

610.28
NOV
f.2



ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA EN ELECTRICIDAD Y COMPUTACIÓN

“Desarrollo de un Prototipo de Holter”

TOPICO DE GRADUACION

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD
ESPECIALIZACIÓN ELECTRONICA**

Presentado por:

FRANCISCO VICENTE NOVILLO PARALES

JOSE ANTONIO MAZACON MORA



Guayaquil -- Ecuador

2001

AGRADECIMIENTO

A DIOS nuestro Señor por darnos los sueños, el amor, la fuerza y la voluntad, que permitieron nuestra formación como hombres y que nos sostuvo en los momentos difíciles.

A nuestros padres por el invaluable sacrificio realizado para darnos lo mejor.

A nuestros hermanos por su apoyo.

A nuestro maestro y amigo, Ing. Miguel Yapur A. por el empuje, los consejos y enseñanzas.



DEDICATORIA

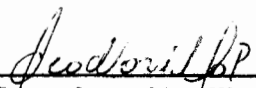
A Dios, a nuestros padres, hermanos, y amigos, por toda la fe y esperanza depositada en nosotros, por la comprensión y las palabras de aliento que dieron inspiración a nuestras vidas.

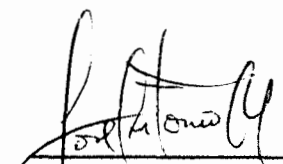
A nuestros maestros que supieron transmitirnos conocimientos.



DECLARACIÓN EXPRESA

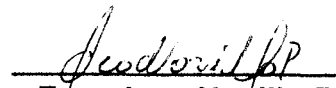
"La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la **ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**"

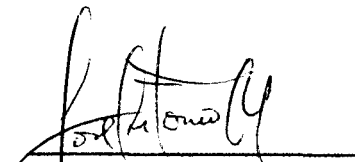

Francisco Novillo P.


José Mazacón M.

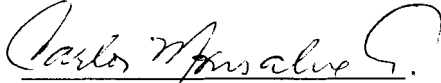
DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la **ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**”

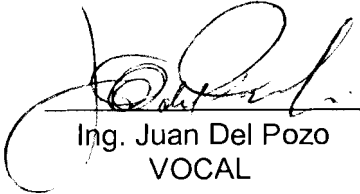

Francisco Novillo P.

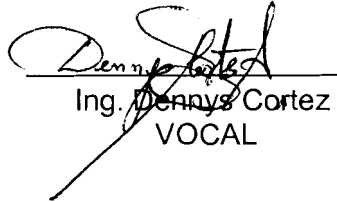

José Mazacón M.

TRIBUNAL DE GRADUACION


Ing. Carlos Monsalve
SUBDECANO DE LA FIEC


Ing. Miguel Yapur
DIRECTOR DEL TOPICO


Ing. Juan Del Pozo
VOCAL


Ing. Denny Cortez
VOCAL

RESUMEN

Con este trabajo se ha desarrollado un prototipo de Holter, el cual es una herramienta para uso médico que permite monitorear el funcionamiento bioeléctrico del corazón de los pacientes mientras efectúan sus actividades de rutina, durante periodos de tiempo prolongados.

La tecnología utilizada comprende la obtención de un producto final utilizando insumos de bajo costo y rendimiento de alta precisión, a fin de que se pueda beneficiar con su uso a pacientes de escasos recursos económicos.

El principal objetivo es graficar la derivación bipolar D2 del electrocardiograma en un medio de almacenamiento como lo es una cinta magnética de audio convencional.

Otra parte importante del sistema consiste en la interfaz al computador, la misma que captura cualquier tipo de señal analógica para mostrarla en pantalla.

Las diferentes etapas de este proyecto se han realizado de tal manera que puedan ser utilizadas en forma independiente y así expandir su uso en diferentes aplicaciones.

Así, también usaremos una grabadora y lectora de audio convencional para el almacenamiento y lectura de la información guardada en la cinta de audio.

Las señales del corazón, serán mostradas posteriormente en un computador valiéndonos de una interfaz al mismo.

INDICE GENERAL

	PAG
RESUMEN.....	VI
INDICE GENERAL.....	VIII
INTRODUCCION.....	1
CAPITULO 1.	
CONCEPTOS FUNDAMENTALES.....	4
1.1. El corazón y su funcionamiento bioeléctrico.....	4
1.2. Generación de los potenciales bioeléctricos.....	7
1.3. Potenciales de acción y de reposo.....	8
1.3.1. Potencial de reposo.....	8
1.3.2. Potencial de acción.....	10
1.4. La bomba de sodio.....	11
1.5. Actividad eléctrica del corazón.....	12
1.6. Electrocardiografía.....	13
1.7. Electroodos.....	17
CAPITULO 2..	
EL HOLTER.....	21
2.1. Funcionamiento básico del Holter Comercial.....	22
2.2. Características.....	23

CAPITULO 3.

EL PROTOTIPO DESARROLLADO.....	26
3.1. Descripción general del sistema.....	26
3.1.1. Diagrama de bloques del equipo grabador.....	26
3.1.2. Diagrama de bloques del equipo reproductor.....	28
3.2. Descripción detallada del sistema.....	29
3.2.1. Descripción del equipo móvil de grabación.....	29
3.2.1.1. Amplificador de instrumentación.....	30
3.2.1.2. Etapa de adaptación.....	33
3.2.1.3. Etapa de modulación en frecuencia.....	35
3.2.1.4. Etapa de grabación en cinta de audio.....	40
3.2.1.5. Fuente de poder.....	41
3.2.2. Descripción del equipo reproductor.....	42
3.2.2.1. Lector de cinta de audio.....	42
3.2.2.2. Etapa de demodulación de frecuencia.....	42
3.2.2.3. Etapa de adaptación.....	46
3.2.2.4. Conversión analógico digital e interfaz al computador.....	48
3.2.2.5 Fuente de poder.....	56

CAPITULO 4.

DISEÑO DEL PROGRAMA CONTROLADOR.....	59
4.1. Programa.....	59

4.2. Valores de puerto y Herramientas de programación.....	59
4.3. Algoritmo.....	62
4.4. Código fuente.....	65
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	71

GLOSARIO

APENDICES

APÉNDICE A: Manual de usuario

APÉNDICE B: Diagrama esquemático del circuito

APÉNDICE C: Fotografías del Equipo

APÉNDICE D: Análisis de Costo

APÉNDICE E: Especificaciones Técnicas

APÉNDICE F: Amplificador Operacional TL084

APÉNDICE G: Temporizador LM555

APÉNDICE H: Convertidor A/D ADC-0808

APÉNDICE I: Generador de Funciones XR-2206

APÉNDICE J: Enganchador de fase XR-215

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

INTRODUCCION

A partir de 1961 sale al mercado una versión de electrocardiógrafo portátil llamado Holter, cuya demanda era restringida debido a su elevado costo. Mediante este dispositivo se lograba registrar la actividad cardiaca de un paciente durante periodos largos de tiempo, según determinadas sintomatologías y después reproducir toda la actividad a través de un monitor con el cual el médico realiza el estudio del paciente.

En los últimos 30 años se ha incrementado el uso de estos equipos y se ha hecho más común su utilización en rutinas de diagnostico.

El objetivo de este prototipo, es demostrar la sencillez técnica en el diseño y funcionamiento electrónico del equipo, así como la factibilidad económica de que se puede realizar con un bajo costo, y el beneficio social que representa al facilitar el acceso al uso, de un Holter, a gran parte de la población de bajos recursos.

En este proyecto se muestra la forma como una señal analógica de baja energía (como la señal cardiaca) puede ser amplificada por dispositivos electrónicos, los mismos que la preparan para poderla almacenar en un equipo portátil de audio convencional.

Luego, transcurrido un tiempo perentorio portando el equipo, el casete con la información es leído por un lector convencional de audio. Posteriormente, la señal es digitalizada e ingresada a un computador por uno de sus puertos.

Mediante un software, la señal digital puede ser interpretada de tal manera que el médico la visualice en el monitor emitiendo su diagnóstico o llegando a otras conclusiones, dependiendo de la utilidad que se le quiera dar.

Este prototipo puede ser mejorado en algunos de sus componentes, principalmente en el tiempo de grabación de la cinta de audio, así como en la reproducción de la misma, ya que para ello se empleó equipos de audio convencionales existentes en el mercado. En cuanto al programa, éste podría proporcionar al usuario una herramienta que le permitiera organizadamente transportar la información almacenada en su computadora de un lado a otro, ya sea en forma de impresión o como un archivo de correo electrónico para poder intercambiar criterios con otros profesionales o centros de salud.

CONCEPTOS FUNDAMENTALES.

1.1. El corazón y su funcionamiento bioeléctrico.

El corazón es un músculo hueco, cónico que está situado entre los pulmones y un poco hacia la izquierda del tórax. Está sujetado por los mismos vasos sanguíneos que entran y salen de él. Lo envuelven tres membranas: la interna o endocardio, la intermedia o miocardio, y la externa o pericardio, la cual es blanca y resistente al esfuerzo mecánico, por lo que limita la movilidad del corazón dentro del tórax.

Si abriéramos el corazón longitudinalmente, lo veríamos dividido por un tabique vertical en dos mitades. La derecha, o “corazón venoso”, llamado así porque contiene la sangre que regresa del cuerpo por las venas(sangre sin oxígeno), y la izquierda o “corazón arterial”, llamado así porque contiene la sangre que va a ser distribuida al cuerpo por medio de las arterias(sangre oxigenada). Ver figura 1.1.

Cada una de las mitades del corazón está dividida en dos cavidades; una superior, llamada “aurícula”, y una inferior llamada “ventrículo”.

En esta división se encuentra una válvula llamada válvula aurículo - ventricular.

Así, el corazón queda dividido en cuatro cavidades:

- Aurícula izquierda

- Aurícula derecha
- Ventrículo izquierdo
- Ventrículo derecho.

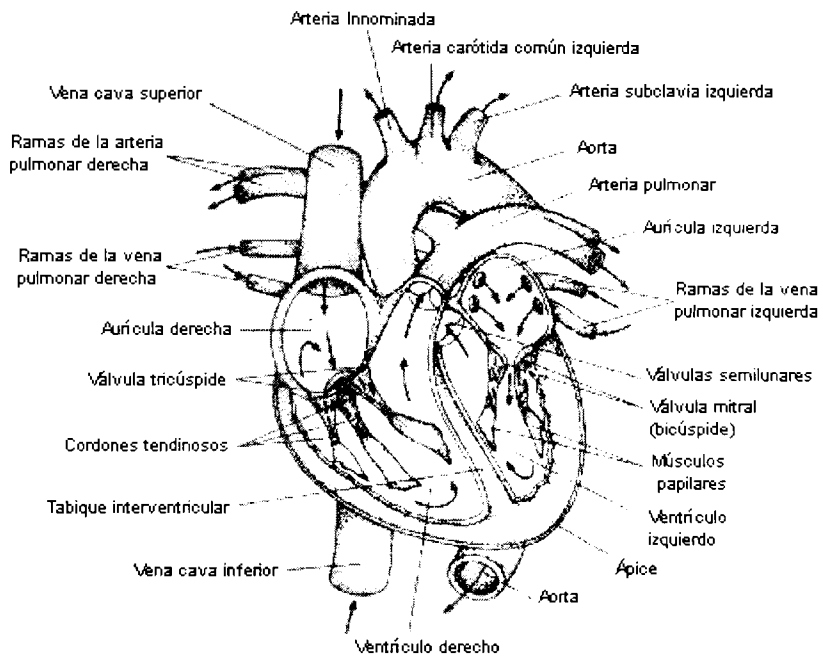


Figura 1.1 El corazón

El ciclo del sistema circulatorio del cuerpo humano inicia con un primer tiempo llamado "Diástole", el cual se da cuando la sangre pasa de forma ininterrumpida de la aurícula derecha y las venas cavas, al ventrículo derecho, y de la aurícula izquierda y las venas pulmonares

al ventrículo izquierdo, llenando así el corazón. Aquí se da inicio a la "Sístole", la cual es un período de tiempo durante el cual se dan los siguientes eventos:

- a. Cierre de las válvulas aurículo - ventriculares
- b. Válvulas pulmonar y aórtica son abiertas
- c. Los ventrículos expulsan la sangre en los contenidos hacia los grandes troncos arteriales que le siguen (Pulmonar y aórtica)
- d. Tiempo final de sístole (relajación) e inicio de un nuevo ciclo.

Para que se realice el bombeo de la sangre, se debe dar primero un proceso electroquímico, el mismo que se presenta de manera espontánea y es el encargado de que las diferentes cavidades del corazón funcionen de forma sincronizada. Además, en él se generan biopotenciales (potenciales eléctricos generados en las células del cuerpo humano), que son los que excitan en sí las células musculares del corazón.

Los elementos químicos que intervienen principalmente en todo este proceso son el potasio (K^+), el cloro (Cl^-) y el sodio (Na^+). Estos elementos, debido a reacciones electroquímicas, generan los potenciales de excitación que hemos mencionado anteriormente.

Al igual que todos los músculos, el corazón responde a estímulos eléctricos, y son éstos precisamente los que provocan la contracción y la expansión del mismo.

1.2. Generación de los potenciales bioeléctricos.

Las células del cuerpo humano están formadas por un núcleo rodeado de una sustancia llamada citoplasma, todo esto envuelto por una membrana, conocida como membrana celular. Los potenciales bioeléctricos se forman entre el interior y el exterior de la membrana celular y son de naturaleza estrictamente iónicos. Los iones predominantes son K^+ (potasio), Na^+ (sodio) y Cl^- (cloro).

Entre las células existe un espacio denominado Espacio intercelular, el cual está lleno de un fluido iónico que representa un medio ideal para la conducción de los potenciales eléctricos.

Cuando está en reposo, la membrana celular es semipermeable, y actúa como un filtro iónico que permite el paso libre de los iones K^+ y Cl^- , mientras impide que los iones Na^+ puedan alcanzar el interior de la célula. Esta es la base de la creación de los potenciales bioeléctricos.

Para una persona en condiciones normales, las concentraciones de iones presentes dentro y fuera de la célula tienen valores aproximados que se muestran en la figura 1.2.

	K⁺	Na⁺	Cl⁻
Dentro de la célula	155	12	120
Fuera de la célula	4	145	4

Figura 1.2: Concentraciones de iones

1.3. Potenciales de acción y de reposo.

1.3.1. Potencial de reposo.

Debido a la semipermeabilidad de la membrana, el Na^+ no ingresa aunque existan altas concentraciones del mismo en el exterior de la célula. El efecto de esto es que la concentración de iones Na^+ en el exterior es mayor que en el interior, por lo que el exterior se hace más positivo.

En cada instante los iones buscan un equilibrio bajo las dos mayores fuerzas que actúan sobre ellos, las producidas por el gradiente de concentraciones y las derivadas del gradiente de campo eléctrico. Ambas fuerzas resultan de la diferencia

de concentraciones de iones y las distribuciones de sus cargas respectivamente.

A causa de la alta concentración de Na^+ fuera de la célula, se forma un campo eléctrico, el cual intentará mover los iones positivos hacia el interior de la célula. Como el Na^+ no puede ingresar fácilmente, el K^+ lo hará por lo que la concentración de iones K^+ en el interior será incrementada. Este proceso continúa hasta que se alcanza el equilibrio en las concentraciones de los iones y en el balance de sus cargas. Para este momento, el potencial es de aproximadamente -90mV . A este valor, en estas condiciones, se lo conoce con el nombre de Potencial de Reposo.

Este potencial de reposo, permanece constante hasta que alguna acción perturbe las células, debido a una característica de las células llamada transporte activo. El transporte activo es la habilidad que tienen las células para mover iones en contra de las diferencias de concentración y de campo eléctrico por medio del uso de energía.

