En caso de tener solamente una derivación, el diagrama necesario para poder conectar a la entrada del amplificador de instrumentación los electrodos. es el mostrado en la Figura 2.27.

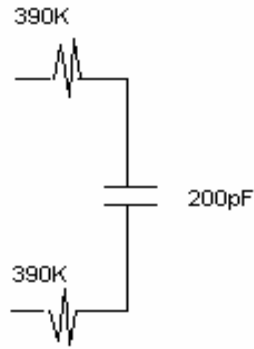
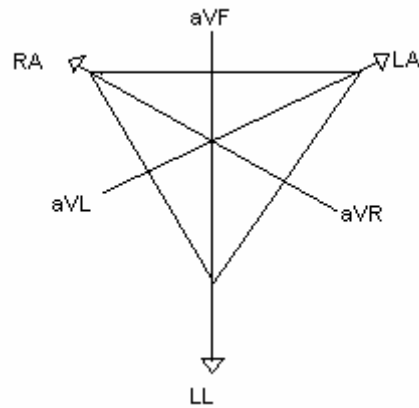


Figura 2.27 Conexión de entrada al Amplificador de instrumentación para una derivación

2.5.5 Derivación bipolar para codificación del multiplexor

Se emplea la multiplexación para obtener mayor cantidad de derivaciones. En el Holter comercial podemos observar que como mínimo se presentan 3 canales para las derivaciones, con los que podemos obtener 6 derivaciones denominadas DI, DII, DIII, aVL, aVR, aVF.

En la Figura 2.28 se presenta la gráfica vectorial de las 6 derivaciones nombradas anteriormente:



DI: Brazo izquierdo (+) – brazo derecho (-)

DII: Pierna izquierda (+) – brazo derecho (-)

DIII: Pierna izquierda (+) – brazo izquierdo (-)

aVR: Brazo derecho (+) – ctg (-)

aVL: Brazo izquierdo (+) – ctg (-)

aVF: Pierna izquierda (+) – ctg (-)

Figura 2.28 Gráfica vectorial de las derivaciones bipolares

Para obtener las derivaciones aVR, aVL y aVF, se requiere conexiones especiales, de tal manera que se tenga un centro común que permitirá realizar la medición de un punto del cuerpo con respecto a las demás.

Para realizar el circuito se requiere de resistencias que serán iguales en todo momento, sin importar la derivación monopolar que se esté adquiriendo a través de los transductores (ver Figura 2.29).

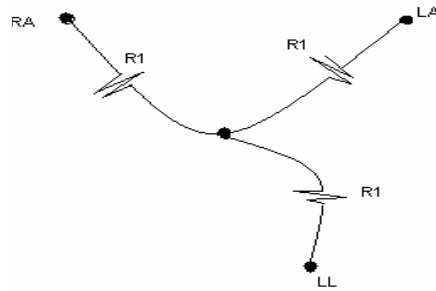


Figura 2.29 Resistencias para derivaciones Monopolares

2.5.6 Multiplexor de señales pequeñas:

El CD4051 ó CD4052 nos permitirán hacer el intercambio de derivación sin la necesidad de estar cambiando los electrodos.

Para conectar los electrodos directamente al multiplexor, es necesario que antes se tenga un amplificador operacional para acoplar las impedancias. Se podrá agregar a cada uno de ellos, una protección adicional para descargas eléctricas (ver Figura 2.30).

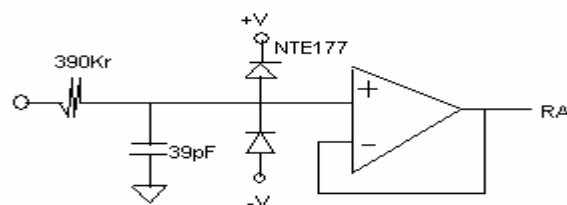


Figura 2.30 Diagrama para acoplamiento a multiplexores

El diodo empleado es el NTE177 (ver Figura 2.31).

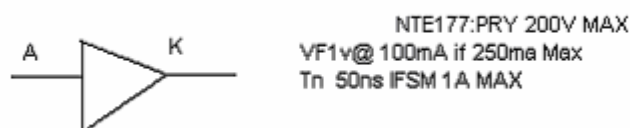


Figura 2.31 Diodo para protección de descarga

El multiplexor, por ser controlado por el microcontrolador, es necesario que la alimentación tanto del PIC como de los multiplexores sea de 5V. Tal alimentación permitirá el manejo de la señal de entrada.

Los voltajes lógicos para el control de los multiplexores son:

- $V_{IL} = \max 1.5V$
- $V_{HI} = \min 3.5V$

Se comprueba que con 0VDC se produce el cambio de estado a VL, y con 5VDC se produce el cambio de estado a VH.

Por lo tanto, la alimentación que se requiere sería de: $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$ y $V_{DD} = -9V$. La alimentación de 5V se obtiene de un regulador de voltaje LM336.

La multiplexación nos permitirá obtener siete derivaciones que permitirán al médico reconocer la anomalía cardiaca. El integrado tiene la capacidad de detectar señales pequeñas.

La Tabla 2.1 muestra la codificación del CD4052B es:

INHIBIT	B	A	SALIDA
0	0	0	0x , 0y
0	0	1	1x, 1y
0	1	0	2x, 2y
0	1	1	3x, 3y
1	X	X	-

Tabla 2.1 Codificación del CD4052B

El multiplexor CD4052B es analógico y digitalmente controlado con switches de baja impedancia y baja corriente de fugas, ya sea en estado ON u OFF según el caso.

Asimismo, dicho multiplexor controla señales analógicas de aproximadamente 20Vp-p con alimentación de amplitudes de 4.5V a 20V ($V_{DO} = V_{SS} = 3V$ y $V_{DD} - V_{EE}$ hasta 13V).

Por Ejemplo: Si $V_{DD} = 4.5V$, $V_{SS} = 0V$ y $V_{EE} = -13.5V$, las señales desde -13.5V a 4.5V pueden ser controlados por entradas digitales desde 0V a 5V.

Tal multiplexor también disipa muy baja potencia; y se encuentra constituido por cuatro canales con dos entradas binarias de control. Estos controles pueden seleccionar uno de los cuatro pares y enviarlos a la salida. También, tienen un rango de temperatura desde -55°C a 125°C encapsulado en un PDIP.

Tomando como ejemplo el equipo Holter de National Instruments, a continuación anotamos sus características para poder tener una idea de los equipos que actualmente se emplean en el Perú.

- Modelo: Zymed
- Resolución: 24 horas
- Frecuencia de muestreo: 175/s
- Respuesta frecuencia: 0.05Hz a 60Hz + 0.83dB
- Memoria: 64 MB 24 Horas
128MB 48 Horas
- Ajuste de ganancia
- Temperatura en funcionamiento. 0°C a 45°C

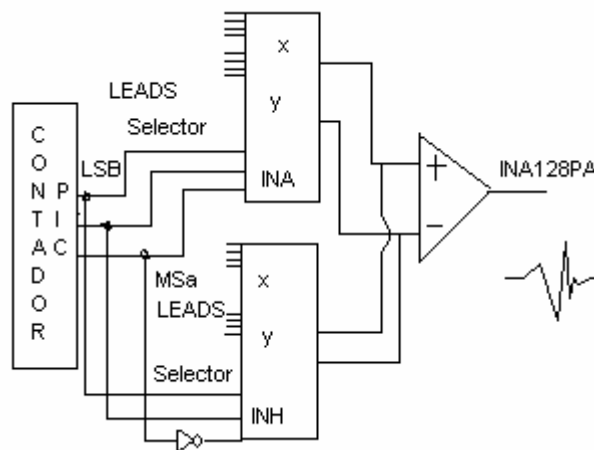
2.5.7 Tabla de verdad para la Multiplexación:

El arreglo realizado para las derivaciones se describe en la Tabla 2.2, descrita a continuación:

A	B	C	DERIVACIÓN
0	0	0	DI
0	0	1	DII
0	1	0	DIII
0	1	1	aVR
1	0	0	aVL
1	0	1	aVF
1	1	0	Vx
1	1	1	Prueba 1mV

Tabla 2.2 Codificación para la selección de las derivaciones

Un diagrama de conexión para el control de los multiplexores se presenta en la Figura 2.32.



Derivaciones:

DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, Vx

Número total: 7

Figura 2.32 Conexión de los Multiplexores para el Microcontrolador

Es necesario conocer la procedencia de las señales que ingresarán al multiplexor, por lo que a continuación se describe la configuración realizada en el circuito.

En el primer multiplexor (Ver Tabla 2.3):

ENTRADA MULTIPLEXOR	CONEXIÓN
0X	BRAZO IZQUIERDO
0Y	BRAZO DERECHO
1X	PIERNA IZQUIERDA
1Y	BRAZO DERECHO
2X	PIERNA IZQUIERDA
2Y	BRAZO DERECHO
3X	BRAZO DERECHO
3Y	BRAZO IZQUIERDO / PIERNA IZQUIERDA

Tabla 2.3 Conexión al Primer Multiplexor

En el Segundo multiplexor (Ver Tabla 2.4):

ENTRADA MULTIPLEXOR	CONEXIÓN
0X	BRAZO IZQUIERDO
0Y	BRAZO DERECHO / PIERNA IZQUIERDA
1X	PIERNA IZQUIERDA
1Y	BRAZO DERECHO / BRAZO IZQUIERDO
2X	V _x
2Y	BRAZO DERECHO / BRAZO IZQUIERDO / PIERNA IZQUIERDA
3X	1mV
3Y	Tierra

Tabla 2.4 Conexión al Segundo Multiplexor

En todo equipo de electrocardiografía se requiere de una señal de 1mV para poder realizar la prueba de ganancia, lo que permitirá la calibración del equipo.

Para ello, se diseña un divisor de tensión para realizar la prueba de 1mV (ver Figura 2.33).

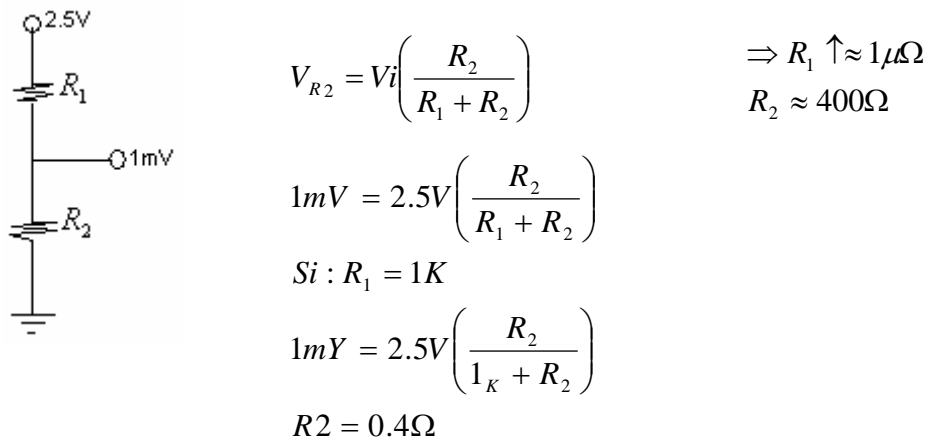


Figura 2.33 Cálculo del Divisor de Tensión

De igual manera, se debe calcular la fuente de alimentación que se obtiene de un regulador de 5V variable (ver Figura 2.34).

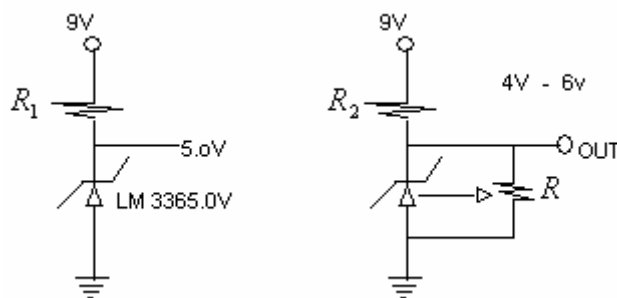


Figura 2.34 Cálculo del Regulador de 5V

Remitirse al Anexo B, el cual muestra el circuito de multiplexación de señal finalizado, tanto en forma esquemática como en circuito impreso.

2.6 SISTEMA VCO (OSCILADOR CONTROLADO POR VOLTAJE):

Las tarjetas de sonido poseen un acoplamiento AC, por tal motivo tienen una respuesta en frecuencia muy pobre.

El V.C.O. convierte señales DC y un rango de baja frecuencia a un tono de audio que puede ser captado por la tarjeta de sonido.

Las computadoras tienen tarjetas de sonido que algunas veces se emplean como adquisición de señales. Existen programas que implementan osciloscopios de dos canales; adquiriendo la señal mediante la tarjeta de sonido.

La tarjeta de sonido presenta muchas limitaciones para la adquisición de los datos. Cuenta con un filtro paso altos donde la frecuencia de corte es de 20Hz, haciendo imposible medir DC o bajas frecuencias.

Para poder implementar el circuito de sistema V.C.O, es necesario basarnos en las aplicaciones frecuentes mostradas en la hoja de datos del XR2206 (ver Figura 2.35, Figura 2.36 y Figura 2.37) y en el diagrama que se puede apreciar en la Figura 3.38.