1.3.2. Potencial de acción.

Un estímulo externo sobre la célula (químico, térmico, lumínico, etc), puede producir cambios en la membrana celular. Las características conductivas de la membrana celular se alteran, por lo que cambia el flujo de iones hacia y desde el interior de la célula.

La siguiente secuencia muestra lo que ocurre en este proceso.

1. La capacidad que tiene la membrana para permitir el flujo de iones (conductancia) de Na^+ se incrementa grandemente, causando un flujo de iones (corriente iónica) Na^+ hacia el interior de la célula.
2. La conductancia del K^+ no cambia significativamente hasta este punto, por lo que su concentración dentro y fuera de la célula se mantiene casi constante.
3. La conductancia de Na^+ es mayor que la de K^+ por lo que se produce un incremento en la corriente iónica debido al flujo de Na^+ hacia el interior de la célula. Este flujo continúa hasta que las concentraciones de Na^+ y K^+ se equilibran. En este punto, el potencial comienza a crecer desde los -90mV .

4. Cuando el balance en las corrientes iónicas se alcanza, el potencial de las células ha adquirido un valor de aproximadamente +20mV, a este potencial se lo conoce como Potencial de Acción.
5. La conductancia de Na⁺ retorna al valor normal
6. La conductancia de K⁺ se eleva en 30 veces aproximadamente. Esto causa que el K⁺ se difunda rápidamente fuera de las células mientras que el Na⁺ no se difunde con la misma rapidez debido al decremento de la conductancia del Na⁺.
7. La cantidad de K⁺ en el exterior de la célula es suficiente para que el potencial vuelva a su nivel normal. (nivel de reposo)
8. En este punto, la bomba de sodio ver sección 1.4, comienza su lento proceso de sacar los iones Na⁺ desde el interior y permite que el K⁺ regrese al interior para alcanzar la concentración inicial (estado de reposo).



1.4. La bomba de sodio.

La bomba de sodio es un proceso por medio del cual el Na⁺ encerrado en la célula es expulsado debido a los cambios en los valores de

conductancia del Na^+ en la membrana y a los niveles de concentración de iones positivos en el interior de la célula.

1.5. Actividad eléctrica del corazón.

Dentro del corazón, existen ciertos grupos de células que tienen tareas específicas para su funcionamiento. Se encuentra un grupo que produce los estímulos, los cuales se reúnen en una zona que está sobre la aurícula derecha y, a la cual se ha denominado "Nódulo Sino-Atrial" (nodo S-A, ver figura 1.1). Es aquí de donde parten los impulsos eléctricos excitatorios hacia el resto del corazón. Este es llamado también el marcapasos natural del corazón.

Los impulsos eléctricos, se transmiten a través de las células de las aurículas, excitándolas y produciendo la contracción del músculo que conforma las aurículas (músculo atrial). Esta contracción empuja la sangre hasta los ventrículos.

Los impulsos eléctricos alcanzan posteriormente otro grupo especial de células, que está ubicado en el centro del corazón, en la línea que divide los lados izquierdo y derecho y las porciones superior e inferior. Este grupo de células es conocido como "Nódulo Atrio Ventricular" (nodo A-V, ver figura 1.1). Dicho grupo tiene una tarea especial

consistente en dar un pequeño retraso a los impulsos eléctricos. Este retraso es necesario para que el estímulo a los ventrículos se dé cuando éstos ya estén completamente llenos de la sangre que han bombeado las aurículas. De esta manera se mantiene una sincronización, entre las contracciones auriculares y las ventriculares y aquí juega un papel muy importante el nodo A-V.

El impulso eléctrico se transmite desde el nodo A-V hacia los ventrículos por medio de un conductor llamado "Haz de His", que es un grupo de células con características especiales de conducción, y finalmente es dispersado dentro de los ventrículos, mediante otro grupo especial de células llamado "fibras de Purkinje", en honor a su descubridor (ver figura 1.1). Así es bombeada la sangre hacia el cuerpo.

Este proceso se da a un ritmo que es variable para cada persona, pero que generalmente va entre 50 y 90 latidos por minuto.

1.6. Electrocardiografía.

La electrocardiografía se encarga de registrar la actividad eléctrica del corazón. Esta actividad es la que origina las corrientes que corresponden a los movimientos rítmicos del corazón. La

electrocardiografía, sirve como método de análisis de la actividad eléctrica y en consecuencia, de la actividad mecánica del corazón y con ésta se puede determinar fallas en las distintas partes del mismo.

La actividad eléctrica del corazón se puede registrar, debido a que las excitaciones que se dan en el mismo, se transmiten a todas las células a su alrededor, por lo que llegan también hasta la piel, donde forman potenciales eléctricos. Estos potenciales son de carácter iónico y no pueden ser medidos por los medidores de voltaje normales, se requiere de cierta adaptación de la señal. Esta adaptación de corrientes iónicas (flujo de iones) a corrientes electrónicas (flujo de electrones) la realizan los electrodos (ver sección 1.7).

La técnica de la electrocardiografía se fundamenta en que, tomando el corazón como referencia, los potenciales que se forman se dan en forma negativa hacia un lado y positiva hacia el lado contrario, por lo que, al medir la diferencia entre dos puntos opuesto (con centro en el corazón), podemos obtener una señal de voltaje, que presenta una forma característica en el tiempo, ver figura 1.3.



Figura 1.3: Forma característica de la señal cardiaca

Equipo Básico.

El equipamiento básico para realizar electrocardiografía ha sufrido muchas modificaciones desde que se empezó a implementar. Han existido ciertos avances en los electrodos y su desempeño, los equipos amplificadores de instrumentación también han evolucionado tremendamente, los graficadores han tenido una mejora grande, por lo que, podemos decir que la electrocardiografía esta totalmente desarrollada y que la respuesta que se obtiene es sumamente confiable.

Derivaciones.

En la electrocardiografía, existen varias maneras de tomar mediciones ver figura 1.4, y cada una tiene su punto en particular que la hace más eficiente que las otras para ciertos casos, según la deficiencia cardiaca mostrada.

En el plano frontal, por convención se ha establecido originalmente tres derivaciones, las cuales fueron establecidas por el propio

Einthoven, quien es el padre de la electrocardiografía. Estas derivaciones se conocen como: Derivación 1, Derivación 2 y Derivación 3.

La Derivación 1 (D1) mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho y el izquierdo.

La Derivación 2 (D2) mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda.

La Derivación 3 (D3) mide la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

Estas son las tres mediciones bipolares que se utilizan en electrocardiografía. La derivación que utilizamos en este prototipo de Holter es la D2.

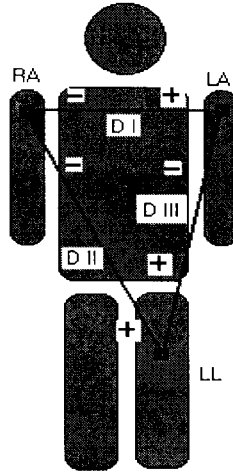
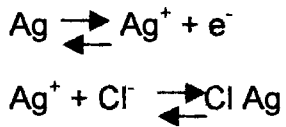


Figura 1.4: Sistema de derivaciones bipolares

1.7. Electrodo.

Debido a la naturaleza iónica de los biopotenciales, la forma de obtener una señal electrónica a partir de éstas, tiene por fuerza que sustentarse en una reacción química. Esta reacción se logra en los electrodos, los cuales no son solamente trozos de metal conductor, sino que son un compuesto químico de plata Ag, a la cual se le hace un baño de cloruro de plata ClAg, el que reacciona a los cambios en las concentraciones de los iones Cl^- , Na^+ , K^+ .

La reacción química que sustenta este proceso es la siguiente:



Así, el electrón e^- queda libre y puede ser recogido para una posterior medición.

Existen varios tipos de electrodos: de superficie, intracelulares, intratisurales. Además de esto, cada tipo de éstos tiene sus propias variedades: capacitivos y de contacto directo. Los mas usados son los de contacto directo, los mismos que existen en las variedades: planos, de succión, de brazaletes, etc.

El electrodo se lo puede modelar eléctricamente por medio de un valor de resistencia en serie con la fuente de voltaje.

Las impedancias en electrodos son dependientes de la frecuencia y de la condición del acople piel-electrodo, la que se puede mejorar con el uso de pasta de acople (gel de cloruro de plata). Valores típicos son $6 \text{ K}\Omega$ a 100 Hz, 200Ω a 1000 Hz, y en el orden de $10\text{K}\Omega$ para corriente continua.

La pasta de acople es muy importante, ya que mejora considerablemente el desempeño de las interfaces piel-electrodo, por lo que se incrementa considerablemente la estabilidad del sistema.

EL HOLTER.

El electrocardiograma (EKG) es una herramienta muy importante para detectar cardiopatías y para apuntar a qué nivel de complicación está la enfermedad del corazón. El EKG es una representación gráfica de las fuerzas eléctricas que trabajan sobre el corazón. Durante el ciclo cardíaco de bombeo y llenado un patrón conocido de pulsos eléctricos cambiantes refleja exactamente la acción del corazón. Estos pulsos pueden ser recogidos a través de electrodos pegados a la superficie del cuerpo. La actividad del corazón representada por ondas características puede así ser evaluada instantáneamente en un monitor de TV o ser impresa sobre un papel milimetrado para su estudio posterior.

Desde su invento a principios del siglo XX, el EKG ha sido el útil más importante del cardiólogo. Resulta imprescindible en el diagnóstico de las arritmias cardíacas, y puede dar información sobre la presencia de una enfermedad coronaria antigua o reciente, y de otros problemas del corazón.

Existe también una versión portátil de EKG en uso desde 1961, el registro Holter, mediante el cual se puede registrar el EKG de un paciente durante las 24 horas del día, lo que a veces interesa mucho en determinadas arritmias. El paciente lleva los electrodos pegados al cuerpo y conectados con una cajita que incluye un dispositivo de grabación. Al cabo de un día, el médico

puede observar el funcionamiento que ha tenido el corazón del paciente no en un momento concreto, sino a lo largo de 24 horas.

El Holter es un sistema que se compone de dos partes, una móvil y otra estacionaria. La móvil se coloca en el paciente y en ella se registra la actividad cardíaca. El registro generalmente se realiza en una cinta magnética. El paciente puede llevar una vida normal mientras su corazón está siendo vigilado. Generalmente se lo utiliza por periodos de un día.

La estacionaria, generalmente está en el consultorio del médico. El paciente lleva hasta el médico la cinta magnética y ésta es reproducida y puede ser analizada.

2.1. Funcionamiento básico del Holter Comercial.

Primero el paciente debe llegar hasta el consultorio del médico, en donde se procede a colocarle los electrodos en una de las derivaciones donde el médico considere más importante, según el problema que presenta el paciente. Una vez colocado el equipo móvil, el paciente puede realizar todas sus actividades normales, debiendo llevar un registro escrito de todas las diligencias que pudieran demandarle mayor esfuerzo, junto con la hora del día a la que la realizó.

Según el tiempo estimado por el médico, el paciente debe regresar al consultorio para entregar la cinta con la grabación. Con ésta, el médico lo coloca en la otra parte del sistema para poder así realizar un análisis detallado de toda reacción del paciente, durante las actividades que realizó y como influyeron éstas en la actividad cardiaca. De esta forma el médico tiene un mayor criterio para sustentar su análisis. En este punto es importante notar que, aunque el periodo de grabación pudo haber sido de 24 horas, la reproducción debe realizarse en una forma mucho mas rápida, de manera que en tan solo unos minutos, tanto el médico como el paciente puedan obtener resultados, listos para ser analizados.

2.2. Características.

El Holter tiene ciertas características especiales que lo hace ideal para un diagnóstico médico.

- Registro de la actividad cardiaca en periodos de tiempo largos.
- Capacidad de grabar 2 derivaciones al mismo tiempo (mayor criterio para el análisis).
- Grabación de la hora y fecha.
- Livianos.
- Bajo consumo de energía.

- Es propiedad del médico.
- Tiempos de acceso al registro muy bajos.
- Medio de almacenamiento económico (casete).

EL PROTOTIPO DESARROLLADO

3.1. Descripción general del sistema.

El prototipo desarrollado se basó en los sistemas Holter existentes en el mercado. Dichos sistemas están compuestos de dos partes, la portátil que es la que lleva el paciente que almacena en una cinta de audio sus señales cardiacas; y el equipo reproductor que se encuentra en el consultorio del médico. Cada equipo esta constituido por circuiterías internas que se describirán posteriormente en este capitulo.

3.1.1. Diagrama de bloques del equipo grabador.

La estructura interna del dispositivo que porta el paciente fue subdividida en 4 partes que serán brevemente mencionadas y descritas a continuación, ver figura 3.1:

- Amplificador de instrumentación
- Etapa de adaptación
- Modulador en frecuencia
- Grabador de cinta de audio

Amplificador de instrumentación

Encargado de recibir la señal eléctrica desde los electrodos.

Amplifica la diferencia de potenciales de la medición D2.

Etapa de adaptación

Prepara la señal para ajustar los parámetros necesarios para la modulación en frecuencia.

Modulador en frecuencia

Transforma las variaciones de voltaje en variaciones de frecuencia.

Grabador de cinta de audio

Registra la señal modulada en la cinta magnética de audio.

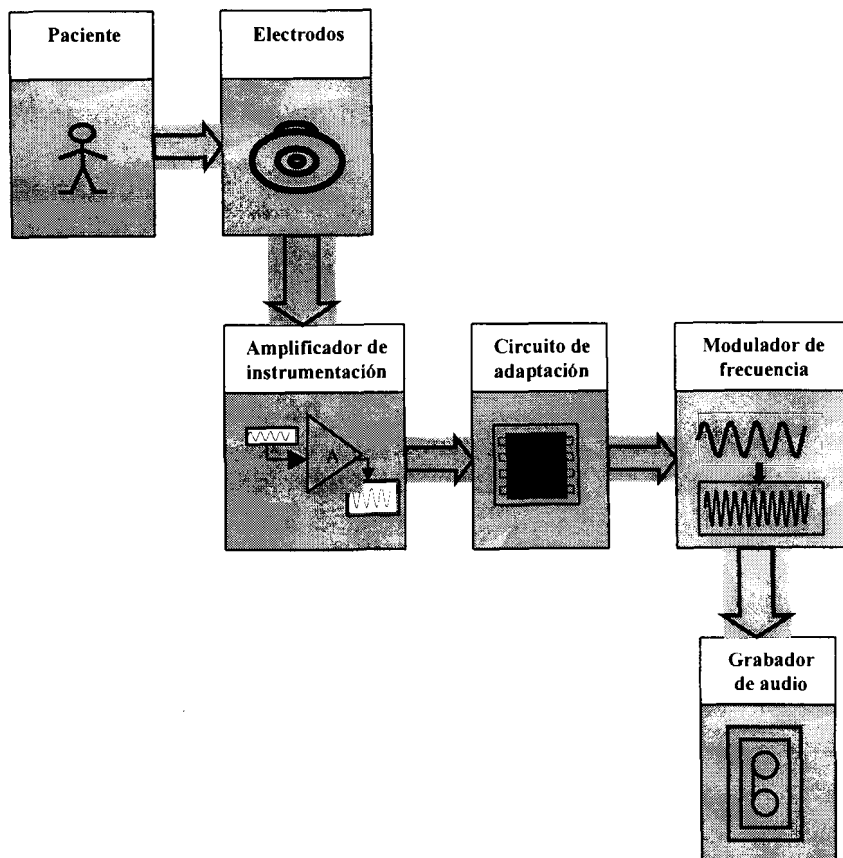


Figura 3.1: Diagrama de Bloques del Equipo Grabador.

3.1.2. Diagrama de bloques del equipo reproductor.

Este equipo se subdivide en 6 etapas, ver figura 3.2:

- Lector de cinta de audio
- Demodulador de frecuencia
- Etapa de adaptación
- Convertidor A/D e Interfaz al computador

Lector de cinta de audio

Reproduce la señal grabada en la cinta magnética de audio.

Demodulador

Recibe la señal desde el lector de cinta y la demodula en frecuencia.

Etapa de adaptación

Prepara la señal para alcanzar los niveles de voltaje apropiados para la conversión analógica a digital.

Convertidor A/D e Interfaz al computador

Codifica la señal cardiaca para ser ingresada por el puerto paralelo al computador.

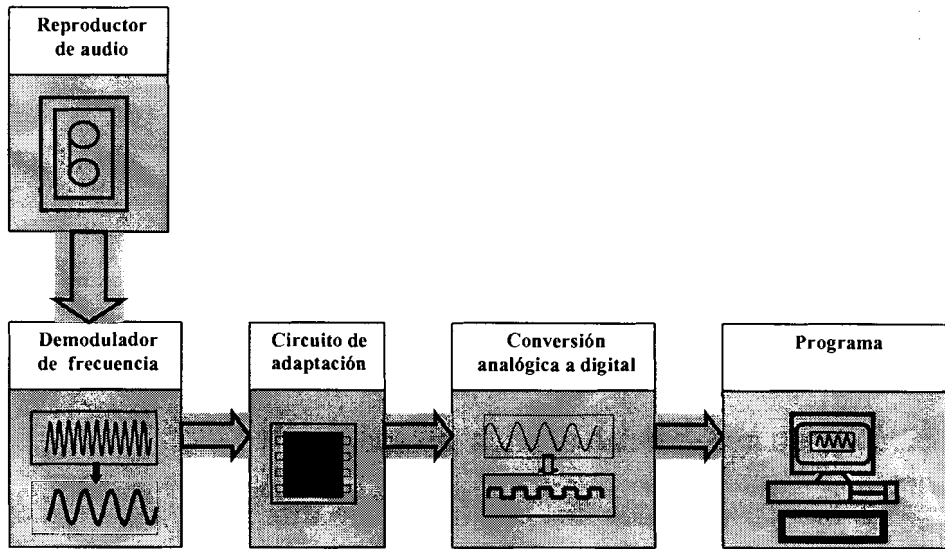


Figura 3.2: Diagrama de Bloques del Equipo Reproductor

3.2. Descripción detallada del sistema.

3.2.1. Descripción del equipo móvil de grabación.

El equipo móvil de grabación consta de un amplificador de instrumentación, una etapa de adaptación, un modulador de frecuencia y un grabador de cinta, los cuales serán detallados a continuación.



3.2.1.1. Amplificador de instrumentación.

El amplificador de instrumentación es muy útil para mediciones de instrumentación y control; en nuestro caso lo utilizaremos para capturar la señal cardíaca. Está diseñado con 3 amplificadores operacionales y 7 resistencias, aunque éstas deben ser de precisión para que el circuito sea estable y con un alto grado de exactitud.

El amplificador operacional es un dispositivo que, además de amplificar señales de voltaje, permite operaciones como la suma y resta de voltajes y otras operaciones matemáticas más. Todo esto viene integrado en un solo encapsulado.

El amplificador operacional U3 (ver figura 3.3) y las resistencias $R_4=R_5=R_6=R_7=R$ forman un “amplificador diferencial” con una ganancia unitaria. Esta configuración es utilizada para eliminar el ruido en modo común, el cual proveniente de las líneas distribución de energía eléctrica de 60Hz, así como los ruidos provenientes de los músculos del cuerpo.

Se llama ruido en modo común porque aparece simultáneamente en ambas terminales de entrada del amplificador diferencial. La minimización de este ruido común se logra ajustando la resistencia variable R_7 .

Los amplificadores operacionales U1 y U2 se los usa para incrementar la impedancia de entrada al circuito. A este par de amplificadores operacionales, en esta configuración, se le llama "amplificador aislado". Dentro del amplificador aislado la resistencia $R_2 = a \cdot R$ se usa para establecer la ganancia del circuito.

El amplificador de instrumentación se construye conectando un amplificador aislado a un amplificador diferencial básico. (Ver figura 3.3)

Los potenciales provenientes de los electrodos (ver apéndice A, figura A1), representan los potenciales E1 y E2 respectivamente en el circuito.

El voltaje en la salida del amplificador de instrumentación se describe con la siguiente expresión:

$$V_{01}=(1+(2/a)) (E1-E2)$$

Donde "a" es el valor mencionado anteriormente como factor para eliminar el ruido común.

El amplificador de instrumentación en este prototipo está desarrollado con amplificadores operacionales TL084, (ver apéndice D para mas detalles del circuito integrado) los mismos que tienen una alta impedancia de entrada debido a que son de tecnología JFET (transistores de efecto de campo). Es importante mencionar que los amplificadores de instrumentación ya existen en el mercado en forma encapsulada, lo cual proporciona una gran estabilidad, alta sensibilidad y además bajísimas corrientes de entrada, en el orden de fento Amperios (1×10^{-15} A), pero lamentablemente no están disponibles en el mercado local.

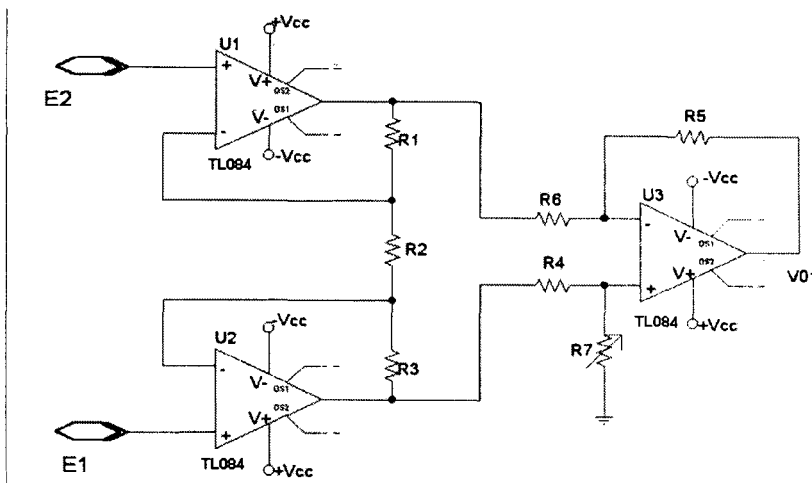


Figura 3.3: Amplificador de Instrumentación.

3.2.1.2. Etapa de adaptación.

Una vez que la señal proveniente de los electrodos es amplificada y despojada del ruido en modo común, es necesario prepararla para que cumpla con los requerimientos de la siguiente etapa (modulación FM) los mismos que serán explicados posteriormente. Dichos requisitos involucran ajustes en los voltajes alternos (ca) y continuos (cc). Para ello se desarrollo el circuito mostrado en la figura 3.4 que consta de dos amplificadores operacionales. El amplificador U4 en combinación

con R_8 , R_9 , R_{10} y el diodo zener que proporciona un voltaje $V_z = 5V$, se encargan de ajustar el voltaje continuo que proviene de la salida del amplificador de instrumentación esto se lo puede representar con la siguiente expresión:

$$V_{02} = V_{01} \cdot (R_{10}/R_9) - V_z \cdot (R_{10}/R_9)$$

Luego de ajustado el voltaje continuo se procede a hacer lo mismo con el voltaje alterno. Para esto se emplea el amplificador operacional U5 en combinación con las resistencias R_{11} y R_{12} dando una configuración de amplificador no inversor que se describe de la siguiente manera:

$$V_{03} = V_{02} (1 + R_{12}/R_{11})$$

El voltaje V_{03} es la salida de esta etapa de adaptación y la entrada a la etapa de modulación.

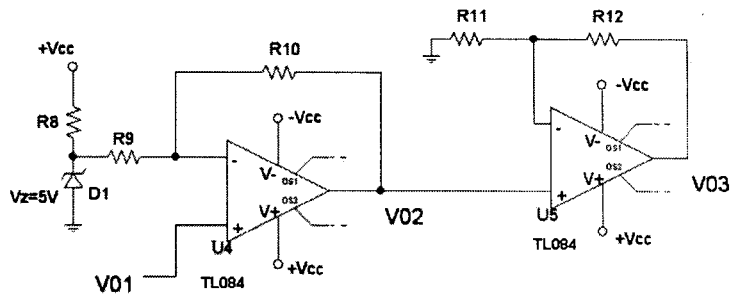


Figura 3.4: Etapa de adaptación.

3.2.1.3. Etapa de modulación en frecuencia.

La razón de incluir una etapa de modulación en frecuencia (FM) en el diseño de este prototipo, nace en el momento de querer almacenar la señal cardiaca en una cinta magnética de una grabadora de audio convencional.

Los sistemas de almacenamiento y reproducción de audio, están diseñados para trabajar en rangos de frecuencias entre 20Hz a 10kHz aproximadamente. Teniendo una señal como la cardiaca, en la cual sus componentes armónicos de frecuencia están en el rango de 0.05Hz a 100Hz, la solución por la que se optó fue modular en frecuencia la mencionada

señal. De esta manera, elevamos la frecuencia de la señal que se almacenará en la cinta de audio.

Para entender lo referente a la modulación en frecuencia, se describirán a continuación algunos de sus parámetros más importantes y luego se tratará el circuito utilizado para tal efecto.

Modulación en Frecuencia.

Resulta cuando la frecuencia de una señal sinusoidal llamada portadora (relativamente alta), cambia proporcionalmente, con la amplitud de una señal modulante. (Ver figura 3.5). El término portadora, se debe a que esta señal transporta, en su variación de frecuencia, la información que proporciona la señal moduladora (señal cardíaca).

Matemáticamente esto lo podemos expresar de la siguiente manera:

$$V_{FM} = V_c \cos \left[2\pi f_c t + k_1 \int V_m(t) dt \right]$$

En donde tenemos que:

V_{FM} = portadora modulada en frecuencia

V_c = voltaje de la señal portadora

f_c = frecuencia de la señal portadora

$V_m(t)$ = señal moduladora

k_1 = sensibilidad de desviación de frecuencia

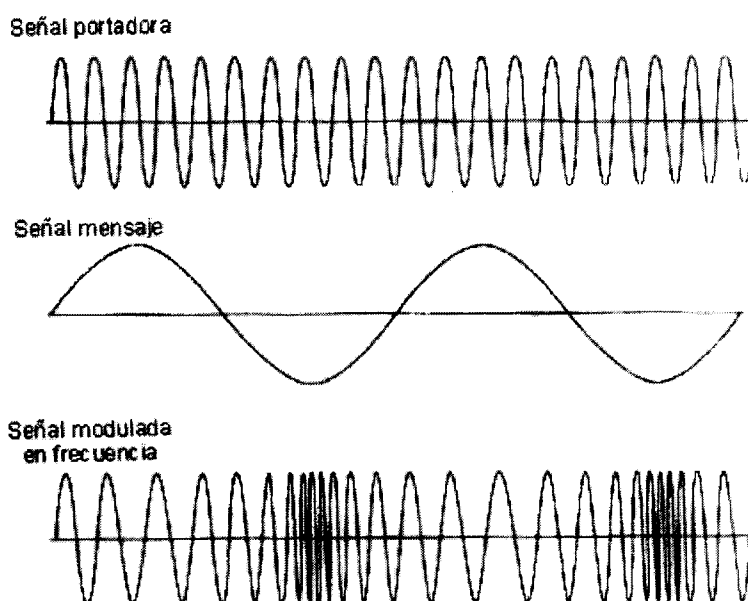


Figura 3.5: Modulación en frecuencia.

Existe un parámetro de mucha importancia en la modulación en frecuencia, que indica el desplazamiento relativo de la frecuencia de la señal portadora, medido en Hz, llamado "desviación de

frecuencia". De esta medida, depende el ancho de banda (espacio en el espectro radioeléctrico) que ocupe el modulador de frecuencia. En los casos de señales radio comercial el ancho de banda es limitado a los estándares de comunicaciones, en nuestro caso, está limitado al circuito integrado que se utilizó.

El circuito modulador usado en la elaboración del prototipo, ver figura 3.6, se desarrollo utilizando el circuito integrado XR-2206.(Ver apéndice G para mas detalles de su funcionamiento).

Este circuito integrado, consta de un oscilador controlado por voltaje (VCO), que no es otra cosa que, un común oscilador, pero con uno de sus elementos variando en función del voltaje aplicado, lo cual, ocasiona una variación de la frecuencia resonante (portadora) y por consiguiente la modulación en frecuencia. En nuestro caso, el voltaje aplicado a la entrada V_{03} es el de la señal cardiaca, proveniente de la etapa de adaptación y

los elementos a los que hace mención son el capacitor C_1 y las resistencias R_{13} y R_{14} , que según la expresión que mostramos a continuación nos permite ajustar la frecuencia de oscilación de la señal portadora, así como, su desviación de frecuencia:

$$F_c = (1/RC_1) \{1 + [R_{13}(1 - V_{03})/3R_{14}]\} \text{ Hz}$$

En donde;

F_c : es la frecuencia de la señal portadora (1kHz), la elección de ésta se explica en la sección 3.2.1.4.

V_{03} : voltaje señal cardiaca proveniente de la etapa de adaptación.

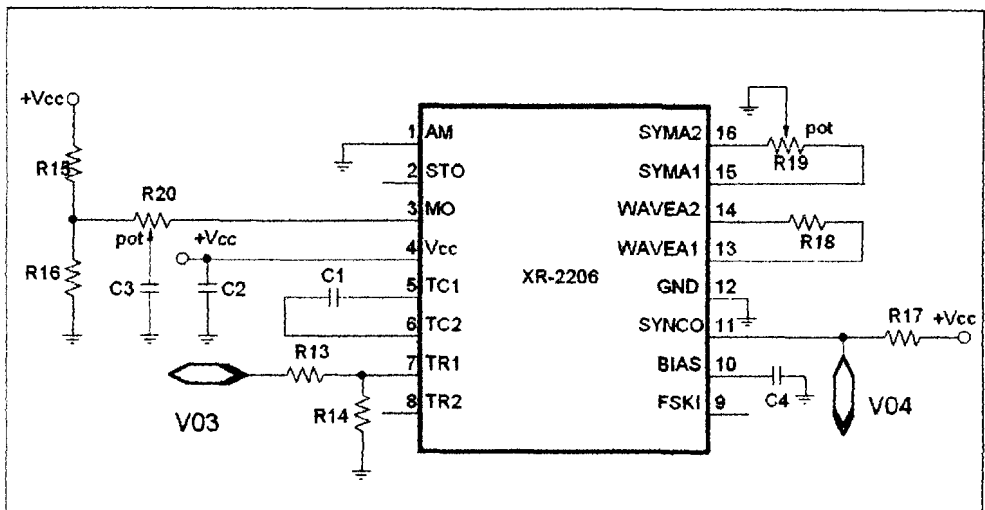


Figura 3.6: Circuito modulador FM.

3.2.1.4. Etapa de grabación en cinta de audio.

En esta etapa se graba en una cinta de audio la señal modulada en frecuencia. Los fabricantes de dichas cintas nos proporcionan una curva de respuesta de frecuencia como la mostrada en la figura 3.7, la cual nos indica el rango de frecuencias en el que se puede grabar una señal en un sistema de grabación de audio convencional sin sufrir atenuaciones significativas. Como podemos observar, la mejor opción es 1kHz, ya que no existe atenuación de la señal que se pretende almacenar en la cinta magnética y en esto se basó la elección de la frecuencia de la señal portadora.