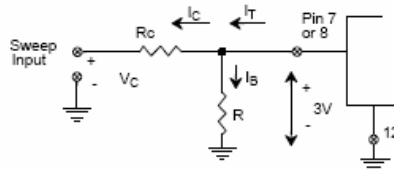


Figura 2.35 Circuito para barrido de frecuencia

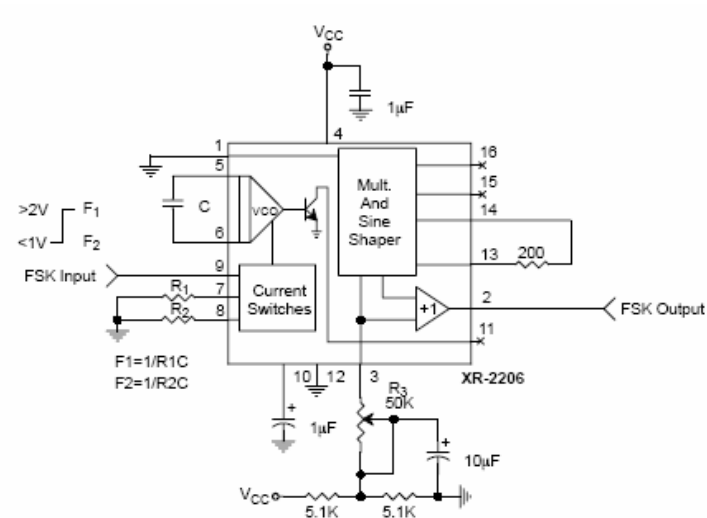


Figura 2.36 Generador FSK

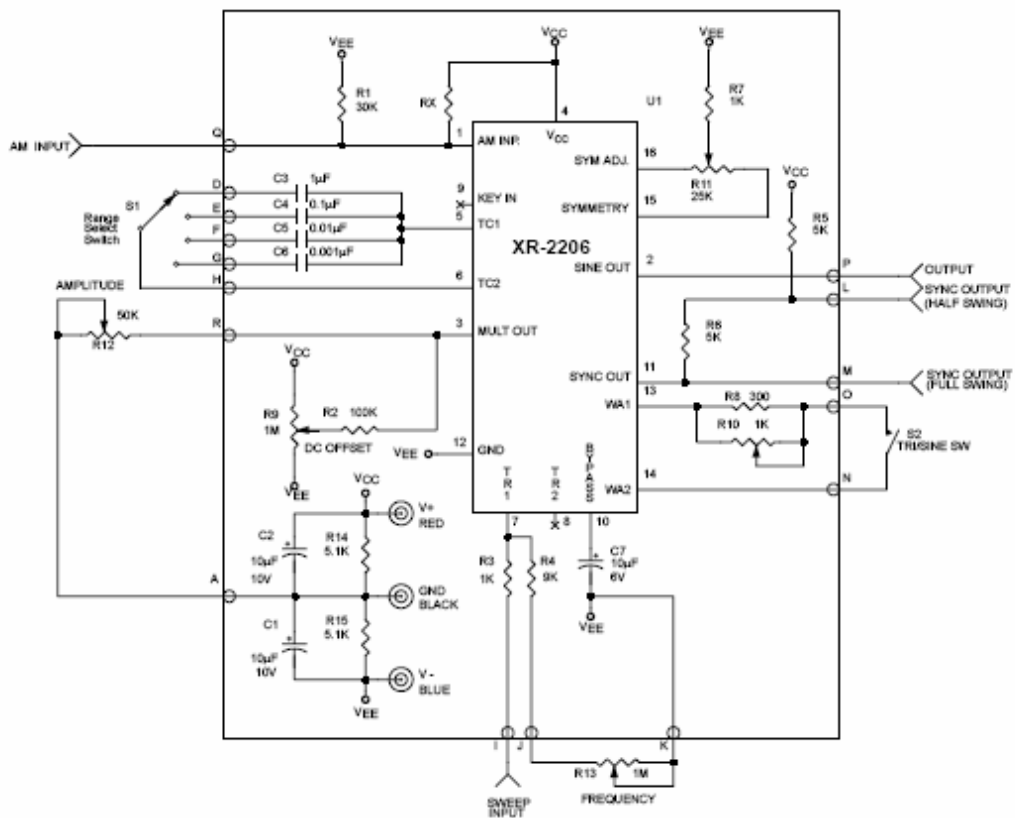


Figura 2.37 Circuito para realizar un generador de funciones

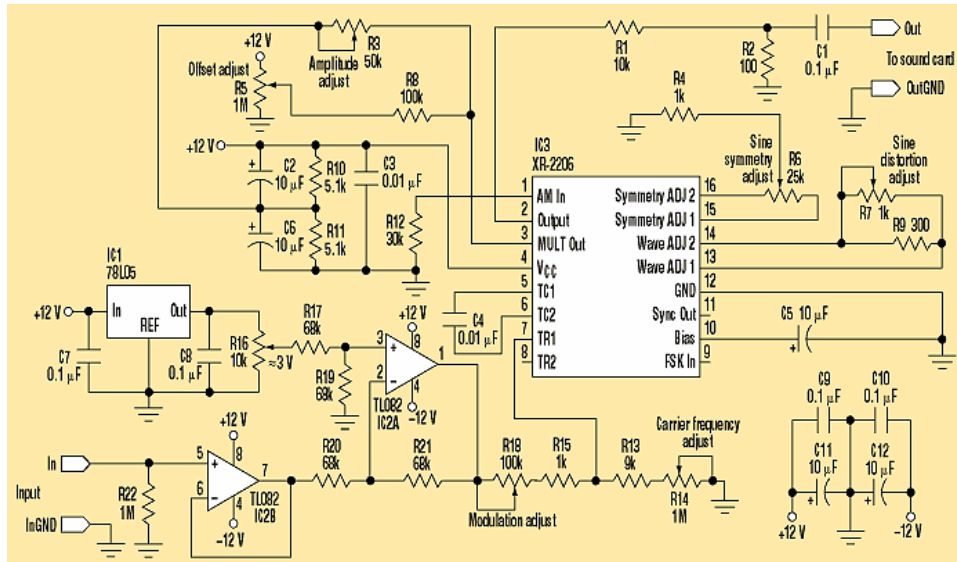


Figura 2.38 Diagrama Modelo para Construcción del V.C.O

2.6.1 Funcionamiento del circuito:

El VCO genera un tono de audio que varía en frecuencia y en función de la señal de entrada (control). La salida es un sonido que es fácilmente grabado por las tarjetas de sonido.

El EXAR XR-2006 es un generador de funciones que realiza la función de VCO.

La frecuencia de la portadora es: (según la hoja técnica del integrado)

$$\frac{1}{(R_{13} + R_{14})C4} \text{ (HZ)} \quad (2.20)$$

Con esto se obtienen buenos resultados con una frecuencia de portadora en un rango de 2 a 10 Khz. Según las pruebas realizadas, un rango apropiado para la tarjeta de sonido es de $\pm 80\%$ de la portadora. Asimismo, la tasa de muestreo debe ser mayor que 5 veces la frecuencia más grande.

La distorsión no ajustada determinada en la hoja técnica del XR2206 es especificada en menos del 2%.

Como el V.C.O. presenta un rango audible, puede ser transmitido mediante teléfono para un link remoto. También, se puede colocar un transformador aislador y una fuente flotante para convertir al V.C.O. en un adquisidor de datos aislado.

2.6.2 Descripción del circuito:

2.6.2.1 Regulador:

El sistema de regulación que permite obtener 5V de regulación con 12V de alimentación se puede observar en la Figura 2.39.

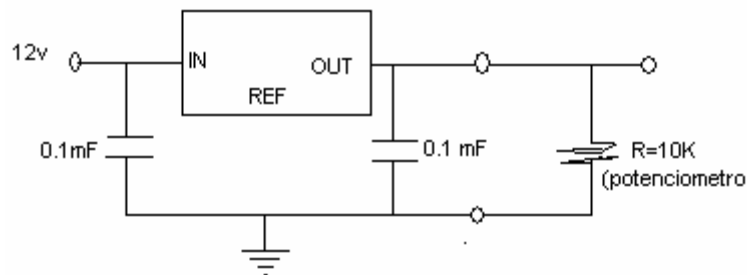


Figura 2.39 Regulador para el sistema V.C.O

Con el potenciómetro de 10K es posible obtener un rango de 0 a 5 voltios regulable.

2.6.2.2 Entrada:

La salida del regulador permite obtener un valor de voltaje que admite pulsaciones a la salida del amplificador operacional.

La resistencia de 100K permite mejorar la modulación, mientras que la resistencia de 1M ajusta la frecuencia de la portadora.

Para observar esta parte del circuito se puede referir a la Figura 2.40

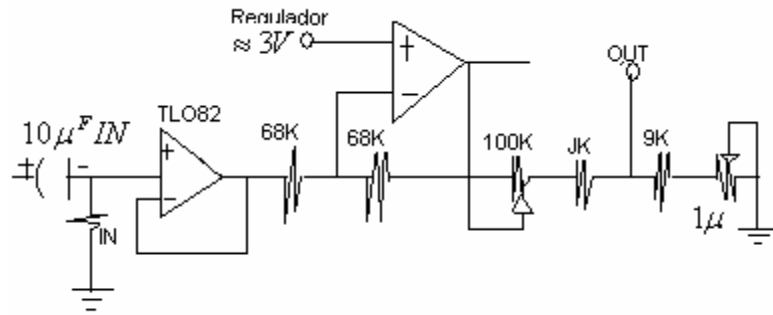


Figura 2.40 Circuito de entrada al V.C.O

2.6.2.3 Acondicionamiento de señal

La resistencia de $50K$ permite ajustar la amplitud, en cuanto que la resistencia de $1M$ permite ajustar el offset. En el circuito se puede observar otros componentes que permiten mejorar la señal (ver Figura 2.41).

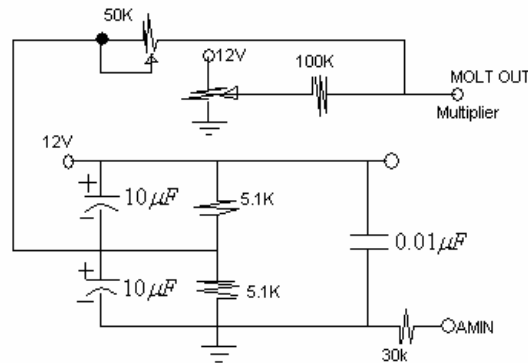


Figura 2.41 Acondicionamiento de Señal

Para mejorar la alimentación de la fuente se debe de insertar en el circuito un filtro sencillo que se encuentra dentro de la frecuencia de los $60Hz$. (ver Figura 2.42)

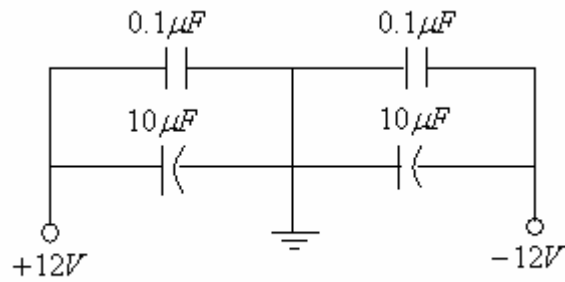


Figura 2.42 Filtro para el sistema V.C.O.

2.6.2.4 Salida:

Amplitud de salida: 2.7mVAC – 22.8 mVAC
OV DC

El acople de impedancia con la entrada del micrófono de la placa no se puede aplicar directamente. En el circuito empleado de la etapa de salida (ver Figura 2.43) se reemplazó la resistencia de 100Ω por una entrada de alta impedancia utilizando un OPAMP TLO82 (ver Figura 2.44). A la entrada se emplea un condensador 103 cerámico y a la salida un condensador 104 cerámico. El OPAMP se encuentra en configuración de seguidor de voltaje.

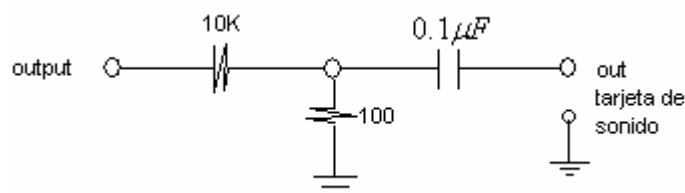


Figura 2.43 Circuito Modelo para la Salida

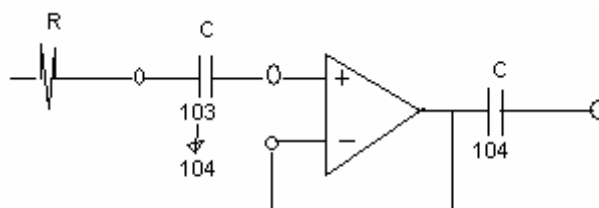


Figura 2.44 Circuito Propuesto para la Salida

La frecuencia de la señal modulante es la del corazón.

La frecuencia de la portadora varía desde 10Hz a 1.2 KHz.

Al poseer una señal con una componente DC, agregamos a la entrada del circuito un condensador de $0.1 \mu F \sim 10 \mu F$.

Se debe tener en cuenta que existe un retardo en el cual se debe esperar a que el circuito se estabilice (aprox. 1 minuto).

Con el software Matlab se podrá realizar la demodulación correctamente. El sistema V.C.O. se debe configurar para obtener una buena modulación.

2.6.2.5 Programa para visualización en el MATLAB:

Con la ayuda del Matlab se puede realizar la demodulación de la señal entregada por el sistema V.C.O. Este programa fácil de emplear proporcionará a la persona encargada de analizar el electrocardiograma, los datos de tiempo y voltaje de la señal cardíaca.

El programa se muestra a continuación:

```
Fc=1; %Seleccionar la frecuencia de la portadora del VCO
```

```
VCOK=0.176; %Seleccionar la eficiencia del VCO
```

```
Fs=40000; %Frecuencia de muestreo
```

```
muestra=5; %Seleccionar tiempo de muestreo en segundos
```

```
micro=wavrecord(muestra*Fs, Fs, 'double'); %Muestreo de señal
```

```
demodulacion=(demod(micro,Fc,Fs,'fm',VCOK)); %Demodulación FM
```

```
corte=100/(Fs/2); %Frecuencia de corte para el filtro paso bajos
```



```
[b,a]=butter(4,corte); %Filtro butterworth paso bajo

xfilt=filter(b,a,x); %Filtro de señal demodulada

tiempo=1/Fs:(1/Fs):muestra; %Generación de un vector de tiempo

plot(time,xfilt) %gráfico de la información filtrada

gris

xlabel('tiempo [s]')

ylabel('entrada [Voltios]')
```

Verificar el Anexo C, el cual muestra el circuito del Sistema VCO finalizado, tanto en forma esquemática como en circuito impreso.

2.7 SISTEMA USB

Se determinó que la comunicación mediante el USB es compleja. Para ello se debe de seguir las normas establecidas en el documento USB SPECIFICATION 1.1, debido a que esta versión es la que emplea el integrado utilizado en este trabajo de tesis: SL811HS.

Para poder entender el funcionamiento del programa, se debe de entender las especificaciones y los protocolos que se emplean para poder realizar el reconocimiento y futuras transacciones entre el dispositivo y el HOST.

A continuación se presenta una breve descripción de las características más saltantes del HOST/SLAVE CONTROLLER SL811HS, para que de esta manera se pueda entender las principales funciones y actividades que se realiza en esta etapa.

2.7.1 El SL811HS

El SL811HS es un HOST/SLAVE CONTROLLER que provee muchas funciones en un solo chip. Se presenta en versiones 28plcc y 48TQFP.

El chip no incluye CPU.

El SL811 es un controlador de periféricos y el SL811H es un controlador HOST/SLAVE.

El SL811HS es un HOST/SLAVE CONTROLLER que se comunica en full-speed y low-speed. Se puede entrelazar con microprocesadores o buses como ISA, PCMCIA y otros.

Asimismo, permite la interfase entre el puerto USB y el puerto serial, utilizando trancivers de velocidad full-low speed. El SL811HS soporta full-speed a 12Mbps o low-speed a 1.5Mbps.

El Puerto de datos y la interfase del microprocesador proveen 8 bits de entrada / salida o DMA bidireccional. Internamente tiene 256 bytes de RAM que se usa para control de registros y buffers de data.

Tal SL811HS opera a 3.3VDC y las interfases I/O son tolerantes a 5V. Puede trabajar como Host o como Slave. Para nuestro caso se requiere el modo Host. Y está de acuerdo con las especificaciones USB 1.1.

2.7.1.1 Interfases Del Cpu:

- Trabaja como Host o slave bajo control de software.
- Detección automática de full / low - speed.
- 8bit de datos bidireccionales
- 256 bytes internos de buffer SRAM.
- Trabaja a 12 o 48MHz.
- Tolerante a 5V en la interfase.
- Generación automática de SOF y CRC 5 -116.
- Incremento de dirección automática.

2.7.1.2 Data port, Microprocessor interface.

Tiene 8bits para comunicarse con el controlador. Para acceder a la memoria y escribir, se coloca AO = 0 y para leer o escribir en la memoria elegida AO = 1. Cuando se finaliza la lectura o escritura, se desactivan los pines NWR (writer) o NCS (enabled).

2.7.1.3 Interrupt Controller.

El pin INTRQ se puede activar dependiendo de las actividades que se realizan en el USB. Puede ser borrado escribiendo al registro apropiado (el status register en la dirección 0X0D).

2.7.1.4 Buffer Memory.

Tiene 256 bytes que se emplean como memoria. Los primeros 16 bytes representan registros de estado y control. La memoria restante se usa para el buffer de data. Para escribir o leer desde el dispositivo, es necesario primero seleccionar la memoria (posición) y luego escribir en ella. Asimismo, soporta incremento automático de memoria. Primero se debe escribir la posición de memoria, y luego se incrementa automáticamente en ciclos de lectura o escritura.

2.7.1.5 PLL Clock Generator

Se puede usar un cristal de 12MHZ ó 48MHZ. El cristal se coloca entre los pines X1 y X2. Si se emplea un reloj externo, los pines X1 y X2 se dejan desconectados (ver Figura 2.45).

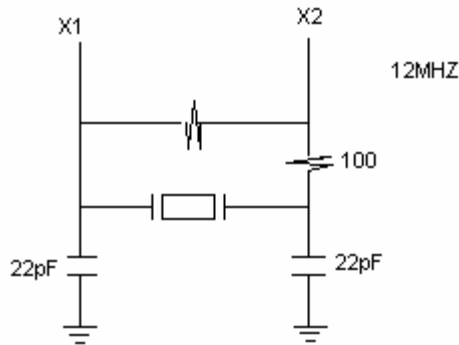


Figura 2.45 Conexión del Cristal para el SL811HS

Si los cristales se usan en circuitos en serie, la carga capacitiva no es aplicable.

2.7.1.6 USB Transceiver.

El USB transceiver cumple con el USB specification 1.1. Además, es capaz de enviar y recibir datos a 12 Mbits ó 1.5 Mbits. Internamente se conecta con el bloque SIE (Serial Interface Engine), y exteriormente con la capa física del USB.

2.7.1.7 Registros SL811HS.

La operación se controla a través de 16 registros. La porción de RAM se emplea para el control del espacio de los registros, y el acceso se hace mediante el microcontrolador. Los registros proveen información de control y estado para transmisiones, interfase con el microcontrolador e interrupciones. Cualquier escritura en el registro OFH activará las capacidades completas del SL811HS que no posee el SL811H.

El SL811HS tiene internamente dos grupos: el primero destinado al control que permite activar y proveer de estado del control de USB en las transmisiones y flujo de datos. El segundo se emplea para las otras operaciones. [5]

2.7.1.7.1 USB Control Register:

La comunicación y flujo de datos emplea los registros USB A – B. Puede ser arreglado como ping – pong para administrar tráfico. El USB HOST control register provee la funcionalidad de interrumpir un Procesador o Micro cuando

la transacción está completa. Mientras uno se está configurando, el otro puede estar transmitiendo y así compartir la acción.

2.7.1.7.2 USB A/B host control registers [00H,08H]

El bit 3 se reservó para uso futuro. El bit 5 lo emplea para transferir información después de un SOF (Start of Frame).

Cuando el bit 7 se encuentra activo genera preámbulos. Se emplea únicamente para enviar paquetes en low-speed mediante un HUB. Para comunicarse con un dispositivo a gran velocidad se coloca en 0.

Cuando el SL811HS se comunica directamente a un dispositivo de baja velocidad, se debe tener la siguiente configuración:

- Bit 5 del registro 05H debe estar en 1
- Bit 6 del registro OFH debe estar en 1
- El estado del bit 7 es ignorado (host control register)
- El SL811HS automáticamente computa CRC5 (Cyclic Error Check) por hardware.

2.7.1.7.3 USB A/B Host Base Address [01H.09H]

Es un puntero para la memoria buffer empleado en las operaciones de lectura y escritura. Cuando se transfiere información fuera (HOST – DEVICE), el USB-A y USB-B pueden ser configurados antes de establecer el bit ARM en el USBA/B HOST CONTROL REGISTER.

2.7.1.7.4 USA A/B Host Base Lenght [02H,DAH]

Es el tamaño máximo que se puede transmitir entre el SL811HS y el USB esclavo. Determina el tamaño máximo para ser enviado. Por ejemplo: En transferencias Bulk se puede enviar hasta 64 bytes como máximo. En ISO se puede enviar 1023 pero como el SL811HS tiene 8 bits de longitud sólo se podrá enviar 255 – 16 bytes. También se puede enviar paquetes de longitud cero.

2.7.1.7.5 USB A/B PID, Device Endpoint (write)/USB Status (read).

Cuando se lee, el registro provee paquetes de status y contiene información sobre el último paquete que se recibió o transmitió.

Cuando se escribe, el registro provee el PID (Packet ID) y Endpoint al USB SIE para usarlo en la próxima transacción. Los 16 Endpoints pueden ser direccionados.

2.7.1.7.6 USB A/B host transfer count register (read), usb address (write)

Cuando se lee, el registro contiene el número de bytes dejados luego que un paquete se transfirió. Si hay una sobrecarga se avisa mediante un bit en el Packet Status Register. Cuando se escribe, el registro contiene la dirección del dispositivo que el Host desea grabar.

2.7.1.7.7 Control register 1:[05H]

Activa o no las operaciones de transferencia con bits de control.

2.7.1.7.8 J – K estados de programación: bits 3:4 del reg. [05#]

Se pueden emplear para generar condiciones de reseteo en el USB.

2.7.1.7.9 Interruption Status Register. [ODH]

Las interrupciones pueden ser borradas escribiendo en el registro. Para borrar el registro se coloca en 1.

Verificar el Anexo D, el cual muestra el circuito del sistema USB finalizado, tanto en forma esquemática como en circuito impreso.

2.7.2 Transferencias dentro del USB

Las comunicaciones se pueden dividir en dos categorías: comunicaciones para enumerar el dispositivo y comunicaciones para obtener la función del dispositivo mediante las aplicaciones (software).

Durante la enumeración el HOST aprende del dispositivo y lo prepara para intercambiar la información. La aplicación realiza la comunicación cuando el HOST intercambia datos que indican la función para la que el dispositivo está diseñado. [1]

2.7.3 Tipos de Transferencias

Las transferencias se clasifican en cuatro tipos los cuales se muestran en la Figura 2.46. [1]

Transfer Type	Control	Bulk	Interrupt	Isochronous
Typical Use	Identification and configuration	Printer, scanner, drive	Mouse, keyboard	Streaming audio, video
Required?	yes	no	no	no
Low speed allowed?	yes	no	yes	no
Data bytes/millisecond per transfer, maximum possible per pipe (high speed).*	15,872 (thirty-one 64-byte transactions/microframe)	53,248 (thirteen 512-byte transactions/microframe)	24,576 (three 1024-byte transactions/microframe)	24,576 (three 1024-byte transactions/microframe)
Data bytes/millisecond per transfer, maximum possible per pipe (full speed).*	832 (thirteen 64-byte transactions/frame)	1216 (nineteen 64-byte transactions/frame)	64 (one 64-byte transaction/frame)	1023 (one 1023-byte transaction/frame)
Data bytes/millisecond per transfer, maximum possible per pipe (low speed).*	24 (three 8-byte transactions)	not allowed	0.8 (8 bytes per 10 milliseconds)	not allowed
Direction of data flow	IN and OUT	IN or OUT	IN or OUT (USB 1.0 supports IN only)	IN or OUT
Reserved bandwidth for all transfers of the type (percent)	10 at low/full speed, 20 at high speed (minimum)	none	90 at low/full speed, 80 at high speed (isochronous & interrupt combined, maximum)	
Error correction?	yes	yes	yes	no
Message or Stream data?	message	stream	stream	stream
Guaranteed delivery rate?	no	no	no	yes
Guaranteed latency (maximum time between transfers)?	no	no	yes	yes
*Assumes transfers use maximum packet size.				

Figura 2.46 Tipos de Transferencia

El tipo de transferencia que se emplea dentro de los dispositivos de almacenamiento masivo es el BULK - ONLY. Este tipo de transferencia se encuentra definido por el USB BULK ONLY SPECIFICATION, siendo de vital importancia conocer los procedimientos que se desarrollan para poder entablar la comunicación con el dispositivo.

2.7.4 Transacciones USB

Una transferencia USB consiste en transacciones. Las transacciones poseen paquetes y los paquetes poseen un identificador de paquetes (PID), PID check e información adicional.

A continuación se muestra un diagrama donde se explica los elementos una transferencia típica (ver Figura 2.47). [1]

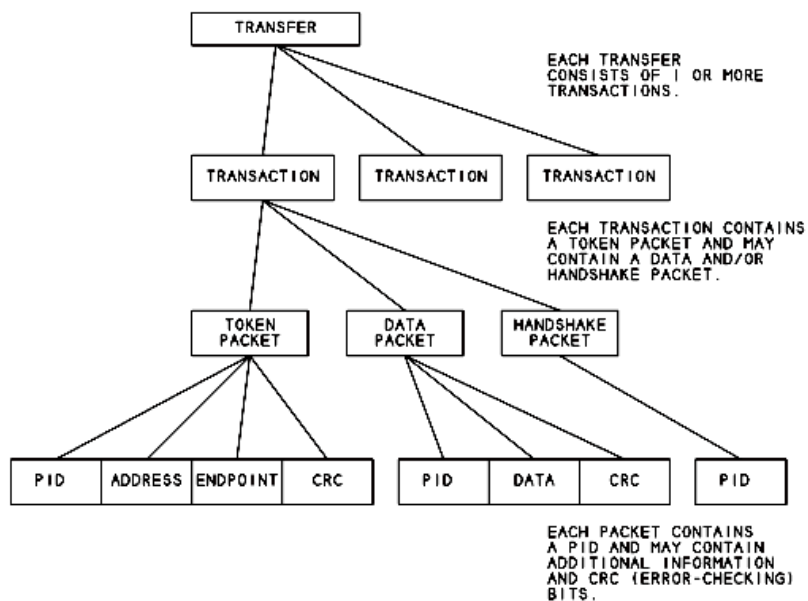


Figura 2.47 Elementos de una Transferencia Típica

2.7.5 La Enumeración

La enumeración es el intercambio de información que realiza determinadas acciones. El proceso incluye asignar una dirección al dispositivo, leer el descriptor, asignar un driver (en el caso de la PC) y seleccionar la configuración que especifica el requerimiento de energía, ENDPOINT y otras cosas.

El dispositivo luego está listo para transferir información entre los ENDPOINTS.

Luego de que se realiza el proceso de inicialización, el HOST pregunta periódicamente si algún dispositivo se encuentra conectado o se ha desconectado.

Para aprender sobre un nuevo dispositivo, el HOST envía una serie de preguntas que llegan hasta el dispositivo

Para que la enumeración sea exitosa, el dispositivo debe de responder cada una de las preguntas y realizar las acciones solicitadas.

Los pasos generales que se realiza para la enumeración bajo WINDOWS (similar al presentado en la tesis) son:

- El dispositivo coloca el dispositivo en el conector USB
- El HUB detecta el dispositivo
- El HOST aprende sobre el nuevo dispositivo.
- El HUB detecta si el dispositivo es LOW-SPEED o FULL-SPEED.
- El HUB resetea el dispositivo.
- El HOST aprende si el dispositivo FULL-SPEED soporta HIGH-SPEED.
- El HUB establece una camino de señal entre el dispositivo y el bus.
- El HOST envía Get_Descriptor APRA aprender el paquete máximo para la tubería por donde se enviará la información.
- El HOST asigna una dirección.
- El HOST aprende sobre las habilidades del dispositivo.
- El HOST asigna y carga el Driver del dispositivo.
- El Driver elegido por el HOST elige la configuración.

2.8 CABLES DE CONEXIÓN:

Para el sistema USB se requiere de dos tipos de cable: El conector DB-9 que nos permitirá observar en la computadora, a través del Hyperterminal, los sucesos dentro de la comunicación con el Dispositivo de almacenamiento masivo y el conector USB, el cual permitirá que la conexión entre el SL811HS y el dispositivo se lleve a cabo.

2.8.1 Conexión cable DB9 - DB9

Material empleado:

- 2 conectores DB-9 (macho y hembra)
- 2 carcasas para DB-9
- Cable de 9 hilos con malla.

La longitud del cable no debe exceder los 30 metros

Conexiones:

5(GND)	-----	5(GND)
3(TX)	-----	3(Rx)
2(Rx)	-----	2(Tx)
8(CTs)	-----	8RTS)
7(RTS)	-----	7CTs)
6(DSR)	-----	6DTR)
4(DTR)	-----	4DSR)
CHASIS	-----	CHASIS (malla)

La malla debe de conectarse al chasis del conector. La conexión de la malla establece el mismo nivel de potencial entre los equipos y evita que las grandes cargas de electricidad fluyan a través de la línea y fundan el chip del puerto serie. Además se produce un efecto de apantallamiento, que evita que las señales electromagnéticas interfieran en la información que circula por la línea.

2.8.2 USB: Universal Serial Bus

Se ha diseñado para conectar periféricos a una PC. El USB es controlado por un solo host.

Con el empleo de un host USB y un hub USB en cascada de hasta 5 niveles, se pueden conectar un máximo de 127 dispositivos a un solo host USB.

A continuación se muestra la configuración de los pines del conector USB utilizado, así como las figuras correspondientes a los conectores. (ver Figura 2.46).

PIN	NAME	CABLE COLOR	DESCRIPCIÓN
1	VCC	rojo	+5VDC
2	D -	blanco	data-
3	D+	verde	data+
4	GND	negro	tierra

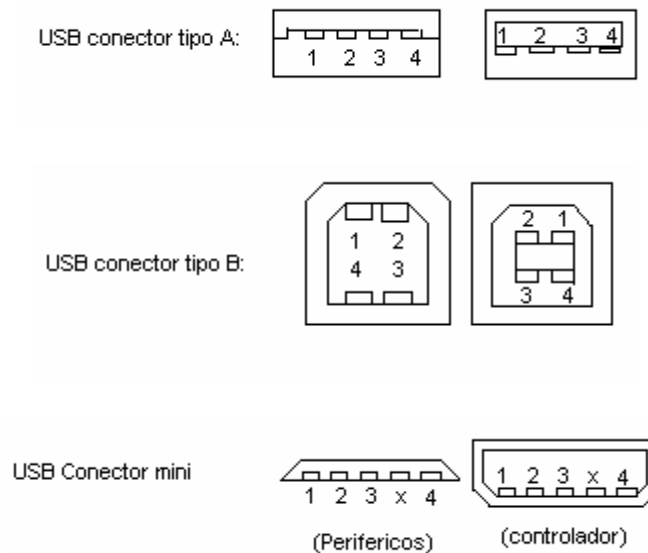


Figura 2.46 Conectores USB

CAPITULO 3. PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se muestran las pruebas realizadas a los diferentes sistemas que conforman el equipo Holter con conexión a memoria USB diseñado. También, se detallan los resultados correspondientes.