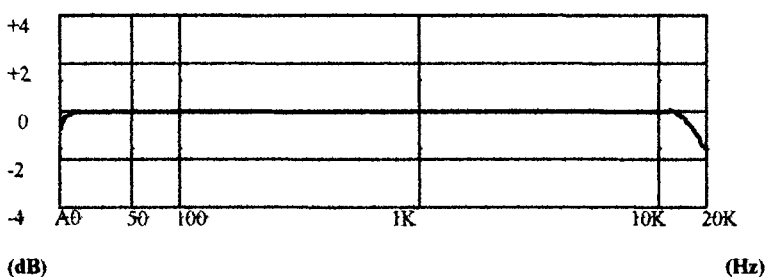


Figura 3.7: Respuesta de frecuencia de la cinta de audio.

La velocidad en un equipo grabador convencional de cinta magnética para audio es de aproximadamente 50 milímetros por segundo.

3.2.1.5. Fuente de poder.

Esta etapa es la encargada de proveer energía a todo el sistema de adquisición de la señal cardiaca, así como, al circuito integrado modulador de frecuencia el mismo que, necesita por lo menos 10V cc de polarización según el fabricante. Para ello, contamos con una batería convencional de 9 V, conectada en serie a dos pilas AA de 1.5 V cada una, para proporcionarnos +12V y además una batería de 9 V para suministraros (-9V), consiguiendo con esto una fuente bipolar de (+12V), (-9V), ver figura 3.8.

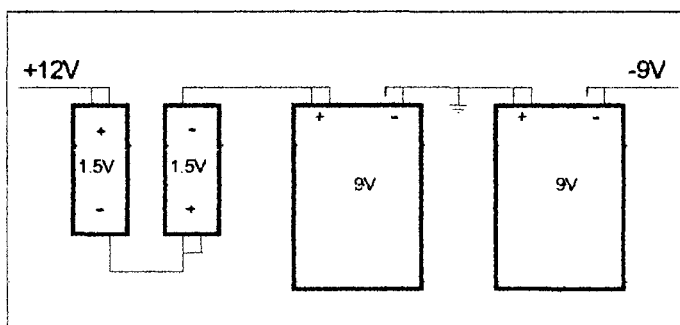


Figura 3.8: Fuente de poder bipolar.

3.2.2. Descripción del equipo reproductor.

El equipo reproductor consta de un lector de cintas audio, un demodulador de frecuencia, una etapa de adaptación, una interfaz al computador y un programa de computadora, que serán detallados a continuación.

3.2.2.1. Lector de cinta de audio.

Esta etapa se la realiza con un lector de cintas de audio convencional, que será conectado a la etapa demoduladora de frecuencia, para obtener la señal cardiaca.

3.2.2.2. Etapa de demodulación de frecuencia.

El término demodulación de frecuencia (demodulación de FM), se refiere al proceso inverso al que mencionamos anteriormente como modulación en frecuencia. Los demoduladores de FM son circuitos dependientes de la frecuencia, que producen un voltaje de salida que es directamente proporcional a la diferencia entre la frecuencia instantánea en su entrada (FM) y la frecuencia central de oscilación.

Se usan algunos métodos, para demodular las señales de FM. Los más comunes son el detector de pendiente, discriminador de Foster-Seeley, detector de relación, detector de cuadratura y el demodulador de FM de circuito de fase cerrada (PLL); de todos estos métodos usaremos el último que se mencionó. Aunque la operación interna de un PLL es bastante complicada, el funcionamiento de un demodulador de PLL de FM es, probablemente, el más sencillo y fácil de entender. A continuación describiremos brevemente a los circuitos de fase cerrada (PLL).

Esencialmente, un PLL es un sistema de control de retroalimentación de lazo cerrado, en donde la señal de retroalimentación es una señal con una cierta frecuencia. El PLL proporciona captación y filtración selectiva de frecuencias sin la necesidad de bobinas e inductores. El circuito básico del circuito de fase cerrada (PLL) se muestra en la figura 3.9 y consiste de cuatro bloques principales: un comparador de fase, un filtro pasa bajas

Se usan algunos métodos, para demodular las señales de FM. Los más comunes son el detector de pendiente, discriminador de Foster-Seeley, detector de relación, detector de cuadratura y el demodulador de FM de circuito de fase cerrada (PLL); de todos estos métodos usaremos el último que se mencionó. Aunque la operación interna de un PLL es bastante complicada, el funcionamiento de un demodulador de PLL de FM es, probablemente, el más sencillo y fácil de entender. A continuación describiremos brevemente a los circuitos de fase cerrada (PLL).

Esencialmente, un PLL es un sistema de control de retroalimentación de lazo cerrado, en donde la señal de retroalimentación es una señal con una cierta frecuencia. El PLL proporciona captación y filtración selectiva de frecuencias sin la necesidad de bobinas e inductores. El circuito básico del circuito de fase cerrada (PLL) se muestra en la figura 3.9 y consiste de cuatro bloques principales: un comparador de fase, un filtro pasa bajas

frecuencias, un amplificador de baja ganancia (opamp) y un oscilador controlado por voltaje (VCO). Sin señal de entrada externa, el voltaje de salida $V_{salida}=V_{out}$ es igual a cero. El VCO opera a un conjunto de frecuencias determinada llamada frecuencia natural u operación sin limitaciones (f_n), la cual se establece por medio del resistor externo (R_t) y el capacitor (C_t). Si se aplica una señal de entrada al sistema, el comparador de fase, compara la fase y la frecuencia de la señal de entrada con la frecuencia natural de oscilación del VCO y genera un voltaje de error $V_d(t)$, que está relacionado con la diferencia entre la fase y la frecuencia de las dos señales. Luego, se filtra este voltaje de error, se amplifica y se aplica a la terminal de entrada del VCO. Si la frecuencia de entrada f_i está lo suficientemente cercana a la frecuencia natural del VCO, f_n , la naturaleza retroalimentadora del PLL hace que se sincronice el VCO, o cierra a la señal que está entrando. Una vez cerrada, la frecuencia del VCO es idéntica a la señal de entrada señal FM, excepto por una diferencia de fase finita, que es

igual a la fase de la señal de entrada menos la fase de la señal de salida del VCO.

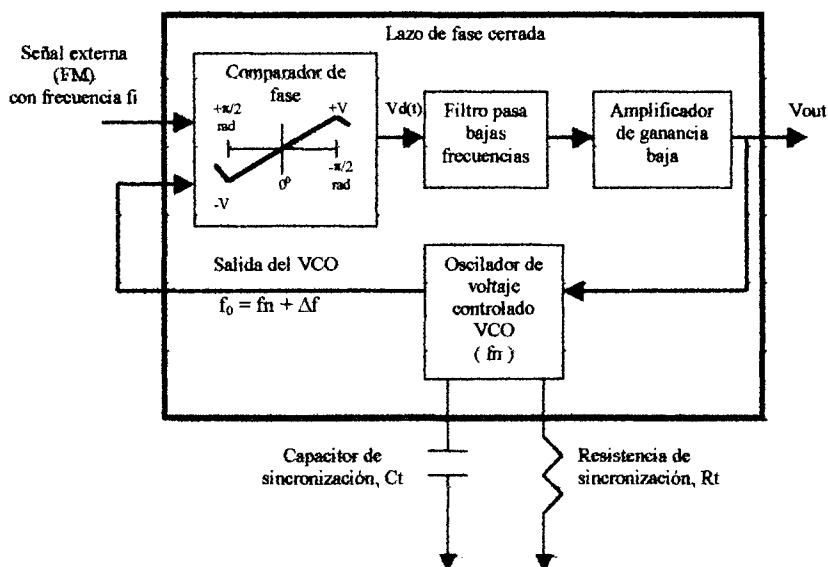


Figura 3.9: Diagrama de bloques del PLL.

En el desarrollo de este prototipo se demoduló la señal FM proveniente del lector de cinta de audio con el PLL en circuito integrado XR-215. Se puede observar en la figura 3.10 el circuito que se utilizó para realizar la demodulación de frecuencia. Para mayor información del uso de este circuito integrado refiérase al apéndice H.

igual a la fase de la señal de entrada menos la fase de la señal de salida del VCO.

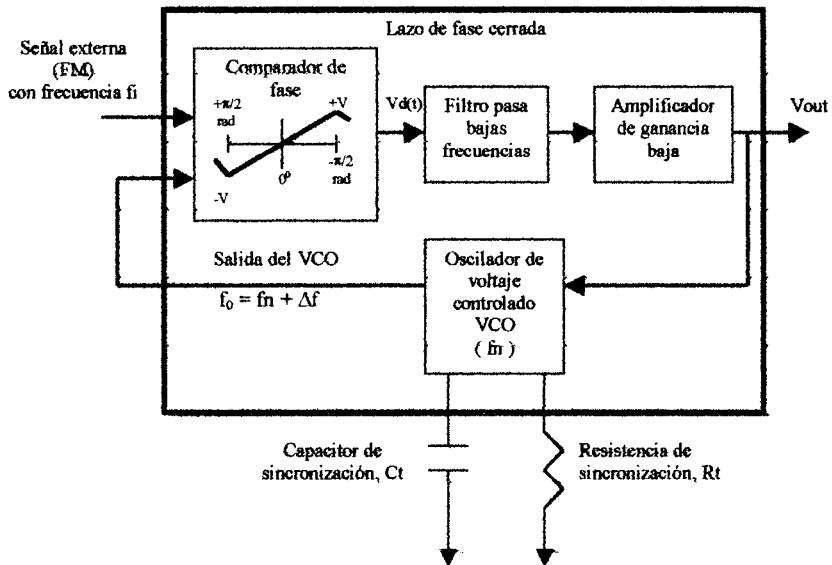


Figura 3.9: Diagrama de bloques del PLL.

En el desarrollo de este prototipo se demoduló la señal FM proveniente del lector de cinta de audio con el PLL en circuito integrado XR-215. Se puede observar en la figura 3.10 el circuito que se utilizó para realizar la demodulación de frecuencia. Para mayor información del uso de este circuito integrado refiérase al apéndice H.

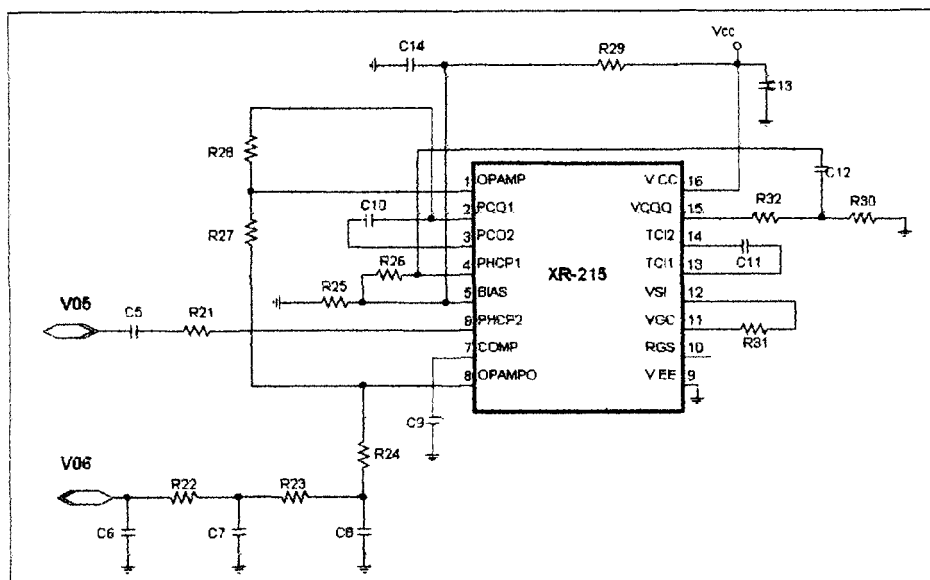


Figura 3.10: Demodulador de frecuencia.

3.2.2.3. Etapa de adaptación.

Cuando la señal proveniente de la cinta magnética es demodulada a través del PLL, la salida de dicho circuito muestra un ruido de frecuencia mayor al de la señal demodulada (señal cardiaca), este ruido es producido por el oscilador controlado por voltaje VCO del PLL; así también, se observa un ruido de menor frecuencia que es producido por el roce de la cinta magnética con la cabeza de lectura del equipo reproductor de audio.

Para disminuir el ruido del VCO se usan 3 filtros pasa baja frecuencia, conectados uno tras otro, como se observa en la figura 3.11, estos filtros están conformados por las resistencias R_{33} , R_{34} , R_{35} , R_{36} y los capacitores C_{15} , C_{16} , C_{17} .

Ahora que la señal demodulada se encuentra limpia del ruido del VCO, el siguiente paso es ajustarla a los requerimientos del convertidor analógico digital, que es la siguiente etapa. Dicho convertidor, requiere que la señal este en el rango de 0V a 5V, para alcanzar ese requerimiento se empleó un amplificador operacional U6, (ver figura 3.11) en combinación con las resistencias R_{36} , R_{37} , R_{38} y R_{39} que nos proporcionaron una configuración de restador de voltaje, que puede ser calibrado con la resistencia R_{38} .

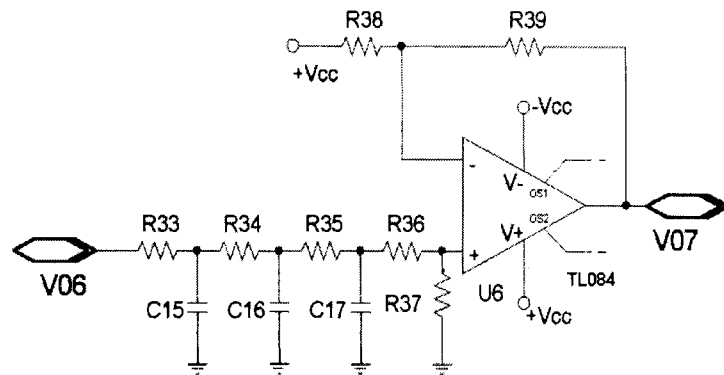


Figura 3.11: Etapa de adaptación.

3.2.2.4. Conversión analógico digital e interfaz al computador.

En esta etapa se contempla la conversión de la señal analógica (señal cardiaca) en una señal digital y su ingreso por el puerto paralelo del computador.

Conversión analógica digital

Un Convertidor Analógico Digital (ADC, por sus siglas en inglés), toma un voltaje de entrada analógico y después de cierto tiempo, produce un

código digital en la salida, el cual representa la entrada analógica.

Para realizar la conversión analógica a digital, existen convertidores que utilizan diferentes técnicas, entre los cuales se destacan: ADC de Rampa Digital, ADC de Aproximaciones Sucesivas y ADC Paralelo (Flash).

De todos estos, el ADC Paralelo es el más rápido y eficiente, pero requiere mucho más circuitería que los otros, siendo también más costoso. El ADC de Rampa Digital es el más sencillo pero mucho menos eficiente.

En un nivel intermedio está el ADC de Aproximaciones Sucesivas, ya que es un poco más complejo y eficiente que el de Rampa Digital, aunque más lento y con menos circuitería que el Paralelo. La Aproximación Sucesiva, es la técnica más empleada en los ADC comerciales, debido principalmente a su velocidad de conversión, y bajo

costo. Además, tiene un tiempo de conversión fijo que no depende del valor analógico a la entrada, por lo que se puede lograr sincronismo con otras etapas del circuito fácilmente.

La técnica de Aproximaciones Sucesivas, se basa en el circuito mostrado en la figura 3.12

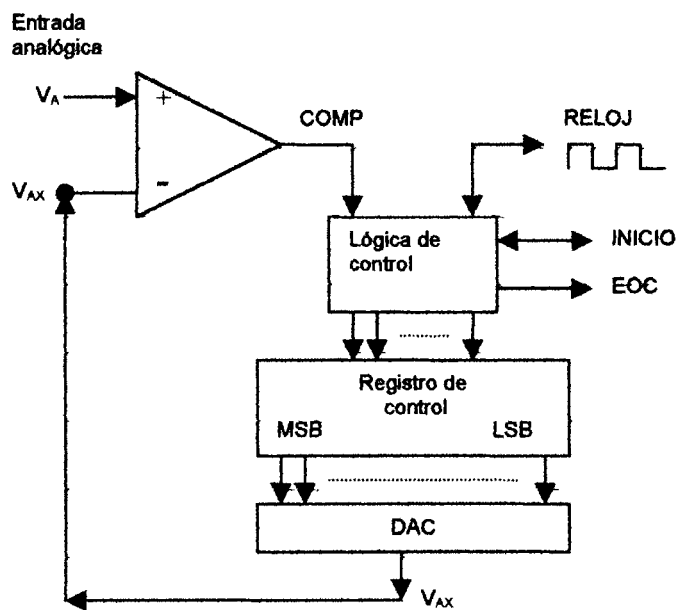


Figura 3.12: Diagrama de bloques Aproximaciones Sucesivas

La lógica de control modifica bit por bit el contenido del registro de control hasta que el contenido de

este se convierte en un equivalente digital de la entrada analógica V_a . Esto se logra con una exactitud que depende de la resolución del ADC.

La resolución de ADC se define como la menor variación en la entrada analógica, que puede provocar un cambio en la salida digital. Mientras mayor sea la cantidad de bits en la salida del ADC, mayor es la resolución del mismo y por tanto, responde a cambios más pequeños en la señal de entrada.

Supongamos la entrada analógica de 10.4 V y un convertidor de 4 bits de resolución, la operación de conversión del convertidor comienza cuando la lógica de control borra todo los bits del registro y, con ello los pone en 0; es así como la salida V_{ax} del ADC sea 0. Como $V_{ax} < V_a$, se tiene que la salida del comparador es alta. En el paso siguiente, la lógica de control pone el MSB (More Significant Bit) en alto, por lo que $V_{ax} = 8V$. Dado que $V_{ax} < V_a$, la salida del comparador sigue en alto y el MSB no cambia. La lógica de control

avanza hacia el siguiente bit, por lo que $V_{ax}=12V$. Dado que ahora $V_{ax}>V_a$, la salida del comparador ahora cambia a cero., Este valor le indica a la lógica de control que debe cambiar nuevamente este bit a cero. Así se vuelve a $V_{ax}=8V$ y la salida del comparador se hace alta nuevamente. En el siguiente paso, se mueve el tercer bit, por lo que $V_{ax}=10V$. Con este valor, $V_{ax}<V_a$ y la lógica de control mantiene este bit en alto.

El paso final ocurre cuando la lógica de control cambia el LSB (Less Significant Bit) a alto. La salida $V_{ax}=11V$ por lo que la salida del comparador va a nivel bajo y la lógica de control cambia nuevamente el LSB a cero. Como ya el último bit fue cambiado, el proceso de conversión ha culminado, por lo que la lógica de control activa la señal de salida EOC (End Of Conversion). Nótese que la señal de salida digital representa realmente 10V y que la entrada es de 10.4V. Este error que se obtiene se debe a que la resolución del convertidor

es de solo 4 bits, y reacciona a cambios del orden de 1V.

El convertidor analógico digital en circuito integrado, que disponíamos al momento del desarrollo del prototipo, era el ADC0808, ver apéndice F para más información del funcionamiento de este circuito integrado. Describiendo brevemente al ADC0808, éste tiene una resolución de 8 bits los cuales serán leídos por el bus de datos del puerto paralelo, ver figura 3.13. Sus pines de control son diseñados para ser manejados por un microprocesador.

El proceso a seguir para lograr la conversión, comienza cuando el computador activa la señal de Start del ADC0808, la que da inicio a la conversión. Cuando la conversión es completada, el ADC0808 activa la señal EOC (fin de conversión), que es recibida por el computador. Inmediatamente el computador emite la señal OE (habilitación de la salida) que habilita la salida del buffer de 3 estados sacándolo del estado de alta impedancia,

permitiendo con esto que el bus de datos del puerto paralelo lea los 8 bits presentes en la salida del convertidor analógico-digital al mismo tiempo.

Frecuencia de oscilación

La frecuencia con la que realiza cada instrucción el convertidor analógico digital, se obtiene mediante una circuitería de oscilación externa, (ver figura 3.13). Para tal efecto, se usó el circuito integrado LM555, ver apéndice E para mas detalles. La frecuencia que se fijó para éste oscilador debía ser suficiente para hacer un buen muestreo de la señal analógica y para estar dentro del rango de funcionamiento del ADC0808, que es de 10 KHz a 1200 KHz, según las especificaciones del fabricante. El valor establecido fue de 80KHz, ya que los elementos disponibles para el desarrollo así lo permitieron.



Puerto paralelo

El puerto paralelo del computador consta de 25 pines los que tienen diferentes funciones (ver figura 3.14), los mismos que son controlados mediante algún programa que ejecute el computador (Ver capítulo 4).

Para la conexión, entre los pines del ADC0808 y el puerto paralelo del computador, se usaron resistencias de 470Ω para evitar posibles corto circuitos.

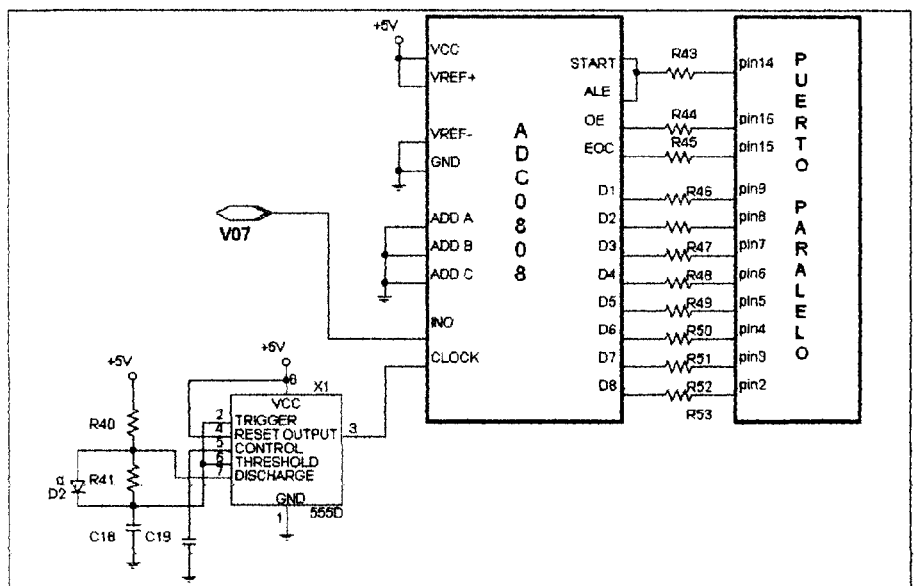


Figura 3.13: Conversión analógica a digital.

Pin	Sigla	Función	Nombre
1	C0-	CONTROL	---
2	D0	DATO	MSB DATO
3	D1	DATO	DATO
4	D2	DATO	DATO
5	D3	DATO	DATO
6	D4	DATO	DATO
7	D5	DATO	DATO
8	D6	DATO	DATO
9	D7	DATO	LSB DATO
10	B6	ESTADO	---
11	B7-	ESTADO	GND
12	B5	ESTADO	---
13	B4	ESTADO	---
14	C1-	CONTROL	START/ALE
15	B3	ESTADO	EOC
16	C2	CONTROL	OE
17	C3-	CONTROL	---
18-25	GND	MASA	GND

Figura 3.14: Función de los pines.

3.2.2.5. Fuente de poder.

La función de este bloque, (ver figura 3.15), es la de surtir energía tanto al demodulador, al acoplador de señal, al convertidor analógico-digital y a su oscilador. La alimentación principal, es obtenida mediante un transformador que provee de energía a una etapa rectificadora, para luego, dar paso a las etapas reguladoras de voltaje, en donde se usaron

reguladores de voltaje en circuito integrado como el LM7805 (+5V), LM7812 (+12V) y LM7912 (-12V), (Remitirse al Apéndice I para mas detalles).

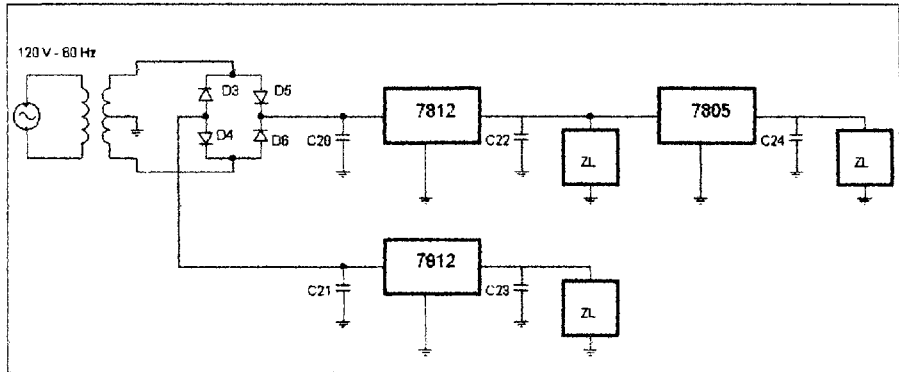


Figura 3.15: Fuente de poder.

DISEÑO DEL PROGRAMA CONTROLADOR.

4.1. Programa.

La interfaz implementada para este prototipo de Holter, requiere un programa informático que nos permita obtener los datos desde el convertidor analógico - digital, preparar estos datos y luego graficarlos en el monitor. El desarrollo de este programa lo explicaremos en este capítulo.

4.2. Valores de puerto y Herramientas de programación.

La mayoría de las computadoras actuales disponen de dos modos de operación para el puerto paralelo: LPT1 y LPT2, cada uno con su respectiva dirección base. Así, para el puerto LPT1 la dirección base es 378 para datos, 379 para estado y 37A para control.

Para el puerto LPT2 la dirección Base es 278 para datos, 279 para estado y 27A para control. Convenimos en usar esta configuración.

Notamos que aunque físicamente el puerto paralelo de una computadora es uno solo, lógicamente está dividido en tres secciones:

- CONTROL, Dirección Hexadecimal 27A
- ESTATUS O ESTADO, dirección hexadecimal 279
- DATOS, dirección hexadecimal 278,

si tomamos el modo LPT2 en la configuración básica del puerto paralelo. Refiérase a la figura 3.10 para más detalles.

Al escoger el lenguaje que utilizaríamos, optamos por el lenguaje Visual Basic, versión 5, el cual es fácil de aprender y muy flexible. Aunque ya esta disponible la versión 6, utilizamos la versión 5 debido a que contamos con la licencia original de este.

Al momento de utilizar el puerto paralelo, encontramos que este lenguaje no cuenta con un control especializado para esta tarea. Sin embargo, encontramos en Internet (www.paralelport.com) una librería especial adaptable al entorno de desarrollo, que nos permite la utilización de una función de escritura y una de lectura, para las cuales, solo se necesita proporcionar la dirección del puerto a escribir o leer y los datos a escribir.

Con la ayuda de esta librería llamada "inpout32.dll", escrita por Jan Axelson, pudimos tener acceso desde Visual Basic al puerto paralelo, con la suficiente flexibilidad como para poder leer 8 bits en un solo ciclo de lectura. Esto ayuda a que el proceso de lectura sea más rápido y que el circuito de la interfaz sea más compacto.

Esta librería es de 32 bits y puede correr en plataformas Windows 95/98/me. En plataformas NT y 2000 no se cuenta con acceso directo al puerto, por lo que no se garantiza el normal funcionamiento del equipo en estos sistemas.

Las funciones Inp y Out de la librería, permiten leer y escribir datos desde y hacia el puerto respectivamente.

La función OUT requiere como parámetros la dirección del puerto a escribirse y los datos a escribirse en este puerto. El formato de salida es: **Out (dirección _ puerto, datos)**.

La función INP solo requiere la dirección del puerto que se quiere leer. El valor de la función se asigna a una variable de tipo entera. El formato de lectura de datos es: **Variable = Inp (Dirección _ puerto)**.

El manejo de esta librería corre por cuenta y riesgo del programador, ya que pueden surgir inconvenientes si se programa mal. Por ejemplo, establecer niveles altos en el puerto de salida desde el programa, mientras el hardware está establecido como salida también pero con nivel bajo, podrían producirse niveles de corriente que podrían destruir el puerto.

4.3. Algoritmo.

Diagrama de flujo del programa controlador.

El programa que maneja la interfaz analógica digital y que muestra la señal en el computador se basa en el diagrama de flujo de la figura 4.1.

La captura de datos se realiza de una manera sincronizada para evitar distorsión en la gráfica de la señal.

Primero se envía una señal de inicio de conversión al convertidor analógico digital 0808 (START=1). El puerto de salida utilizado es el de Control que tiene la dirección hexadecimal **27A** y el dato a escribir, tiene el equivalente decimal 31.

Con estos valores se escribe en el bit B3 del canal de control(pin 15), un 1 lógico, el cual indica al convertidor el inicio de la conversión. Luego, el programa lee datos desde el puerto de estatus (dirección **279** en hexadecimal). Esto lo realiza hasta que la señal EOC (End Of Conversion) se activa, lo cual indica la culminación de la conversión de una muestra y se manifiesta en un cambio en el bit 16 del puerto de estatus.

En éste momento se cambia la dirección del puerto de entrada para poder recibir los datos procedentes del convertidor A/D. La nueva dirección hexadecimal es **278** (puerto de datos).

Para evitar posibles fallas en el momento de intercambio entre lectura y escritura, desde y hacia el puerto, utilizamos señales de control que habilitan o deshabilitan el buffer de tres estados de salida del 0808, con lo que, sus salidas obtienen un valor de alta impedancia. Este proceso se debe realizar en cada lectura de datos, ya que de lo contrario, los niveles de voltaje en las salidas del 0808 podrían enfrentarse a niveles altos en las salidas del puerto, lo que podría provocar daños en ambos circuitos.

Gracias a la funcionalidad de Visual Basic, cada una de estas tareas fue implementada como una subrutina, por lo que, el código se reduce al utilizar solamente llamadas a estas subrutinas.

Una vez que los datos están en el buffer de entrada del puerto, son asignados a una variable llamada **PortIn**, (entera) y desde aquí es manipulada para lograr el ajuste en la pantalla.

Este proceso se realiza 8500 veces en cada presentación de la pantalla, en la cual, pueden verse hasta 6 períodos de la señal. Esta cantidad la definimos luego de realizar cálculos tomando como base las dimensiones de la pantalla que queríamos mostrar, el número de señales que queríamos ver y la cantidad de muestras por segundo necesarias para poder lograr una buena resolución. Luego de esto, la pantalla se borra y se vuelve a ejecutar el proceso hasta que el usuario pulse "Detener" o "Salir".

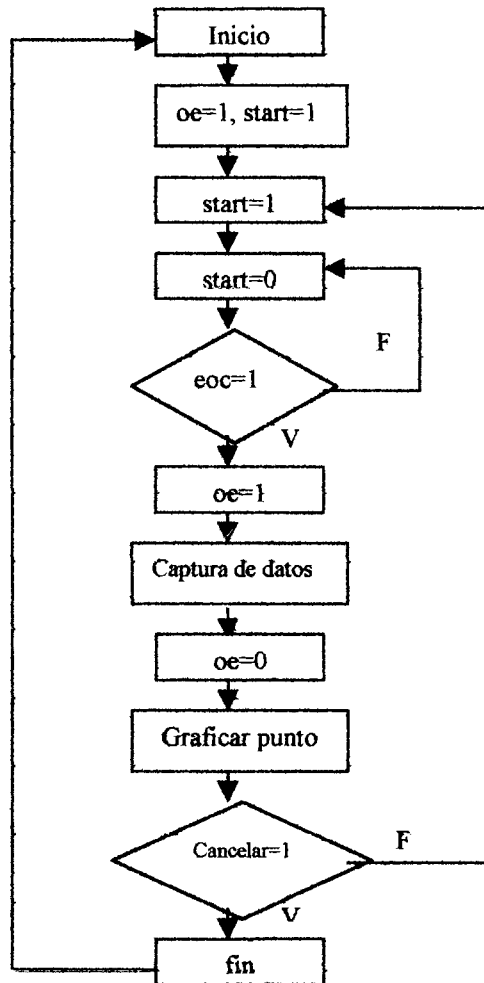


Figura 4.1: Diagrama de flujo.