3.1 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL

Para realizar las pruebas se necesitó el empleo de los siguientes equipos:

- Fuente de alimentación: MOTTECH LPS-305
- Generador de funciones: BK PRECISION 4011A
- Osciloscopio: Tektronix TDS 210
- Multímetro: Fluke 175

3.1.1 Pruebas con el INA121

Obtenemos el valor de R_G para poder obtener la ganancia de $5V/V$. Al recurrir a la tabla de ganancia de la hoja técnica del INA121 se obtuvo:

$$G = 5 \Rightarrow R_G = 12.5K \quad (3.1)$$

Pero, como se requiere obtener el voltaje medio para derivarla a la pierna derecha (ver Figura 3.1), el valor de la resistencia debe de ser dividido entre dos, obteniendo:

$$R_{G/2} = 6.25 K \quad (3.2)$$

Luego, tal como se indica en la hoja técnica del INA121, el valor de R_G puede tener 1% de error en su medida.

$$R_G^{-1} = 12.4K \quad (3.3)$$

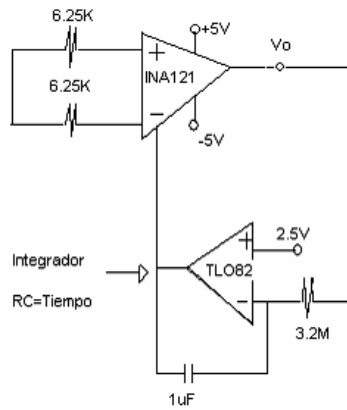


Figura 3.1 Resistencia para Ganancia del INA121 (R_G)

Los valores medidos de los componentes para obtener la restauración de la componente AC se muestran en la Figura 3.2. De donde se puede observar que el amplificador operacional TL082 se encuentra en retroalimentación.

$$R_g = 12.5K \quad (3.4)$$

$$R = 3.28 \downarrow M\Omega \quad (3.5)$$

$$C = 0.94\mu F \quad (3.6)$$

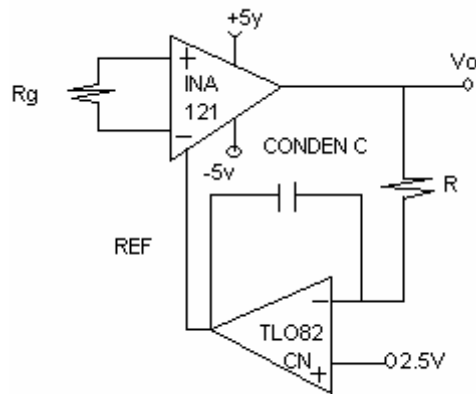


Figura 3.2 Circuito de Retroalimentación

De esta forma, para poder realizar las pruebas al circuito conformado por el INA121 se requiere que:

La frecuencia de prueba sea de 0.050Khz y el voltaje de la señal de entrada de:

$$V_p = V_{RMS} \sqrt{2} \quad (3.7)$$

$$V_{RMS} = 11.5mV \quad (3.8)$$

$$V_{PP} = 32.5mV \quad (3.9)$$

Agregando un voltaje de offset para simular la diferencia de potencial en los electrodos que se explica en el Capítulo II, se tiene lo siguiente:

$$V_{in} + \text{offset de } 300mV \quad (3.10)$$

Posteriormente, se coloca en las entradas del INA121, tanto en la entrada positiva y la parte negativa:

$$V_{in}^- = OVDC \quad (3.11)$$

$$V_{in}^+ = 300mVdc \quad (3.12)$$

Logrando de esta forma, una entrada diferencial de 300mVdc.

De esta manera, el voltaje medido a la salida del INA129 es de 1.222Vdc. Por lo tanto, la ganancia es aproximadamente de $4^V/V$.

Finalmente, se realiza un cambio en la ganancia del INA121, variando la resistencia Rg. Las características de la prueba son:

$$R_g = 0.975 \Omega \quad (3.13)$$

$$V_{in}^+ AC = 11.5mVrms \quad (3.14)$$

$$V_{in}^- AC = 0 \quad (3.15)$$

Con los valores mostrados en (3.13), (3.14) y (3.15) se procede a la medición de la respuesta del circuito cuyos valores son:

- La tensión de salida del INA121 es : 2.538VDC
 583mVrms
- La ganancia total es: $50 \frac{\text{V}}{\text{V}}$

Agregando un voltaje de offset para simular la diferencia de potencial en los electrodos:

$$V_{in}^- = 0\text{Vdc} \quad (3.16)$$

$$V_{in}^+ = 11.5\text{mVAC}_{RMS} \quad (3.17)$$

$$V_{in}^+ = 300\text{mVdc} \quad (3.18)$$

$$V_{in}^- = 0\text{V}_{AC} \quad (3.19)$$

La respuesta del circuito es la siguiente:

- La tensión de salida del INA121: 5.097VDC
 0.583VAC

La ganancia total es: $50 \frac{\text{V}}{\text{V}}$

3.1.1.1 Circuito de prueba con INA121:

Luego de verificar la respuesta del circuito conformado por el amplificador de instrumentación, terminamos por mostrar en la Figura 3.3 el circuito total que permitirá obtener un voltaje de salida amplificado a 1V.

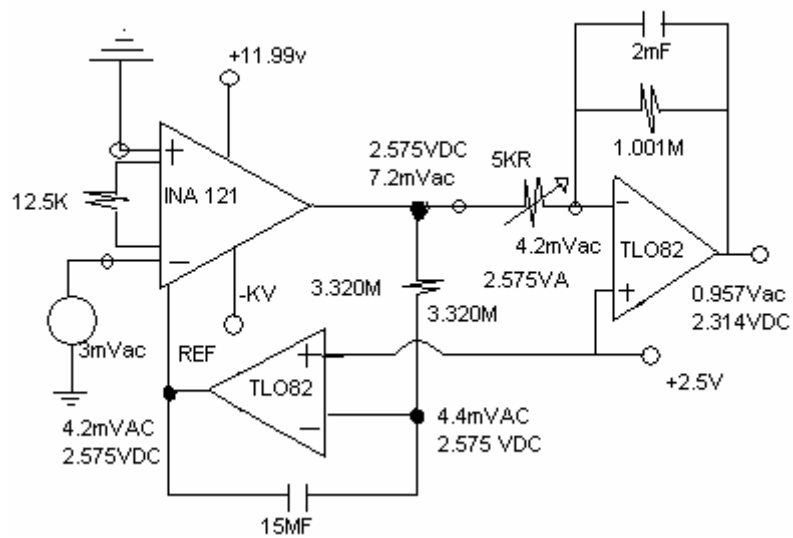
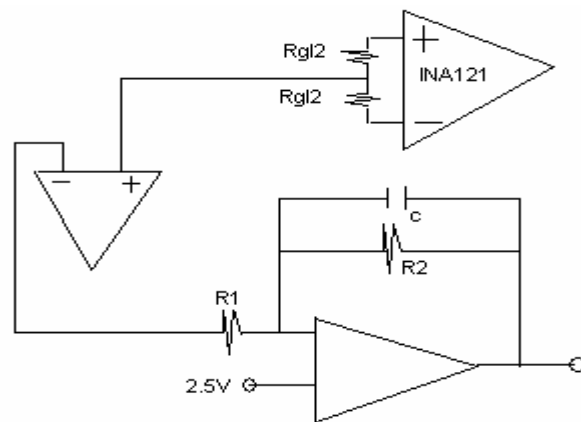


Figura 3.3 Circuito de amplificación de señal a 1V

Luego, la señal de guarda se obtiene del circuito mostrado en la Figura 3.4. Esta señal es derivada a la pierna derecha del paciente.



$$Rg/2 \approx 6.25K$$

$$R1 = 20K\Omega$$

$$R2 = 390K$$

Figura 3.4 Circuito para la señal de Guarda

3.1.2 Prueba con INA128P

Para realizar la prueba se describe a continuación las características de voltaje, corriente y frecuencia empleadas para poder realizar las mediciones respectivas.

Primero se midió cuando la entrada de señal es igual a 0VDC

- Voltaje de la señal entrada: 0VDC
- Alimentación del circuito: +/- 12Vdc
- Corriente consumida por el circuito: + 49.06mA
- 44.50mA

Luego se agregó una señal de entrada de 28mVpp:

- Voltaje de la señal de entrada: $V_{in}=28mV_{pp}$
- Rango de frecuencia de la señal de entrada: 5Hz – 100Hz
- Corriente consumida por el circuito: + 18.50mA
- 14.53mA

Debido a que el sistema de adquisición de señal posee dos caminos para poder realizar acciones diferentes (almacenamiento en la memoria USB o visualización en tiempo real a través de la computadora), se escogió la salida USB.

En la Tabla 3.1 se muestra los valores medidos mediante dos instrumentos sin la presencia del filtro NOTCH.

Osciloscopio	Multímetro
1.00 Vac	299.00 mVrms
2.4 Vdc	2.58 Vdc

Tabla 3.1 Mediciones Sin Filtro

Asimismo, en la Tabla 3.2 se muestran los valores medidos mediante dos instrumentos con la presencia del Filtro NOTCH.

Frecuencia	Voltaje
5Hz	1.06mVpp
60Hz	100mVpp
100Hz	800mVpp

Tabla 3.2 Mediciones Con Filtro

Tal como se ha descrito en el Capítulo II, el Switch CD4066 se encarga de seleccionar el camino por el cual será enviada la señal adquirida por el sistema de adquisición de señal. Debemos de probar cuál es el voltaje que se presenta a la salida para determinar si el USB debe de estar en funcionamiento o en estado inactivo.

En la Tabla 3.3 se detalla la medición con la salida USB desactivada:

Instrumento	AC	DC
Multímetro	60mVrms	0Vdc

Tabla 3.3 Medición con la Salida USB Desactivada

Tenemos que decir, que al cambiar todos los componentes incluyendo el INA121, se puede comprobar que el efecto es el mismo; el offset que se pueda producir a la entrada, producida por los electrodos conectados al paciente, se puede eliminar y hacer que la señal se mantenga sobre un voltaje DC de aproximadamente 2.5VDC; la amplificación llega a ser de aproximadamente 1000 obteniendo en el laboratorio un valor en voltaje RMS de 1.98 VAC; al comparar con el INA121 se puede notar una gran mejora a la salida del OPAMP final. El resultado distorsiona de manera mínima la señal de entrada.

3.1.3 Prueba del Optoacoplador PC817

El PC817 es reconocido por el UL (Underwriters Laboratories) con ficha N° EG4380

En la Figura 3.5 se encuentra la configuración del integrado para poder conocer la disposición de los pines.

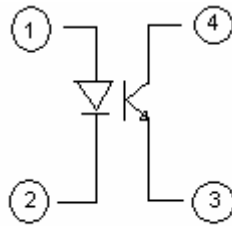


Figura 3.5 Disposición de Pines del PC817

Es así que las características del PC817 son:

A la entrada:

- $V_f = 1.2 - 1.4V$ ($I_f = 20mA$)
- $V_{fm} = 3V$ ($I_{fm} = 0.5mA$)
- $F_R = 104A$ ($V_R = 4V$)
- $C\tau = 30 - 250 pF$ ($V = 0, f = 1Khz$)

A la salida:

- I_{ceo} $V_{CE}=20V$ $10^{-7} A$
- CTR $I_f=5mA, V_{CE}=5V$ $50-600\%$
- F_c $80Khz$
- T_r $4-18ms$
- T_f $3-18ms$

El circuito de prueba se puede observar en la Figura 3.6.

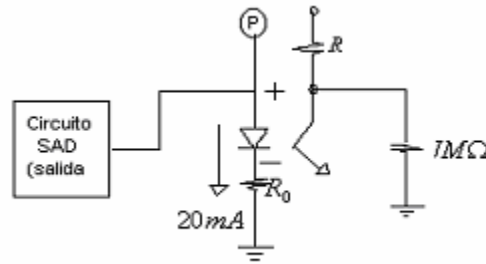


Figura 3.6 Circuito de Prueba del PC817

Es necesario que se mantenga el voltaje del diodo entre 1 y 1.2V

Para la prueba del equipo, es indispensable tener una señal de 1mV a la entrada, luego poder verificar la amplificación de la misma y obtener a través de pulsos sucesivos, una onda cuadrada de 1Vpp de amplitud.

La señal de entrada obtenida luego de la amplificación se grafica en la Figura 3.7.

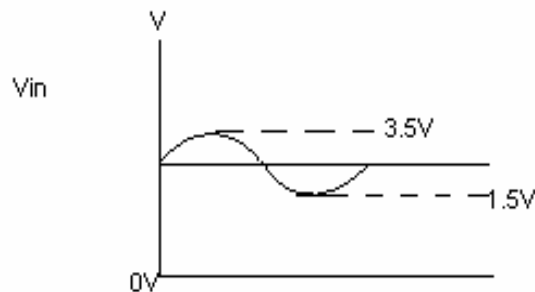


Figura 3.7 Voltaje de entrada para el Optoacoplador

Se puede agregar que el ruido adquirido por el transistor NPN (ver Figura 3.8), si se desea incluirlo en la parte de amplificación posterior al optoacoplador, no permite la buena recepción de la señal.

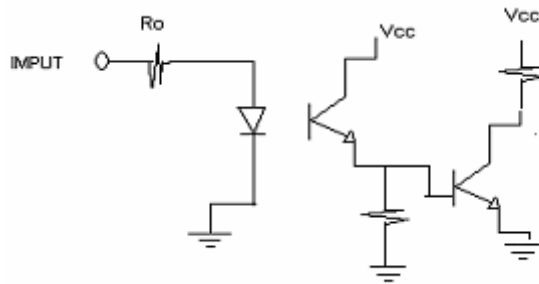


Figura 3.8 Amplificación Posterior al PC817

Toda la mejora obtenida en las etapas anteriores, no se ha podido mantener a causa del transistor.

Por lo tanto, la solución es emplear el amplificador operacional TLO82, debido a las buenas características que posee, tanto en frecuencia como en lo que respecta al CMRR (Relación de Rechazo en Modo Común).

Asimismo, se debe de calcular las resistencias que permitirán obtener una señal capaz de polarizar el PC817 y pueda transmitirla al sistema V.C.O.

Para el voltaje de entrada de 3.5V se obtiene

$$\frac{2.3V}{20mA} = 0.115 * 10^3 = 115\Omega \quad (3.20)$$

Y, para el voltaje de entrada de 2.5V se obtiene

$$\frac{1.3}{20mA} = 65\Omega \quad (3.21)$$

De esta forma, se escoge un valor que se encuentre en medio de ambos resultados:

$$R_0 = 100\Omega \quad (3.22)$$

Los valores encontrados anteriormente se complementan con el circuito perteneciente al Sistema VCO, el cual, contiene los componentes tales como un TRIMPOT y una salida de 5V para poder completar el circuito del Optoacoplador y obtener la ganancia suficiente para causar una modulación FM.