4.4. Código fuente.

A continuación se escribe el código fuente del programa con una serie de comentarios explicativos sobre los puntos más importantes y las funciones que se realizan.

```
Option Explicit      ' Fuerza a que se declaren explícitamente las variables en este módulo
```

```
    'Desde aquí se declaran las variables usadas globalmente
```

```
    'se usan nombres que hacen referencia al uso de la variable
```

```
Dim CorY As Integer
```

```
Dim a As Integer
```

```
Dim DirPuerto As Integer
```

```
Dim DirRegSalida As Integer
```

```
Dim ValorSalida As Integer
```

```
Dim DirStatus As Integer
```

```
Dim Entrada As Integer
```

```
Dim Salida As Integer
```

```
Dim Leer_Escribir As Integer      ' valor de 0 para escribir, 31 para leer el registro de salida
```

```
'Aquí se declara las funciones Inp y Out de la librería para el puerto
```

```
Private Declare Function Inp Lib "inpout32.dll" Alias "Inp32" (ByVal
```

```
DirPuerto As Integer) As Byte
```

```
Private Declare Sub Out Lib "inpout32.dll" Alias "Out32" (ByVal
```

```
DirPuerto As Integer, ByVal Value As Byte)
```

'Inician los procedimientos

'PRIVATE declara que la subrutina o procedimiento estará presente solamente a nivel de módulo.

Private Sub Form_load() 'inicia escribiendo en el puerto de control

Call EscribirReg 'llama la subrutina de escritura al puerto

End Sub

Private Sub Inicio_Click() 'aquí se ejecuta la captura de datos y el gráfico de puntos

Dim Amplitud As Integer 'Se declaran variables auxiliares para este procedimiento

Dim Intervalo As Integer

Dim b, As Integer

Amplitud = 0 'Se inicializan las variables locales

Intervalo = 0

For b = 0 To 8500 Step 10 'Aquí se obtienen y grafican los datos

Call Lee0808 'llama la rutina Lee0808

Amplitud = Entrada

'la siguiente línea grafica una recta entre el punto anterior y el actual para dar la sensación de continuidad

Picture1.Line (b, 2835 - 10 * Amplitud)-(b - 10, 2835 - 10 * CorY),

RGB(255, 0, 0)

CorY = Amplitud

Next 'retorna al inicio del ciclo de lectura y graficación de una nueva pantalla

End Sub 'finaliza la subrutina

Private Sub Lee0808() 'lee el dato desde el convertidor

'Primero se definen variables locales, luego escribimos un valor de 29 decimal en el puerto de control para habilitar las salidas del 0808. Luego se establece un tiempo de espera con la rutina Temporizador.

Escribimos el valor de 31 en el puerto de control, con lo que se habilita la lectura desde el convertidor poniendo en modo de entrada el puerto de estatus.

Dim i As Boolean

Dim j As Integer

Call Escribir29 'Llama la subrutina Escribir29

Call Temporizador 'Llama la subrutina Temporizador

Call Escribir31 'Llama la subrutina Escribir31

While i = False 'se repite mientras se logra el final de la conversión

Call LeerStatus 'Llama la subrutina LeerStatus

Call Temporizador

If 248 - Entrada= 0 Then 'compara el valor de entrada con el establecido como referencia

i = True

End If

Wend 'Regresa al ciclo While

Call Escribir26 'Llama la subrutina Escribir26

Call Temporizador

Call LeerDatos 'Llama la subrutina LeerDatos

Call Escribir31

Call Temporizador

End Sub 'Finaliza la subrutina

Private Sub Command2_Click()

Picture1.Cls

```
Command1_Click
```

```
End Sub
```

'Este procedimiento obtiene los datos del buffer de entrada y los coloca en la variable Entrada

```
Private Sub LeerDatos()
```

```
Entrada= Inp(DirPuerto)
```

```
End Sub
```

'Escribe el valor de la variable Salida en el puerto de control

```
Private Sub EscribirReg()
```

```
Out DirRegSalida, Salida
```

```
End Sub
```

'lee el puerto de estatus y coloca el valor leído en la variable Entrada

```
Private Sub LeerStatus()
```

```
Entrada= Inp(DirStatus)
```

```
End Sub
```

'escribe el valor 31 en al puerto de control para habilitar la lectura desde el puerto de salida

```
Private Sub Escribir31() Salida = 31
```

```
Call EscribirReg 'llama el procedimiento que escribe en el registro de salida
```

```
End Sub
```

'Escribe el valor 26 en al puerto de control para establecer un valor bajo en el pin 16 (OE), lo que

'deshabilita las salidas del 0808 y las pone como alta impedancia hasta que termine la conversión. Modo

'seguro para establecer como salida el puerto.

```
Private Sub Escribir26()
```

Salida = 26

Call EscribirReg 'llama el procedimiento que escribe en el registro de salida

End Sub

'Escribe el valor 29 en el puerto de control para establecer un valor

'alto en el pin 14 del puerto de control e iniciar la conversión (START=1). Se mantiene deshabilitadas las

'salidas del 0808. Modo seguro para establecer como salida el puerto.

Private Sub Escribir29()

Salida = 29

Call EscribirReg 'llama el procedimiento que escribe en el registro de salida

End Sub

'Este procedimiento sirve para crear un retardo mientras se completa la conversión de la muestra

Private Sub Temporizador()

Dim a As Integer

For a = 0 To 500

Next

End Sub

'Este procedimiento sirve para descarga el formulario de memoria y salir del programa.

Private Sub cmdExit_Click()

Unload Me

End Sub

'Aquí finaliza el código

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

La medicina moderna exige el uso de equipos de alta tecnología para el diagnóstico y tratamiento de ciertas enfermedades, pero el costo de adquisición de estos equipos en la actualidad es muy elevado, por lo que en nuestro país muy pocos profesionales y centros de salud pueden adquirirlos. Por lo tanto, el uso de tan sofisticados equipos, es restringido para la mayor parte de la población que requiere estos servicios, debido a lo oneroso que representa utilizarlos. Es el caso del costoso equipo portátil Holter.

Al culminar este trabajo, obtuvimos un equipo Holter experimental de bajo costo, el cual cumple con los objetivos propuestos, ya que, refiriéndonos al Apéndice D, notamos que el costo de este equipo es sumamente bajo en comparación con los miles de dólares que generalmente cuesta un equipo profesional con similares características. Además, la relación Funcionalidad versus Costo es extremadamente grande gracias a la buena calidad de la señal obtenida en pantalla y al bajo costo del equipo.

Realizando un análisis de los resultados se puede apreciar que la señal cardíaca conseguida directamente del paciente (apéndice C, figura C1), en comparación con la señal adquirida por el computador (Apéndice C, figura C5), esta última está ligeramente distorsionada en su forma. Este efecto se debe a que la estructura mecánica del reproductor de audio utilizado, debido

a su inestabilidad en el instante de la lectura de la cinta magnética, genera señales de voltaje con frecuencias en el rango de 0.05 Hz a 100 Hz (ruido inherente del reproductor), las mismas que coinciden con las componentes armónicas de frecuencia que constituyen la señal cardiaca.

Aunque se trató de construir un filtro capaz de eliminar el ruido, lo que se consiguió fue distorsionar aún más la señal cardiaca porque se suprimían algunas de sus componentes armónicas fundamentales.

En cuanto al programa informático con el cual se interpretan las imágenes en la computadora, se pueden adaptar para aplicaciones puntuales, diversificando su uso tanto en el campo médico como en el de la industria.

Eso tiene un gran impacto ya que con un poco de trabajo en cuanto a las escalas y los cálculos, ahora disponemos de un sencillo osciloscopio en nuestra computadora.

Con el desarrollo de nuestro prototipo, hemos creado un equipo similar a los que existen en el mercado, con óptimos resultados en la parte electrónica, y muy buenos resultados en cuanto a la visualización de la señal, se abre así el camino para que este equipo pueda ser perfeccionado en la parte mecánica, a un costo comercial asequible y que beneficie al cuerpo médico y a la sociedad ecuatoriana.

GLOSARIO

ADC: Convertidor Analógico - Digital

AM: Modulación en Amplitud

Amperios: Unidad de medición de la corriente eléctrica

Arteria: Vasos que conducen la sangre desde el corazón

Aurículas: Cada una de las dos cavidades de la parte superior del corazón.

CA: Corriente Alterna

CC: Corriente Continua

Citoplasma: Parte fundamental de la célula que rodea al núcleo

CMOS: Semiconductor de Oxido de Metal Complementario

Conductancia: Capacidad de los materiales para conducir corriente eléctrica

DAC: Convertidor Digital - Analógico

Diástole: Estado de relajación del músculo cardíaco

DTL: Lógica Diodo -Transistor

EKG: Electrocardiograma

Electrocardiografía: Técnica de obtención e interpretación de gráficos

que representan el funcionamiento bioeléctrico del músculo cardíaco.

Electrodos: Transductor que convierte las corrientes iónicas del cuerpo en

corrientes electrónicas que pueden ser medidas por aparatos medidores de corriente.

FM: Modulación en frecuencia

FSK: Modulación por cambio de frecuencia.

Interfaz: Circuito de separación entre dos circuitos de diferentes características.

Ión: Átomo que lleva una carga eléctrica debido a la pérdida o ganancia de algún electrón.

JFET: Transistor de efecto de campo de unión

Membrana: Capa que recubre a la célula.

Nodo A-V: Conjunto de células en la región central interna del corazón donde se producen retrasos en los biopotenciales de excitación del músculo cardíaco.

Nodo S-A: Conjunto de células en la región superior del corazón donde se generan los biopotenciales de excitación del músculo cardíaco.

OPAMP: Amplificador operacional

PLL: Ciclo de fase cerrada

Fibras de Purkinje: Conjunto de células que distribuyen los impulsos eléctricos a los ventrículos.

Sístole: Estado de contracción del músculo cardíaco

TTL: Lógica Transistor - Transistor

VCO: Oscilador Controlado por Voltaje

Venas: Vasos que conducen la sangre hacia el corazón

Ventrículo: Cavidad inferior del corazón provista de paredes musculosas, cuyas contracciones envían la sangre a las arterias.

APENDICES

APÉNDICE A

APENDICE A

Manual de usuario.

Para explicar, como instruir sobre el manejo del sistema, se dividirá éste manual en dos etapas: el equipo móvil de grabación y el equipo de reproducción.

El equipo móvil de grabación

El primer paso que se debe realizar es, colocar los electrodos en el paciente (ver figura A1). Para esto, hay que observar ciertas recomendaciones:

- Utilice electrodos nuevos.
- Frote la piel con un algodón empapado de alcohol en la zona de contacto.
- Asegure en la piel los cables de los electrodos que cuelgan con esparadrapo o alguna cinta engomada.

Esto minimizará la inestabilidad del sistema al momento de registrar la señal.

- Luego, conecte el cable de electrodos al equipo grabador como se ve en la figura A2.
- Conecte el cable de audio, desde la grabadora al equipo móvil.

- Colocar un casete en buen estado en la grabadora de audio y pulse la tecla REC para empezar la grabación.

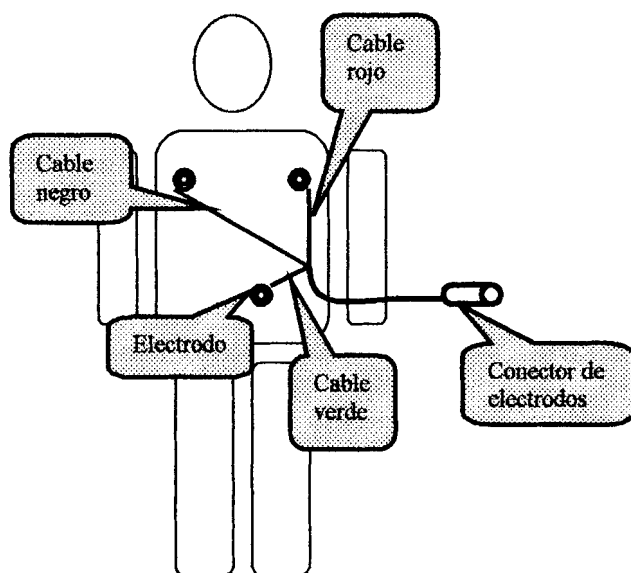


Figura A.1: Colocación de electrodos.

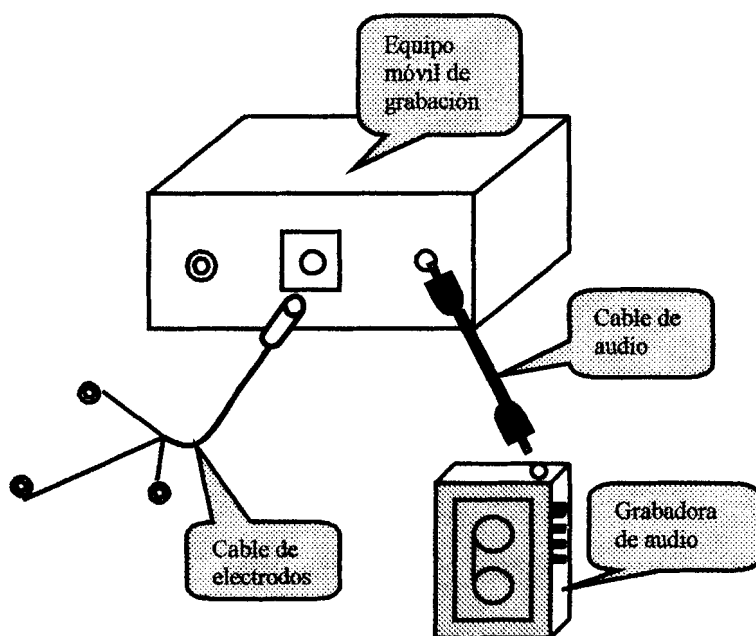


Figura A.2: Equipo móvil de grabación.

- Colocar un casete en buen estado en la grabadora de audio y pulse la tecla REC para empezar la grabación.

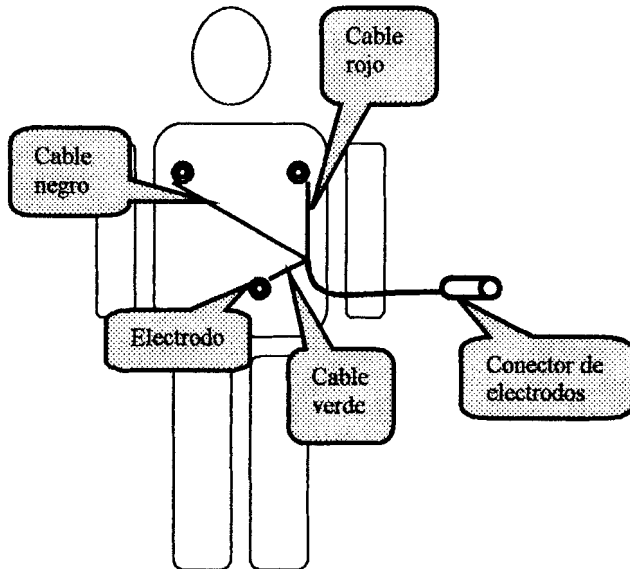


Figura A.1: Colocación de electrodos.