En la Figura 3.9 se muestra la salida del sistema de adquisición de señal. Se puede apreciar que la señal se encuentra superpuesta sobre una señal DC de 2.5VDC y la amplificación de la señal llega a aproximadamente 1V. La ganancia puede ser variada gracias a los TRIMPOT colocados en los amplificadores operacionales encargados de esta función.

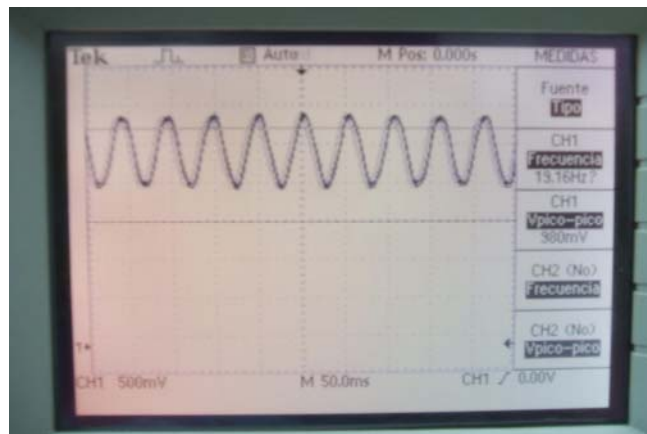


Figura 3.9 Medición de la Señal de Salida del Sistema de Adquisición de Señal

3.2 SISTEMA DE MULTIPLEXACIÓN.

Para realizar las pruebas se necesitó el empleo de los siguientes equipos:

- Fuente de alimentación: MOTTECH LPS-305
- Generador de funciones:: BK Precision 4011A
- Osciloscopio: Tektronix TDS 210
- Multímetro: Fluke 175

Los valores medidos cuando se encuentra ausente la señal de entrada son:

- Voltaje de entrada: 0Vdc / 0Vac
- Alimentación: +/- 12Vdc
- Corriente: + 24.8mA
- 6.67mA

Mientras que los valores medidos cuando se encuentra la señal de entrada presente son:

- Voltaje de entrada: 36mVpp
- Rango de Frecuencia: 5Hz – 100Hz
- Corriente: + 24.8mA
- 6.67mA

En la Tabla 3.4 se muestra los voltajes medidos a la salida del sistema de multiplexación.

Instrumento	Voltaje
Osciloscopio	32mVpp
Multímetro	7mVrms

Tabla 3.4 Medición a la Salida del Sistema de Multiplexación

De la tabla anterior se puede observar que existe una ligera atenuación del voltaje de entrada, pero la ganancia de la etapa siguiente es la suficiente para poder obtener la información necesaria y obtener un análisis adecuado del EKG.

Para poder comprobar que los multiplexores pueden manejar señales de baja amplitud, se empleó un atenuador para simular la amplitud de una señal biológica (en este caso aproximadamente de 1ms).

En la Figura 3.10, Figura 3.11 y Figura 3.12 se muestran las imágenes del osciloscopio, el cual mide la señal de salida de los multiplexores. Para realizar las

pruebas se empleó tres señales distintas: Señal Cuadrada, Señal Senoidal y Señal triangular.

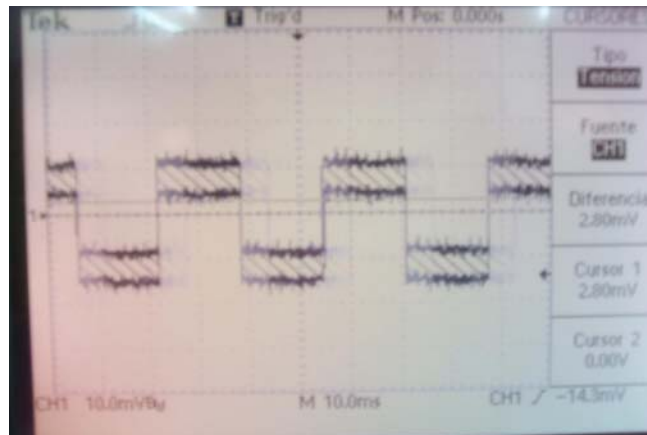


Figura 3.10 Prueba con Señal Cuadrada

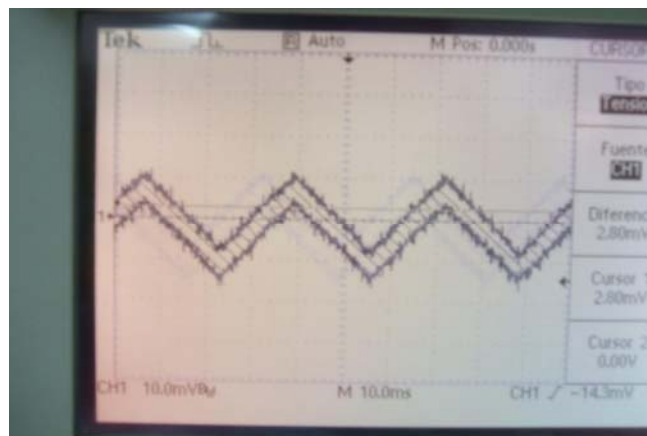


Figura 3.11 Prueba con Señal Triangular

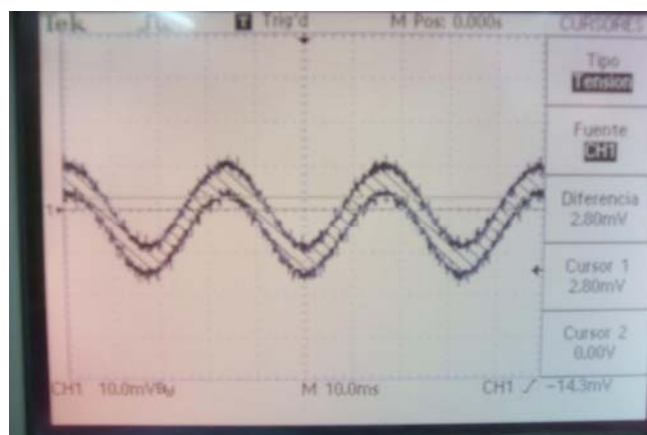


Figura 3.12 Prueba con Señal Senoidal

3.3 SISTEMA VCO.

Para realizar las pruebas se necesitó el empleo de los siguientes equipos:

- Fuente de alimentación: MOTTECH LPS-305
- Generador de funciones:: BK Precision 4011A
- Osciloscopio: Tektronix TDS 210
- Multímetro: Fluke 175

Los valores medidos cuando se encuentra ausente la señal de entrada son:

- Entrada: 0Vdc / 0Vac
- Alimentación: + 11.99 Vdc
- 12.01Vdc
- Corriente: -10.12mA
+27.25mA

Mientras que los valores medidos cuando se encuentra la señal de entrada presente son:

- Entrada: 1Vpp
- Corriente: - 10.32mA
+ 27.25mA
- Rango de frecuencia: 5Hz – 100Hz

De igual manera que en los casos anteriores, en la Tabla 3.5 se presentan las mediciones obtenidas a la salida del V.C.O.

Instrumento	AC	DC
Osciloscopio	1.00Vpp	0Vdc

Multímetro	316mVrms	0Vdc
------------	----------	------

Tabla 3.5 Medición a la Salida del Sistema V.C.O.

La frecuencia de la portadora que se empleó durante las pruebas fue de 295Hz.

La variación de frecuencia de la portadora va desde 10Hz hasta 1.2Khz, y la variación de la amplitud de salida va desde 0Vpp hasta 2.04Vpp.

En la Figura 3.13 se puede apreciar la modulación en FM que se realiza en el Sistema V.C.O.



Figura 3.13 Modulación del Sistema V.C.O.

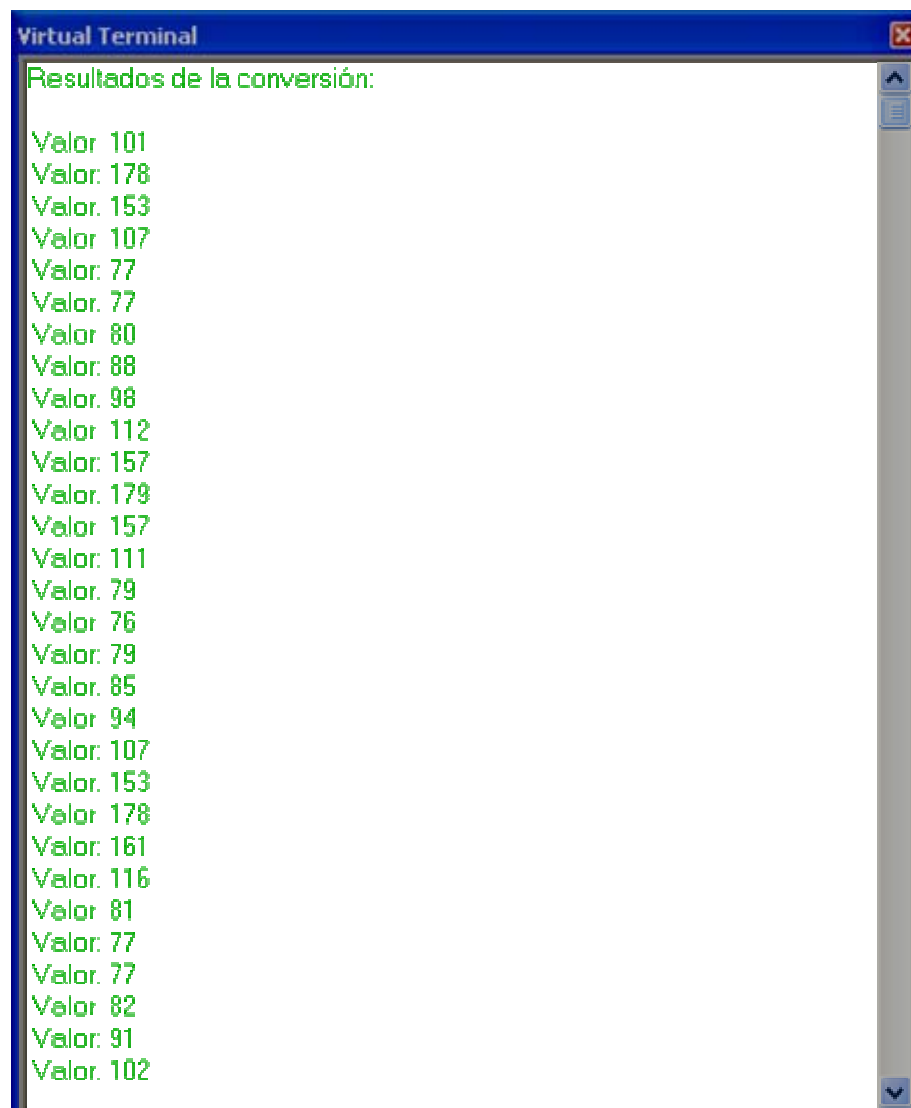
3.4 SISTEMA USB

Para evaluar el sistema USB, se requiere de una computadora con conexión RS232 y el aplicativo Hyperterminal del Windows XP.

Para programar el Microcontrolador PIC18F450 se empleó un grabador de PIC casero, el cual emplea el puerto paralelo para proceder a la grabación así como un software libre llamado MELABS.

Finalmente, es necesario tener un programa destinado a crear los archivos .HEX que serán grabados en el PIC18F452. En este caso se empleó el PIC C Compiler de la empresa CCS Inc. Este software tiene mucha ventaja en comparación a los demás compiladores en C, ya que, posee rutinas ya armadas para realizar las diferentes funciones como la conversión análogo – digital, la comunicación RS232, entre otros.

En la Figura 3.14 se presenta el resultado del programa que se requiere para realizar la conversión análoga – digital. Dicho resultado es mostrado en una pantalla virtual obtenida a partir del software Proteus Isis V6.7 Professional.



```
Virtual Terminal
Resultados de la conversión:
Valor: 101
Valor: 178
Valor: 153
Valor: 107
Valor: 77
Valor: 77
Valor: 80
Valor: 88
Valor: 98
Valor: 112
Valor: 157
Valor: 179
Valor: 157
Valor: 111
Valor: 79
Valor: 76
Valor: 79
Valor: 85
Valor: 94
Valor: 107
Valor: 153
Valor: 178
Valor: 161
Valor: 116
Valor: 81
Valor: 77
Valor: 77
Valor: 82
Valor: 91
Valor: 102
```

Figura 3.14 Resultado de la conversión Análoga Digital

Como se puede apreciar, los valores se presentan en notación decimal y corresponden a una señal senoidal.

La rutina de programación encargada de realizar esta conversión analógica digital es la siguiente:

```
#include <18F452.h>
#include <stdio.h>
#fuses hs, nooscscen, noput, nobrownout, nowdt, nostvren, nolvp, nodebug
#fuses noprotect, nocpb, nocpd, nowrt, nowrtc, nowrtb, nowrtd, noebr,
#use delay(clock=16000000)
#use rs232(baud=9600, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7)
void main()
{
    int i, value;
    printf("Resultados de la conversión:\n\r");
    do
    {
        setup_port_a( ALL_ANALOG );
        setup_adc( ADC_CLOCK_INTERNAL );
        set_adc_channel( 0 );
        value = Read_ADC();
        printf("\n\r Valor: %u",value);
        delay_ms(1000);
    } while (TRUE);
}
```

Luego de realizar la prueba del programa para obtener la conversión analógica–digital, se realizó la prueba del contador. Dicha prueba permitirá al sistema de multiplexación cambiar de derivación constantemente y así poder almacenar la información en la memoria USB.

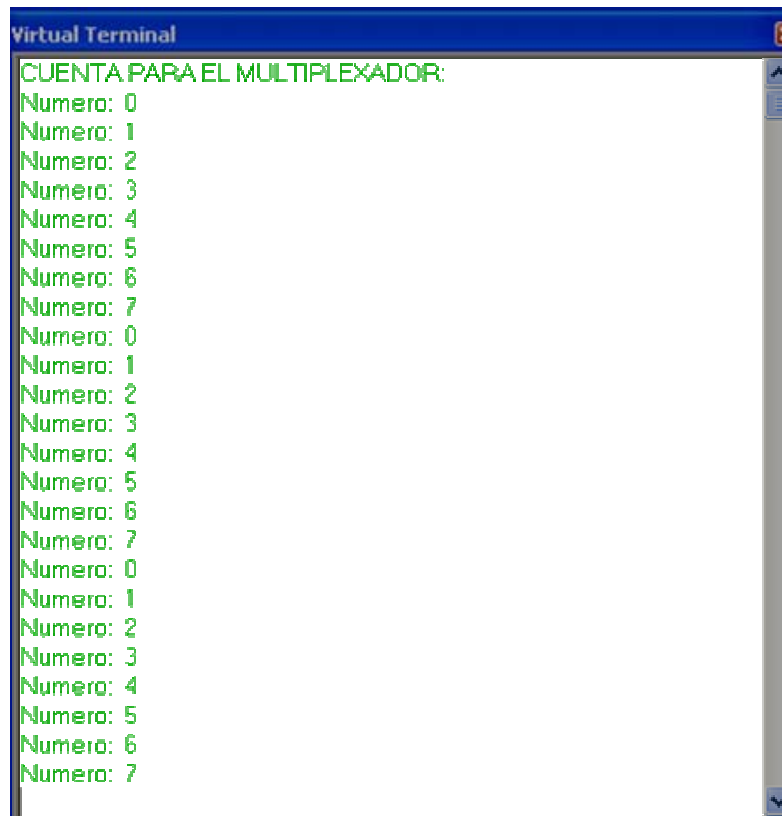
La rutina de programación necesaria es la siguiente:

```

#include <18f452.h>
#include <stdio.h>
#fuses hs, nooscscen, noput, nobrownout, nowdt, nostvren, nolvp, nodebug
#fuses noprotect, nocpb, nocpd, nowrt, nowrtc, nowrtb, nowrtd, noebtr,
void main()
{
int i, cuenta;
#use delay(clock=16000000, xtal=16000000)
#use rs232(baud=9600,xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7, parity=n, bits=8, disable_ints)
i=0;
printf ("CUENTA PARA EL MULTIPLEXADOR:\n\n\r");
do
{
cuenta=i++;
printf ("Numero: %2u\n\r",cuenta);
delay_ms(1000);
if (cuenta==7)
i=0;
}
while(TRUE);
}

```

En la Figura 3.15 se muestra el funcionamiento del programa descrito anteriormente, de igual manera mostrado en la ventana del software Proteus Isis V6.7 Professional.



```
Virtual Terminal
CUENTA PARA EL MULTIPLEXADOR:
Numero: 0
Numero: 1
Numero: 2
Numero: 3
Numero: 4
Numero: 5
Numero: 6
Numero: 7
Numero: 0
Numero: 1
Numero: 2
Numero: 3
Numero: 4
Numero: 5
Numero: 6
Numero: 7
Numero: 0
Numero: 1
Numero: 2
Numero: 3
Numero: 4
Numero: 5
Numero: 6
Numero: 7
```

Figura 3.15 Contador para el Sistema de Multiplexación

Finalmente, se muestra la pantalla del Hyperterminal con el resultado de la detección de la memoria USB. El valor 40 mostrado, señala que no se encuentra conectado dispositivo alguno, mientras que el valor 80 indica que un dispositivo se encuentra conectado.

Lamentablemente no se puede seguir la secuencia total del funcionamiento del USB debido a que los comandos PRINTF, necesarios para poder visualizar en la pantalla del Hyperterminal alguna respuesta, consume demasiado tiempo, causando que los paquetes enviados se desincronicen. Es por esta razón que sólo se puede mostrar el inicio del programa. (Ver Figura 3.16 y Figura 3.17)

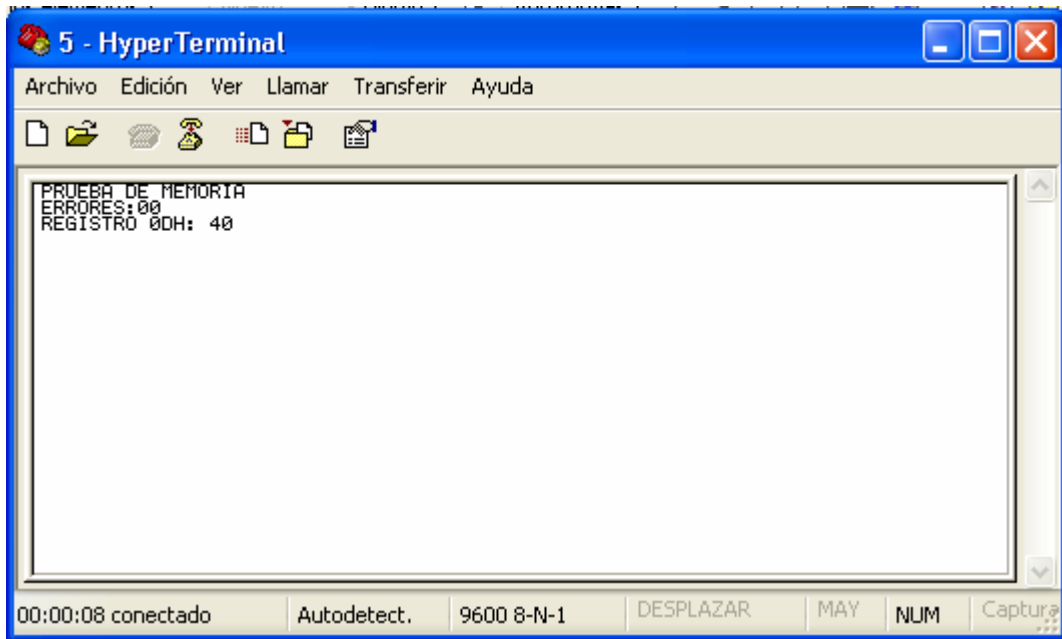


Figura 3.16 Inicio de la detección del dispositivo USB

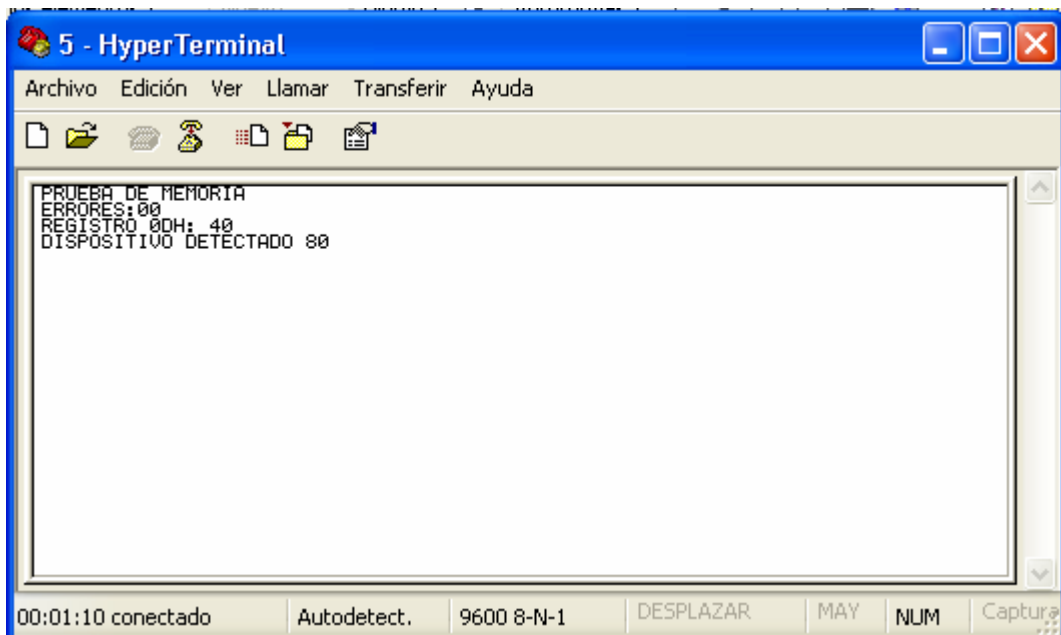


Figura 3.17 Detección del dispositivo USB

La rutina de programación escrita en el SL811HS es la siguiente:

```

VOID SL811_WRITE(INT ADDR, INT DATO)
{
//ESCRIBIR EN EL SL811HS
OUTPUT_LOW(A0);

```

```

OUTPUT_LOW(NCS);
OUTPUT_D(ADDR);
OUTPUT_LOW(NWR);
DELAY_US(0.1);
OUTPUT_HIGH(NWR);
OUTPUT_HIGH(A0);
DELAY_US(0.1);
OUTPUT_D(DATO);
OUTPUT_LOW(NWR);
DELAY_US(0.1);
OUTPUT_HIGH(NWR);
OUTPUT_HIGH(NCS);
//FIN DE ESCRITURA
}

```

Y, la rutina de programación para leer desde el dispositivo SL811HS es la siguiente:

```

INT SL811_READ(INT ADDR)
{INT LEIDO;
//LEER REGISTRO DEL SL811HS
//COLOCAR PRIMERO LA DIRECCIÓN A LEER Y DESARROLLAR EL CICLO DE
ESCRITURA
OUTPUT_LOW(A0);
OUTPUT_LOW(NCS);
OUTPUT_D(ADDR);
OUTPUT_LOW(NWR);
DELAY_US(0.1);
OUTPUT_HIGH(NWR);
OUTPUT_HIGH(A0);
OUTPUT_LOW(NRD);
DELAY_US(0.1);
//LEER LA INFORMACIÓN DEL SL811HS
LEIDO=INPUT_D();

```



```
DELAY_US(0.1);  
OUTPUT_HIGH(NRD);  
OUTPUT_HIGH(NCS);  
//FIN DEL CICLO DE LECTURA  
RETURN LEIDO;  
}
```

Las secuencias presentadas anteriormente son esenciales para poder realizar cualquier tipo de transacción, ya sea entre el PIC18F452 y el SL811HS o el SL811HS y la memoria USB.

CAPITULO 4: COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN

El equipo Holter con conexión a memoria USB, ha sido diseñado y ensamblado con componentes disponibles en el mercado.

Gracias a la colaboración de la empresa CYPRESS SEMICONDUCTORS se obtuvo la donación del integrado SL811HS, el cual permitió la comunicación con la memoria USB.

Se ha solicitado en cada uno de los establecimientos, los comprobantes de pagos de los componentes adquiridos para los diferentes sistemas diseñados; es decir, se han pagado los impuestos correspondientes por la compra del material empleado.

Debemos de anotar que el tiempo empleado y el material bibliográfico requerido han demandado tiempo y dinero, el cual debe ser contabilizado. Por esta razón en la Tabla 4.5 se muestra el costo de las horas hombre y el material bibliográfico empleado para el desarrollo de la presente tesis.

A continuación se muestran en las Tablas 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4 el costo detallado por cada sistema diseñado, que en su conjunto conforman el equipo Holter con conexión a memoria USB.

SISTEMA DE MULTIPLEXACIÓN

ITEM	UNIDAD	CANTIDAD	DESCRIPCION	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL		
1	EA	26	RESISTENCIAS		0.10	2.60	
			Cantidad	Valor			
			4	390K			
			4	10K			
			6	20K			
			3	30K			
			6	1K			
			2	4.7K			
1	1M						
2	EA	4	CONDENSADORES		0.25	1.00	
			Cantidad	Valor			
			4	39pF			
3	EA	8	DIODOS		2.10	16.80	
			Cantidad	Modelo			
			8	NTE177			
4	EA	4	TRIMPOTS		0.80	3.20	
			Cantidad	Valor			
			2	4.7K			
			2	10K			
5	EA	2	REGULADORES		2.70	5.40	
			Cantidad	Modelo			
			1	LM336 – 5V			
			1	LM336 – 2.5V			
6	SET	1	INTEGRADOS		6.70	6.70	
			Cantidad	Modelo			Precio Total
			1	TL084			1.00
			2	CD4052			4.00
			1	CD4069	1.70		
7	SET	1	BORNERAS		3.50	3.50	
			Cantidad	Entradas			Precio Total
			1	4			1.00
			2	3			1.80
			1	2	0.70		
8	SET	1	SOCKET (PARA INTEGRADOS)		1.80	1.80	
			Cantidad	Pines			Precio Total
			2	16			0.4
			2	14	1.4		
TOTAL (S/.)						41.00	

Tabla 4.1 Costo del Sistema de Multiplexación

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑAL

ITEM	UNIDAD	CANTIDAD	DESCRIPCION			PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL					
1	EA	9	RESISTENCIAS			0.10	0.90					
			Cantidad	Valor								
			2	390K								
			1	3.2M								
			2	500								
			1	5K								
			2	8.2M								
			1	4.7K								
2	EA	8	CONDENSADORES			0.25	2.00					
			Cantidad	Valor								
			1	0.0015uF								
			1	39pF								
			1	680pF								
3	EA	2	DIODOS			2.10	4.20					
			Cantidad	Modelo								
			2	NTE177								
			4	EA	8			TRIMPOTS			0.80	6.40
								Cantidad	Valor			
5	10K											
5	EA	1	REGULADORES			2.70	2.70					
			Cantidad	Modelo								
			1	LM336 - 2.5V								
			6	SET	1			INTEGRADOS			51.00	51.00
Cantidad	Modelo	Precio Total										
1	INA128P	40.00										
1	PC817	1.00										
4	TL082CN	8.00										
1	CD4066	2.00										
7	SET	1	BORNERAS			3.80	3.80					
			Cantidad	Entradas	Precio Total							
			1	4	1.00							
8	SET	1	SOCKET (PARA INTEGRADOS)			1.90	1.90					
			Cantidad	Pines	Precio Total							
			5	8	1.00							
			1	14	0.70							
8	EA	1	SWITCH			0.50	0.50					
			Cantidad	Valor								
			1	4								

TOTAL (S/.)	73.40
-------------	--------------

Tabla 4.2 Costos del Sistema de Adquisición de Señal

SISTEMA V.C.O.

ITEM	UNIDAD	CANTIDAD	DESCRIPCION	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL		
1	EA	18	RESISTENCIAS		0.10	1.80	
			Cantidad	Valor			
			1	1M			
			2	1K			
			4	68K			
			1	10K			
			1	100K			
			1	300			
			1	30			
			1	9K			
			1	3.9K			
			2	8.2M			
			2	5.1K			
			1	100			
			2	EA			15
Cantidad	Valor						
5	0.1uF						
2	0.01uF						
1	680pF						
2	330pF						
5	10uF						
3	EA	9	TRIMPOTS		0.80	7.20	
			Cantidad	Valor			
			2	10K			
			1	100K			
			1	25K			
			3	50K			
			1	1M			
			1	1K			
			1	10M			
4	EA	1	REGULADORES		4.10	4.10	
			Cantidad	Modelo			Precio Total
			1	LM336 - 5V			2.70
		1	LM78L05	1.40			
5	SET	1	INTEGRADOS		46.00	46.00	
			Cantidad	Modelo			Precio Total
		1	XR2206	40.00			

6	SET	1	3	TL082CN	6.00	2.30	2.30
			BORNERAS				
			Cantidad	Entradas	Precio Total		
7	SET	1	1	3	0.90	0.80	0.80
			2	2	1.40		
			SOCKET (PARA INTEGRADOS)				
			Cantidad	Pines	Precio Total		
			1	16	0.20		
			3	8	0.60		
TOTAL (S/.)							65.95

Tabla 4.3 Costos del Sistema V.C.O

SISTEMA USB

ITEM	UNIDAD	CANTIDAD	DESCRIPCION	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	EA	15	RESISTENCIAS	0.10	1.50
			Cantidad	Valor	
			1	1M	
			2	1K	
			3	470	
			3	10K	
			2	22	
			2	15K	
			2	100	
2	EA	16	CONDENSADORES	0.25	4.00
			Cantidad	Valor	
			1	220uF	
			1	1uF	
			10	100nF	
			4	22pF	
3	EA	1	REGULADORES	1.40	1.40
			Cantidad	Modelo	Precio Total
			1	LM78L05	1.40
4	EA	1	TRANSISTORES	0.30	0.3
			Cantidad	Modelo	
			1	BC337	
5	EA	2	CRISTALES	1.80	3.60
			Cantidad	Valor	
			1	12MHZ	
			1	16MHZ	
6	EA	1	CONECTORES	3.00	3.00
			RS232 Hembra para placa		
7	SET	1	DIODOS	0.60	0.60

			Cantidad	Modelo	Precio total		
			1	1N4004	0.10		
			2	1N4148	0.20		
			1	ZENER 3.9V	0.30		
8	SET	1	INTEGRADOS			38.00	38.00
			Cantidad	Modelo	Precio Total		
			1	74AC14N	3.00		
			1	PIC18F452	35.00		
9	SET	1	BORNERAS			6.10	6.10
			Cantidad	Entradas	Precio Total		
			1	4	1.00		
			1	3	0.90		
			6	2	4.20		
10	SET	1	SOCKET (PARA INTEGRADOS)			4.40	4.40
			Cantidad	Pines	Precio Total		
			1	14	0.20		
			1	40	0.20		
			1	28 (PLCC)	4.00		
TOTAL (S/.)						62.90	

Tabla 4.4 Costos del Sistema USB

HORAS HOMBRE Y BIBLIOGRAFÍA

Horas de Investigación	Horas de Implementación	Horas de Prueba	Total de Horas	Precio
150	35	90	275	S/. 2,750.00

Cantidad de libros Empleados	Precio
11	S/. 660.00

Precio Total : S/. 3,410.00

Tabla 4.5 Costos de Horas Hombre y Bibliografía

Con las tablas presentadas anteriormente se puede concluir que el precio total del proyecto es de S/. 3653.25 nuevos soles.