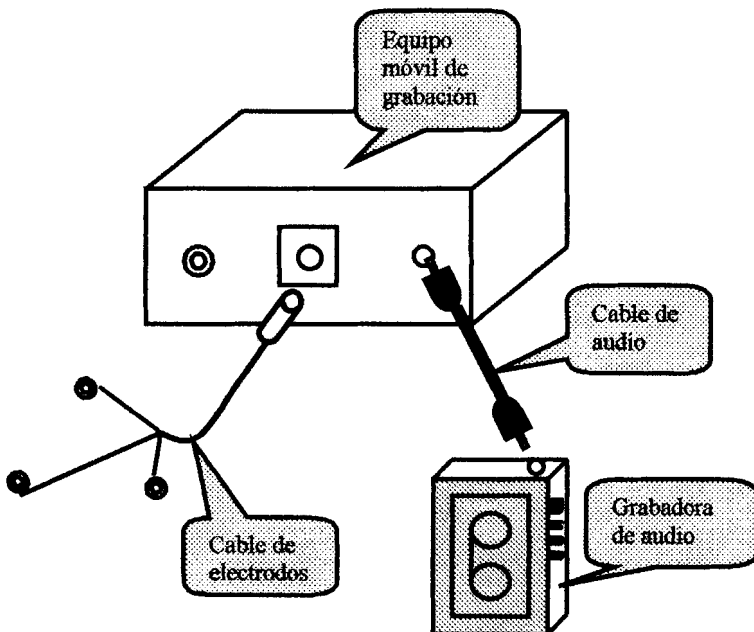


Figura A.2: Equipo móvil de grabación.

El equipo de reproducción

Una vez concluido el tiempo establecido para la sesión, se debe proceder de la siguiente manera:

- Extraiga la cinta y colóquela en el lector de audio, el mismo que tendrá que estar conectado al equipo reproductor, ver figura A3.
- Antes de ejecutar el programa que permitirá visualizar la señal en la pantalla del computador, es necesario que el equipo reproductor (la interfaz) esté encendido y conectado al puerto paralelo de la computadora. De no ser así, se producirá un error en el programa.
- Para ejecutar el programa, en el menú "Inicio" pulse sobre "Programas", aquí aparecerá el nombre del programa "PcHolter", de un clic allí, ver figura A4.

Con esto, arranca el programa y se carga la pantalla inicial (ver figura A5), en la que aparecen los controles, los cuales son característicos en un entorno WINDOWS y presentan las mismas funciones y opciones.

- Luego, presione el botón de iniciar, el programa realizará la adquisición y presentación de datos en tiempo real, completando una pantalla en cada vez, y después borra la pantalla y gráfica una nueva señal, continuando este proceso

hasta que el usuario presione el botón "Detener" o hasta que se presione "Salir".

- Si se presiona "Detener", se detiene la Captura de datos y la imagen queda congelada, facilitando así el análisis de la señal.
- Con el botón "Salir", se procede a cerrar el programa.

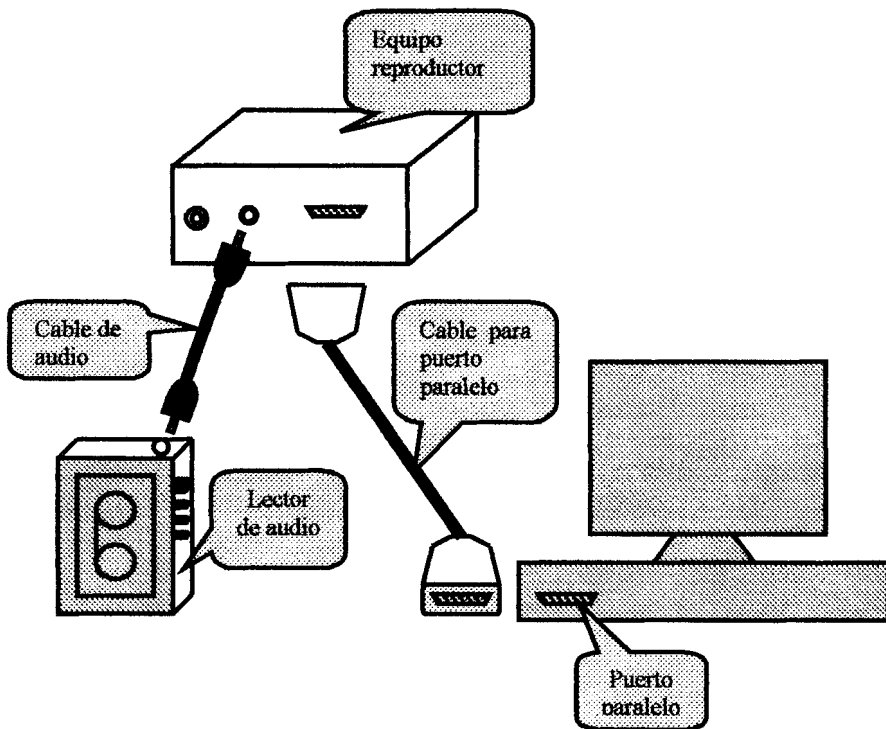


Figura A.3: Equipo reproductor.

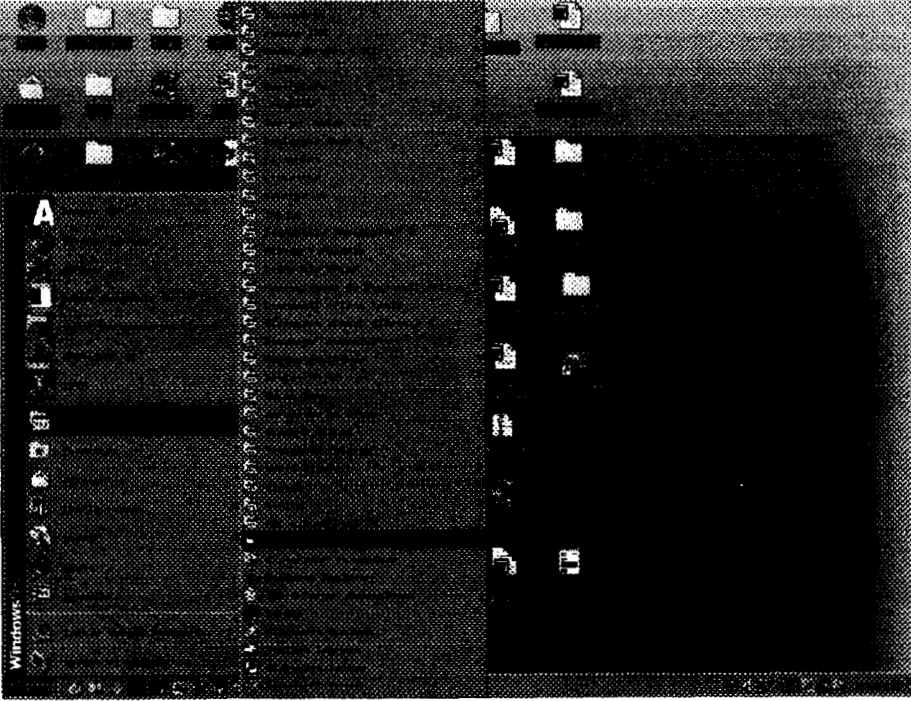


Figura A.4: Icono de programa.

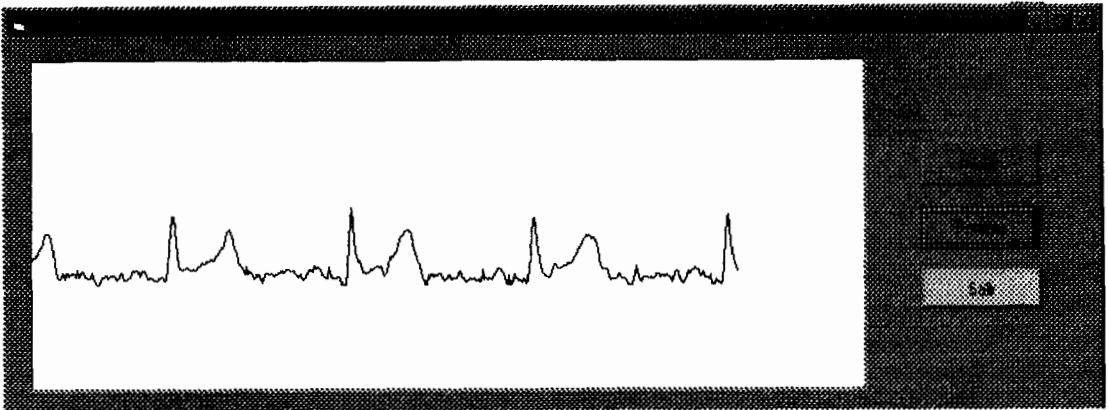
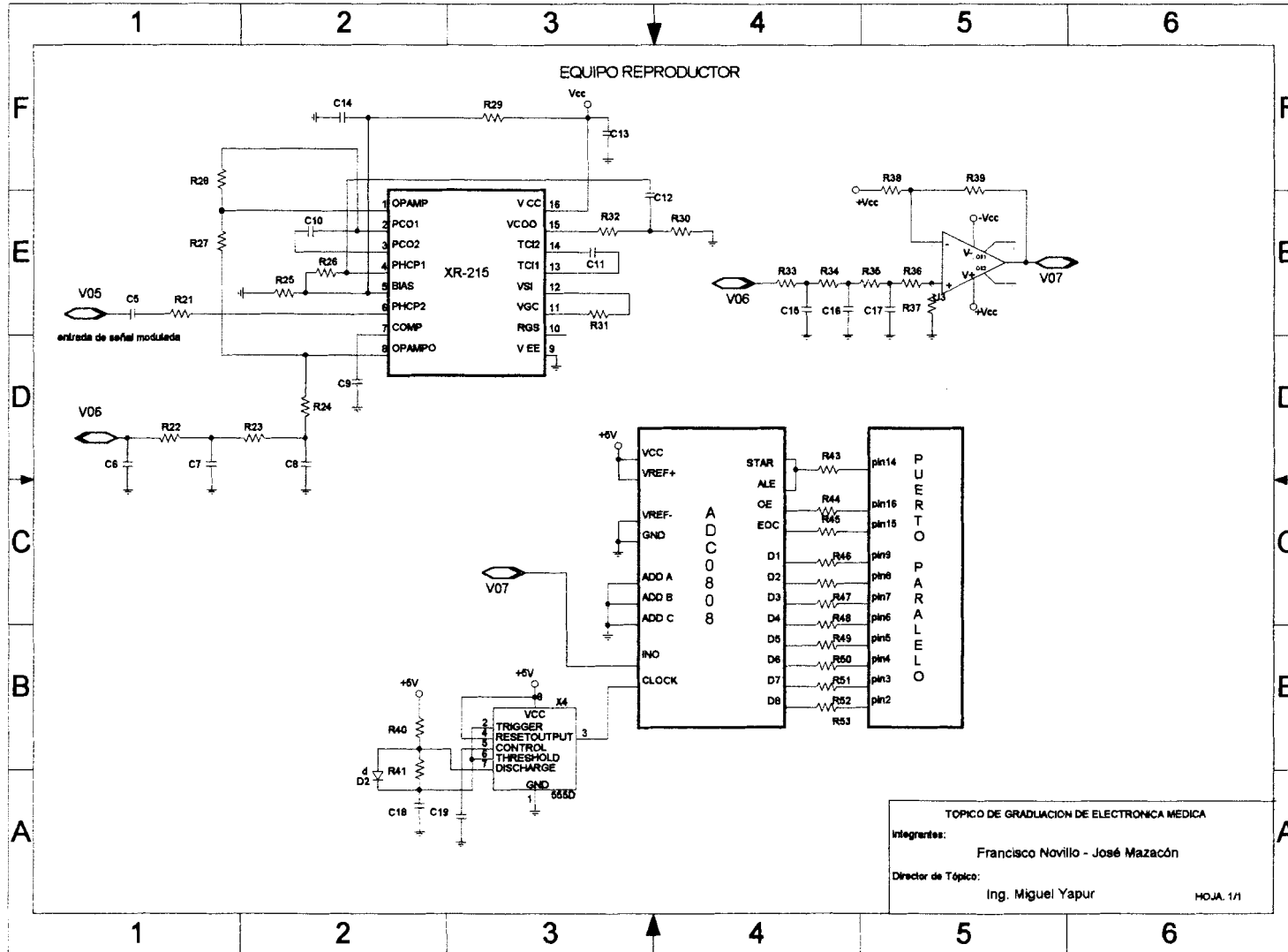


Figura A.5: Pantalla Principal.

APÉNDICE B

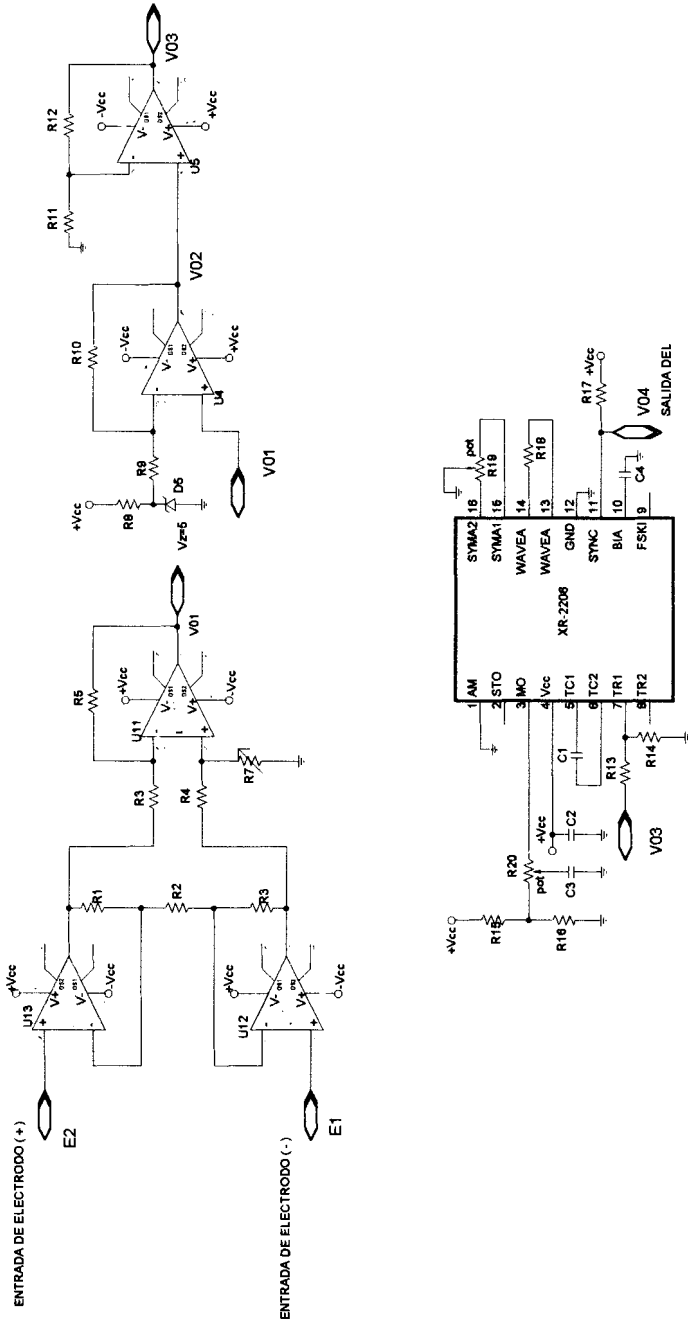
APENDICE B

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL EQUIPO REPRODUCTOR



TOPICO DE GRADUACION DE ELECTRONICA MEDICA
 Integrantes: Francisco Novillo - José Mazacón
 Director de Tópico: Ing. Miguel Yapur
 HOJA. 1/1

EQUIPO MOVIL DE GRABACION



TOPICO DE GRADUACION DE ELECTRONICA MEDICA

Integrantes:

Francisco Novillo - José Mazacón

Director de Tópico:

Ing. Miguel Yapur

HOJA: 1/1

6

5

4

3

2

1

APÉNDICE C



APENDICE C

Fotografías del Equipo.