El precio total mostrado no indica el precio base sobre el cual se debe de calcular una ganancia si se desea fabricar el equipo, mas bien, demuestra lo que se invirtió para poder crear tecnología propia.

Si se desea construir el equipo para su comercialización, el precio total de los componentes necesario para la fabricación del mismo sería de S/. 318.85, incluyendo el SL811HS que debe ser importado.

CAPITULO 5: CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES

CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES

1. La reducción del costo de implementación y la posibilidad de producir el equipo Holter con conexión a USB, como apoyo en los lugares donde el equipamiento médico es deficiente, pone a disposición de los habitantes de nuestro país la tecnología a favor de su salud.
2. El empleo de dispositivos que se encuentran en el mercado peruano facilitan la construcción del equipo Holter con conexión a USB, haciendo posible estudios posteriores para seguir innovando y agregar características ausentes en este modelo.
3. Con las técnicas de multiplexación empleadas, se hace posible igualar a muchos equipos extranjeros que nos dan la posibilidad de ser empleados no sólo para el estudio Holter, sino también para otros ensayos donde se pone a prueba la capacidad del equipo como por ejemplo: la prueba de esfuerzo.

4. Se observan grandes avances en la tecnología de los microcontroladores. Con el empleo de una de las series más avanzadas en lo que respecta a MICROCHIP, se logra controlar el dispositivo SL811HS que permite la comunicación con el dispositivo de almacenamiento de datos (comúnmente denominado memoria USB o pendrive). La serie empleada (18FXXX) con su gran capacidad de almacenamiento de memoria, logra realizar las tres funciones: Contador para recorrer las derivaciones, conversor análogo digital y finalmente cumple el rol del procesador para controlar el HOST SL811HS.
5. Se pretende motivar a la investigación en lo que respecta al puerto USB que en la actualidad ha desplazado a muchos puertos como es el puerto serie RS232 y el puerto paralelo LPT. Con el empleo de las normas USB se puede lograr comunicarse con una variedad de dispositivos y hacen que los equipos abran sus fronteras en lo que respecta a interconectividad.
6. Uno de los mayores retos de diseño se presentó al momento de realizar el filtrado del ruido. Este elemento crítico dentro de los equipos electrónicos empleados para observar y medir las señales biológicas no fue la excepción en este caso. Si bien es cierto que existen DSP que modelan filtros digitales y dentro de la familia MICROCHIP ha salido al mercado los DSPic, el filtro activo NOTCH cumple muy bien su función al momento de rechazar la frecuencia de 60Hz. Este filtro NOTCH fue una alternativa de bajo costo y con buenos resultados.
7. Si se desean realizar pruebas con señales distintas al simulador del EKG, como por ejemplo provenientes de un generador de funciones, la mejor manera de realizar las pruebas es con la señal senoidal debido a que por la presencia del filtro NOTCH, una señal cuadrada es convertida en senoidal a frecuencias superiores a los 10Hz, esto se debe a que el filtrado es una de las técnicas para realizar conversiones de señal.

8. Aún en la actualidad, el mercado peruano no posee todas las herramientas necesarias para el desarrollo de este tipo de instrumentos. No es posible encontrar un controlador HOST USB, sólo se puede obtener mediante la importación. Así mismo, el diseño del sistema USB se complica si no se posee un conector USB tipo A debido a que se encuentran normadas todas las características eléctricas.
9. En el momento de las pruebas, se requiere de instrumentos calibrados, con puesta a tierra y en perfecto funcionamiento ya que se puede obtener resultados erróneos debido a las características de la señal adquirida, siendo la principal la disminuida amplitud que puede ser atenuada por la presencia del ruido.
10. Debido a que el controlador HOST USB SL811HS sólo posee la aprobación USB 1.1 puede presentar algunos errores en la lectura o escritura en el dispositivo. Se requiere de memorias USB sencillas y de baja capacidad reuniendo de esta manera las condiciones necesarias para poder efectuar el almacenamiento durante las 24 horas de prueba Holter.
11. Es mandatorio el control del voltaje de entrada a la tarjeta de sonido de la computadora ya que ésta se puede dañar debido a sobre tensiones a la entrada. Recordar que los micrófonos son alimentados con 5 voltios emitidos por el conector ESTÉREO.
12. Al momento de demodular la señal y mostrar el ECG, se emplea un filtro BUTTERWORTH, el cual si es reemplazado por un filtro digital FIR no se obtienen los mismos resultados, siendo el primero la mejor elección.

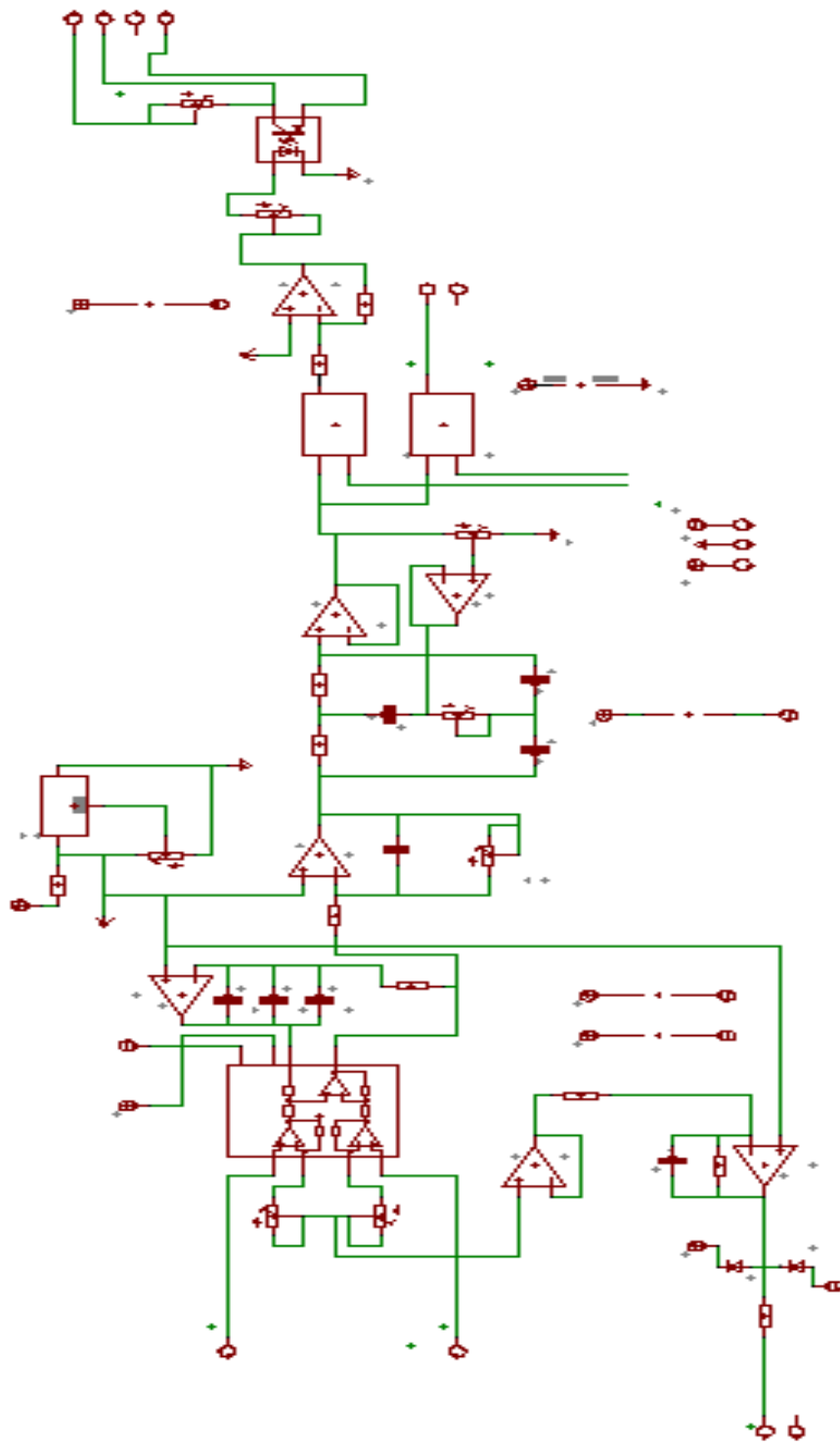


Figura 2A Esquemático del Sistema de Adquisición de Señal

APENDICE B: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE MULTIPLEXACIÓN

En este apéndice se presenta tanto el circuito impreso finalizado como el esquemático necesario para la implementación del sistema de Multiplexación.

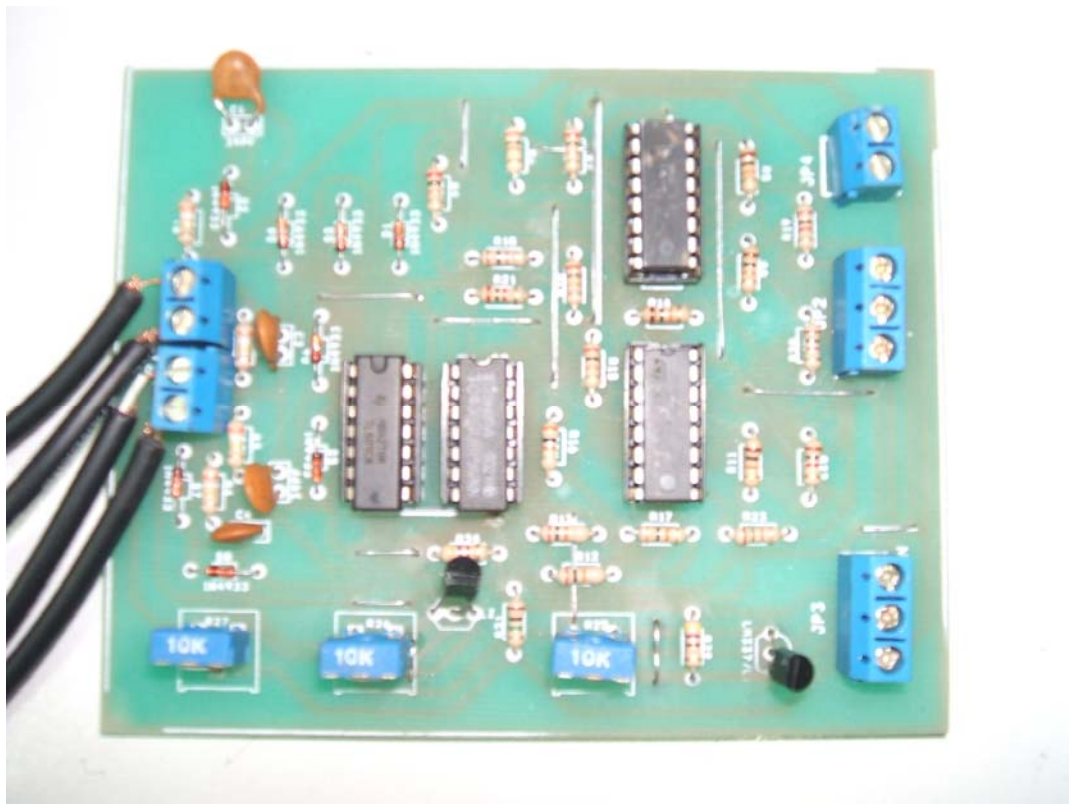


Figura 1B Circuito Impreso del Sistema de Multiplexación

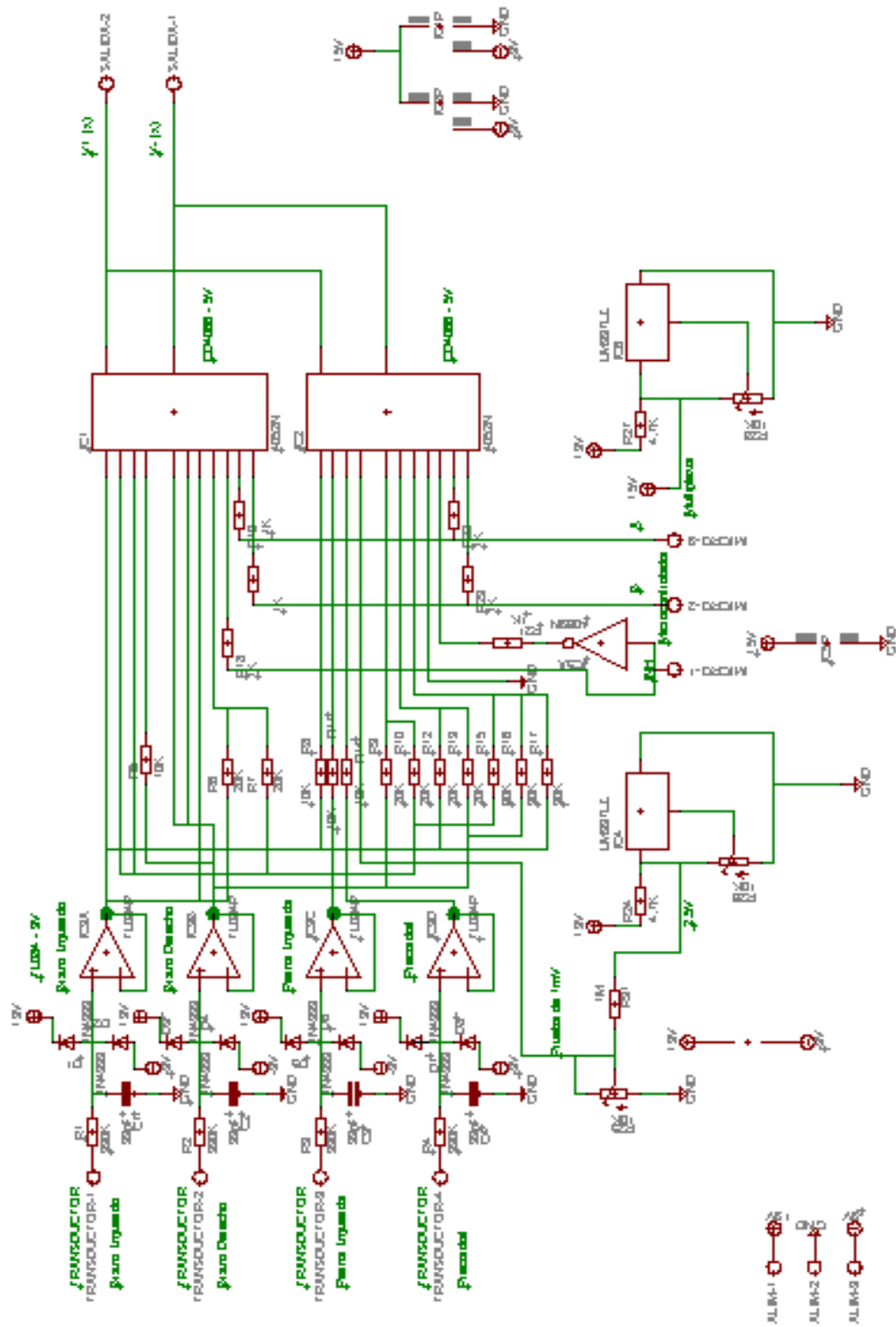


Figura 2B Esquemático del Sistema de Multiplexación

APENDICE C: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA V.C.O

En este apéndice se presenta tanto el circuito impreso finalizado como el esquemático necesario para la implementación del sistema V.C.O



Figura 1C Circuito Impreso del Sistema V.C.O.

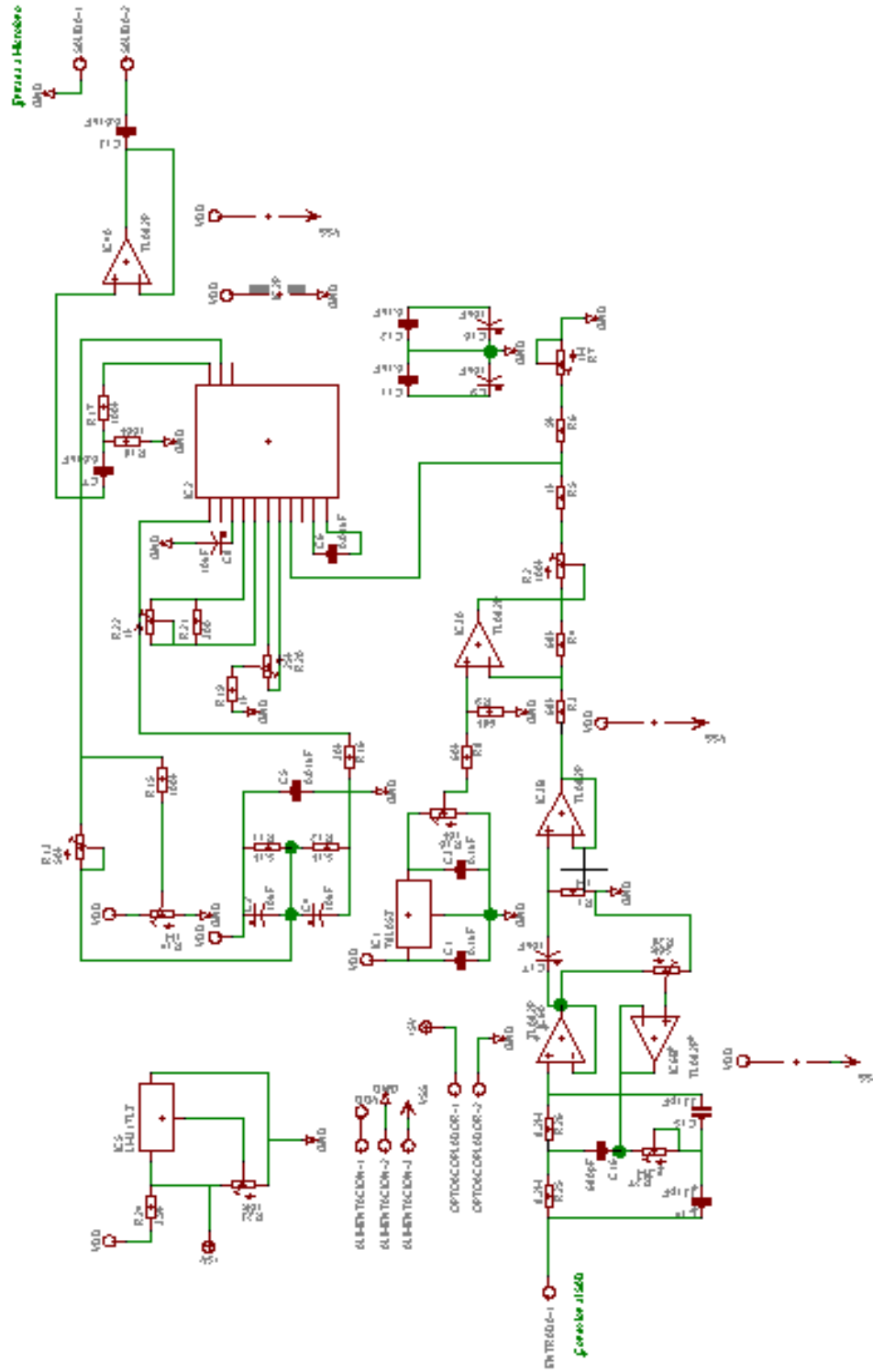


Figura 2C Esquemático del Sistema V.C.O.

APENDICE D: CIRCUITO Y ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA USB

En este apéndice se presenta tanto el circuito impreso finalizado como el esquemático necesario para la implementación del sistema USB

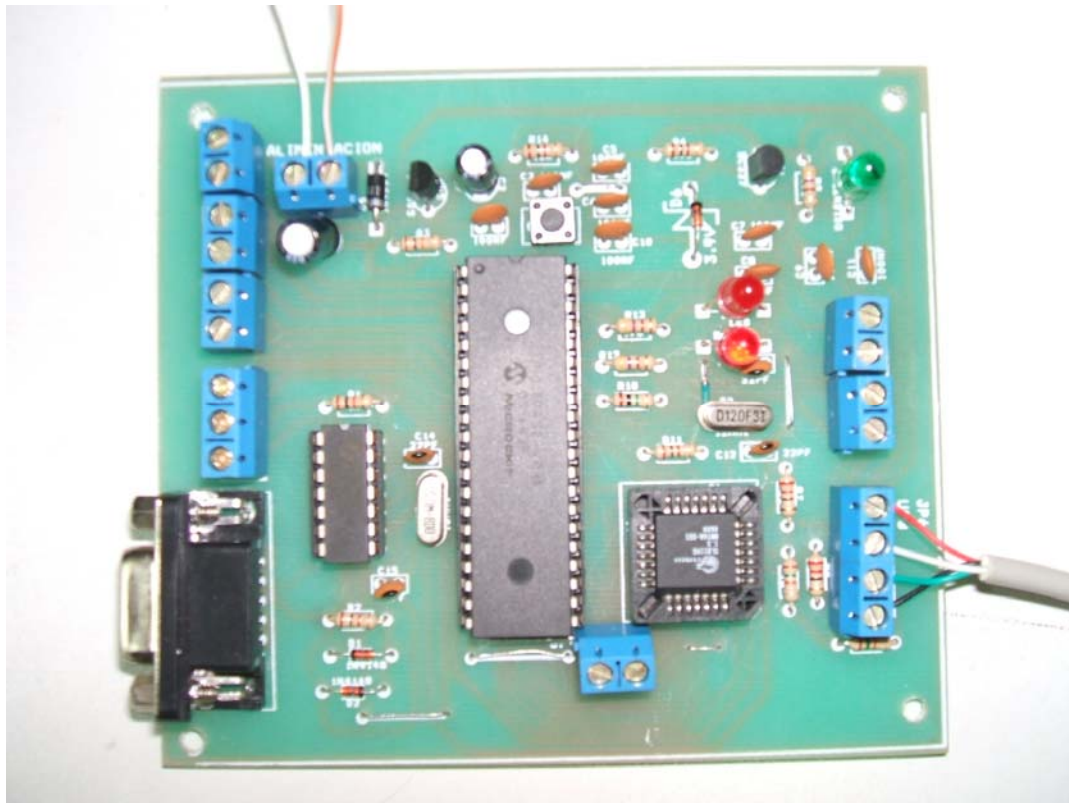


Figura 1D Circuito Impreso del Sistema USB

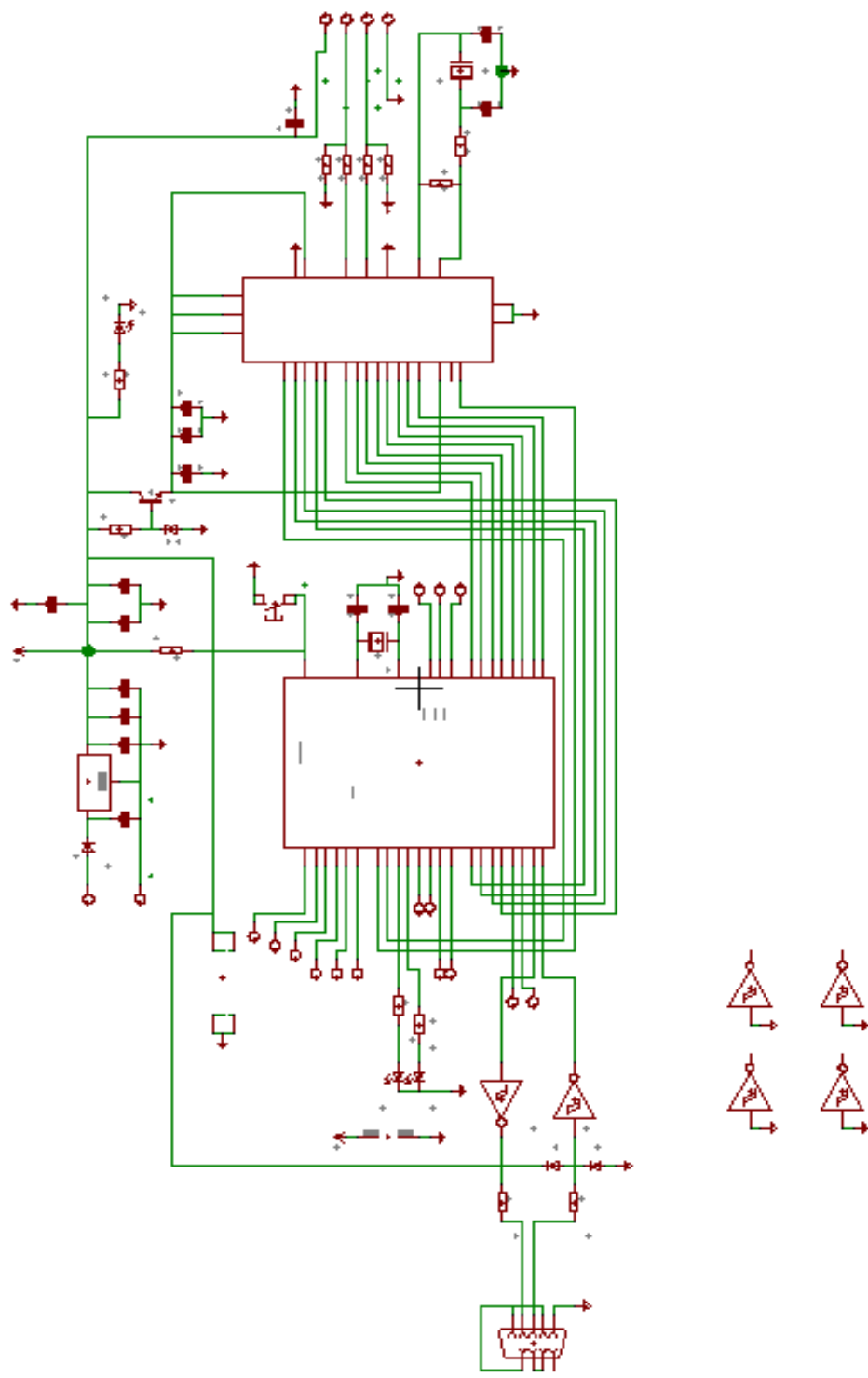


Figura 2D Esquemático del Sistema USB

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AXELSON, Jan. *Usb Complete, Everything you need to develop custom USB peripherals* . Tercera Edición. Lakeview Research LLC. 2005.

AXELSON, Jan. *USB Mass Storage. Designing and Programming devices and embedded Hosts*. Lakeview Research LLC. 2005.

BIELAJEW F. Alex. *Introduction to Computers and Programming using C++ and MATLAB*. University of Michigan. 2002.

CÁNOVAS LÓPEZ Andrés. *C Compiler for Microchip PICmicro MCUs*.

CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION. *SL811HS Embedded USB HOST/SLAVE CONTROLLER*. 2007.

GARDNER Nigel. *An Introduction to Programming the Microchip PIC in C*. Edit. Character Press Limited. 1998.

HERRERO y Rosado, (1995). (Rosado L. y Ayensa J.M. 1999) *El Ordenador Como Medio De Adquisición De Datos En El Laboratorio*.

HINCAPIÉ, Mauricio. *Manual De Manejo De La Tarjeta De Adquisición De Datos Pci 6024-E, Utilizando El Real Time Windows Target De Matlab*. 2002.

MACHADO Alberto José. *Electrocardiografía Básica*.

MICROCHIP. *Pic16F87X Data Sheet*. Microchip. 2001.

PROAKIS, John G., Manolakis Dimitris G. *Tratamiento digital de señales. Principios, algoritmos y aplicaciones*. Prentice Hall. Tercera Edición. Madrid.1998.

RESÉNDIZ, C. Cabrera, F. Romero, R. Quezada. *VM - Campus Hispano; Diseño y construcción de un electrocardiógrafo*. http://www.uvmnet.edu/investigacion/episteme/numero1-05/reportes/a_diseno.asp

Revista Cubana de Medicina Intensiva y Emergencias;

http://www.bvs.sld.cu/revistas/mie/vol2_2_03/mie05104.htm.

SALOMON, David. *Data compression the complete reference*. Tercera edición. Edit. Springer. 2004.

SANDRI, Javier. *Electrocardiografía*.

SEDRA, Adel. y SMITH, Kenneth. *Circuitos Microelectrónicos*. 4ta Edición. Edit. Oxford. 1998.

USB ORGANIZATION. *Bulk Only Transport*. USB SPECIFICATION. 1999.

VALENTINUZZI, Máximo Eugenio. *Introducción a la Bioingeniería*. Edit. Marcombo Boixareu. 1989.

ELECTRÓNICA

<http://www.terra.es/personal6/jgallego2/EXPERIENCIAS/Otras%20experiencias/Otras%20experie>

<http://www.elergonomista.com>

<http://www.kidshealth.org/index.html>

<http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=1200000>

<http://medlineplus.gov/spanish/>