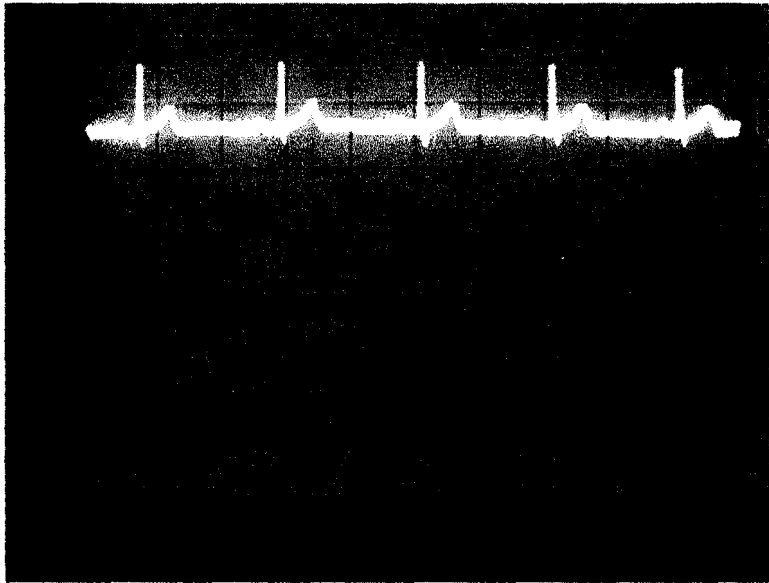


Figura C.1: Señal de salida del amplificador de instrumentación

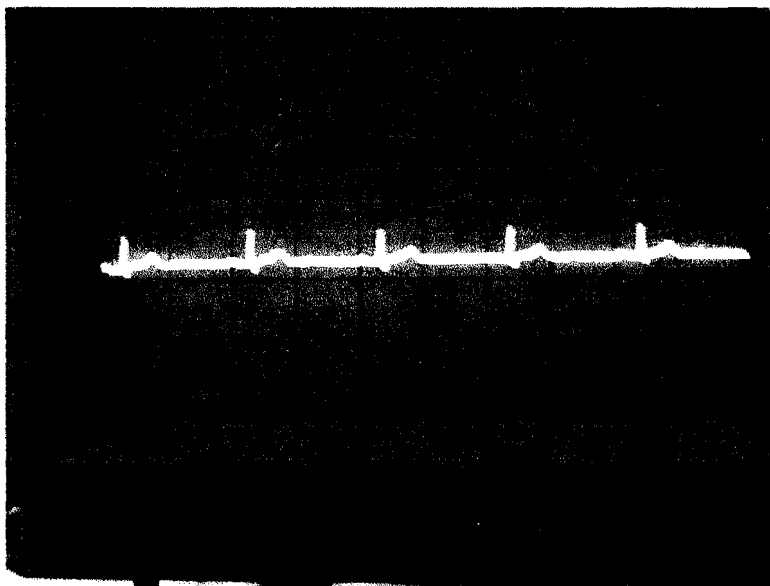


Figura C.2: Señal entrante al modulador de frecuencia

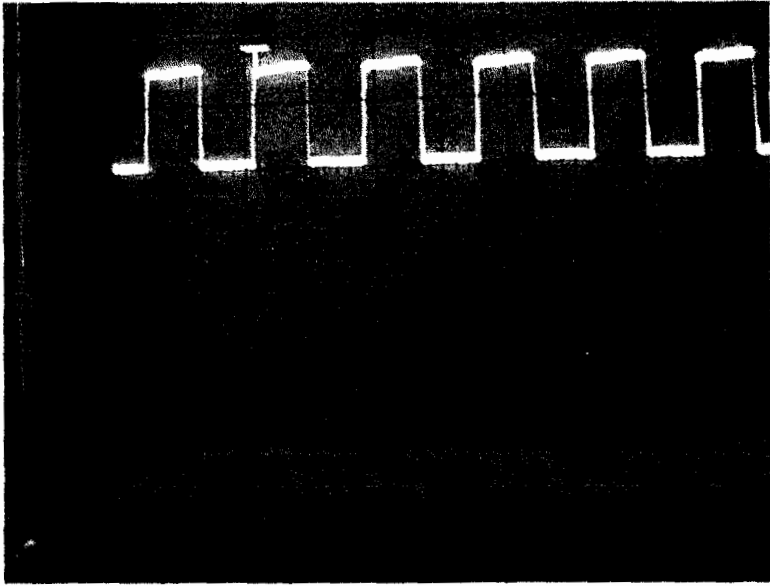


Figura C.3: Señal modulada en frecuencia.

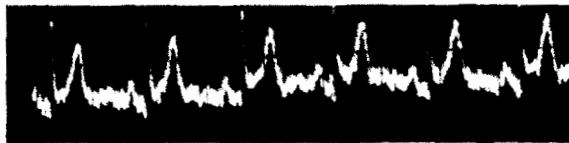


Figura C.4: Señal demodulada

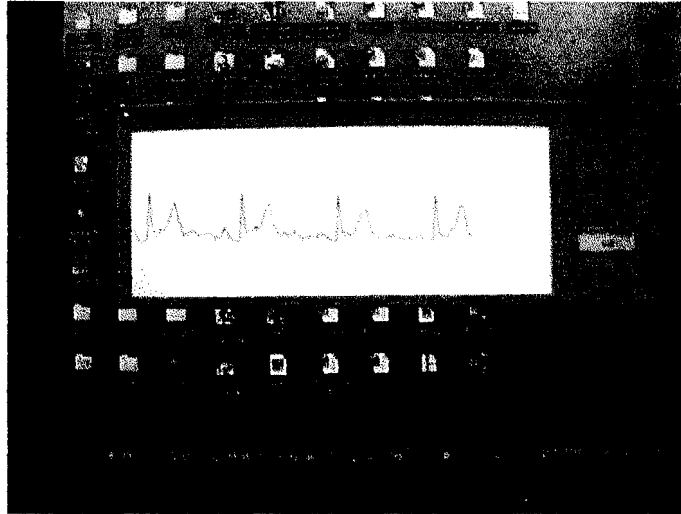


Figura C.5: Pantalla del software de PcHolter

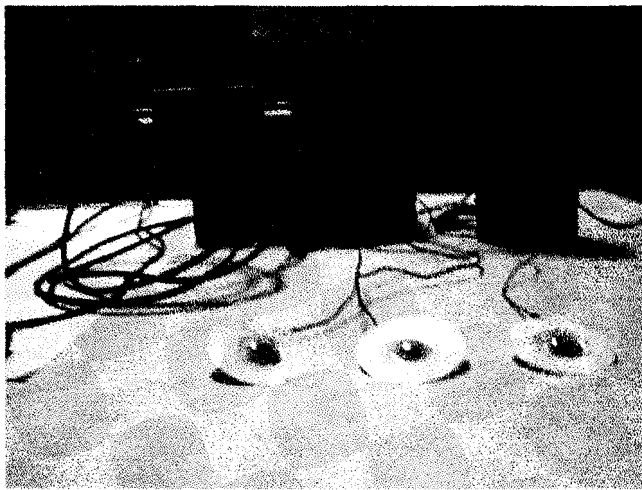


Figura C.6: Equipo móvil de grabación

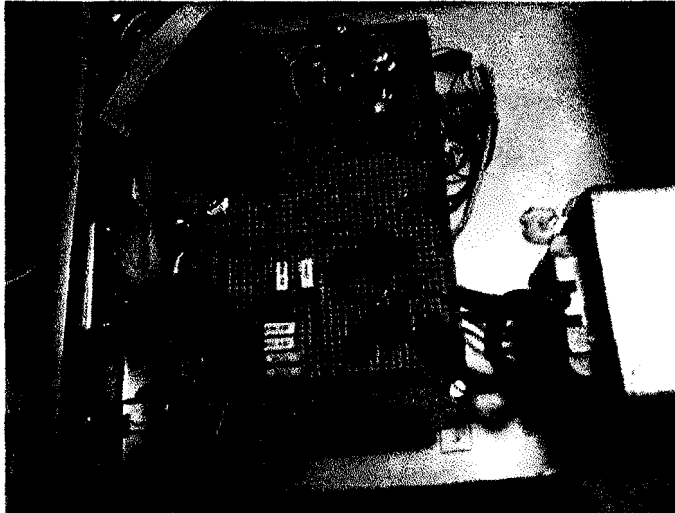


Figura C.7: Equipo reproductor

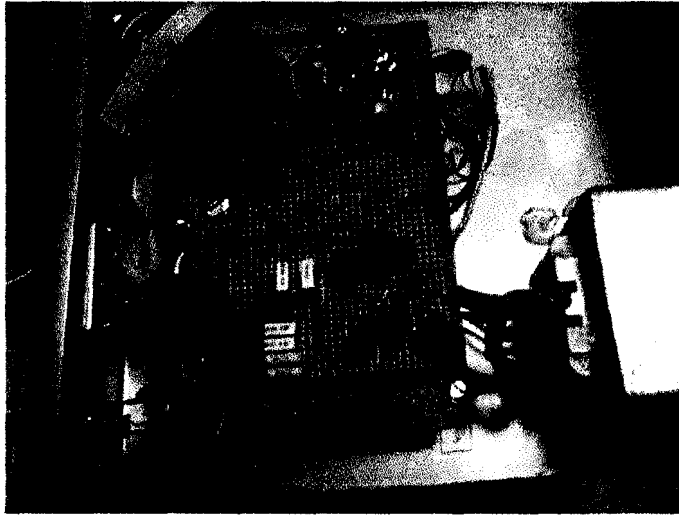


Figura C.7: Equipo reproductor

APÉNDICE D

ANÁLISIS DE COSTOS

Para el cálculo de costos de los elementos daremos a continuación un cuadro demostrativo:

COMPONENTES	VALOR UNITARIO (\$)	CANTIDAD	VALOR TOTAL (\$)
Resistencias de 1/4 W +- 10%	0.04	45	1.80
Resistencias de 1/8 W +- 2%	0.07	2	0.14
Potenciómetros de 0.5W	0.20	6	1.20
Condensadores de electrolíticos	0.09	10	0.90
Condensadores cerámicos	0.08	9	0.72
Diodo rectificador	0.05	1	0.05
Diodo zener	0.16	1	0.16
Puente de diodos	0.15	1	0.15
Transformador	2.50	1	2.50
Pilas 2ª	1.12	2	2.24
Baterías 9V	2.95	2	5.90
Cajas metálicas	7.00	2	14.00
Tarjetas universales	1.00	2	2.00
Reguladores de voltajes	0.36	3	1.08
Electrodos descartables	0.90	3	1.80
Circuito integrado XR-2206	8.00	1	8.00
Circuito integrado XR-215	6.00	1	6.00
Circuito integrado TL084	0.63	3	1.89
Circuito integrado ADC0808	7.00	1	7.00
Cables	0.56	3	1.68
Lagartos	0.22	3	0.66

Conector	0.70	1	0.70
Interruptor	0.80	2	1.60
Conector de audio hembra	0.14	2	0.28
Conector de audio macho	0.16	2	0.32
Rollo de estaño	2.00	1	1
Cautín	4.00	1	1
Total			68.77

APÉNDICE E

APÉNDICE E.

ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL SISTEMA

Equipo grabador de señales cardiacas

- Voltaje de Alimentación: +12V cc, -9 Vcc. Fuente Dual
- Consumo de corriente: 20mA cc máximo
- Temperatura de operación: 5°C – 40 °C
- Dimensiones: 20.3 (ancho) x 7 (alto) x 16 (diámetro) cm.
- Peso aproximado: 0.8 Kg.

Equipo de reproducción de señales cardiacas

- Voltaje Alimentación: 110V/60Hz
- Consumo de corriente: 80mA cc
- Temperatura de operación: 5°C – 40 °C
- Dimensiones: 20.5 (ancho) x 6.9 (alto) x 21.8 (diámetro) cm.
- Peso aproximado: 2.7 Kg.

Requerimientos del computador

- Pentium 1 en adelante
- Sistema Operativo Windows 98 de 32 bit

APÉNDICE F

APÉNDICE F.

AMPLIFICADOR OPERACIONAL CUADRUPLE TL084

DESCRIPCIÓN

Paquete integrado de cuatro amplificadores operacionales de bajo consumo y bajo ruido, de tecnología JFET.

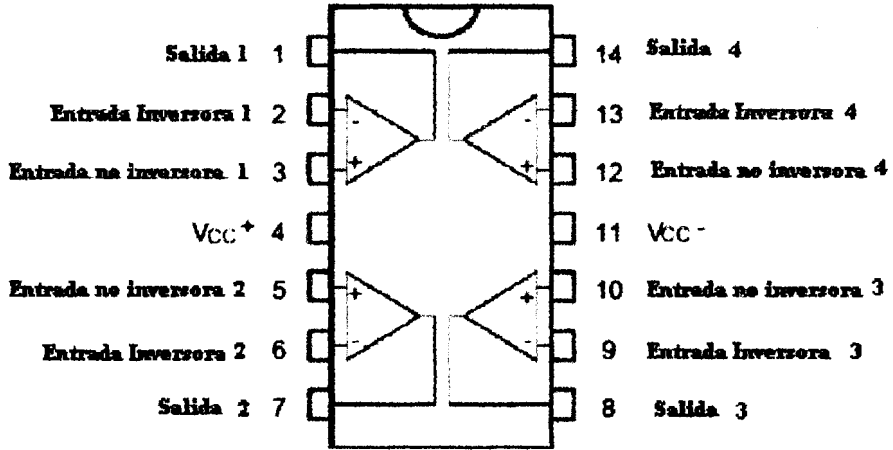
CARACTERÍSTICAS

- Bajo ruido
- Ultra alta impedancia de entrada
- Baja corriente de entrada offset y de polarización
- Compensación interna de frecuencias
- Protección contra cortos circuitos

PARÁMETROS

Símbolos	Parámetros	tl084			unidades
		min	tip	máx	
V_{cc}	Voltaje de alimentación		± 18		Vdc
V_{in}	Voltaje de entrada		± 15		Vdc
P_{tot}	Potencia de salida			600	mW
t_{sc}	Salida en corto	INDE	FINIDO		
T_{oper}	Temperatura de operación		15-85 °C		

DIAGRAMA DE CONEXIONES



APÉNDICE G

APÉNDICE G.

Temporizador LM555

Descripción general

El circuito temporizador monolítico LM555 es un controlador muy estable capaz de producir retardos en tiempo precisión u oscilaciones. Incluye terminales adicionales para disparar o restablecer si se desea. En el modo de operación de retraso, el tiempo el tiempo se controla precisamente por medio de una resistor y un capacitor externo. Para una operación estable como oscilador, la frecuencia de oscilación libre y el ciclo de trabajo se controlan con precisión con dos resistores externos y un capacitor. El circuito puede dispararse y restablecerse en formas de onda decrecientes, y la estructura de salida puede producir o absorber hasta 200mA o manejar circuitos TTL.

Características

Temporización e microsegundos hasta horas

opera en modo monoestable como astable

ciclo de trabajo ajustable

La salida de alta corriente puede alimentar o tomar 200mA

la salida puede impulsar TTL

Estabilidad de temperatura de 0.005% por °C

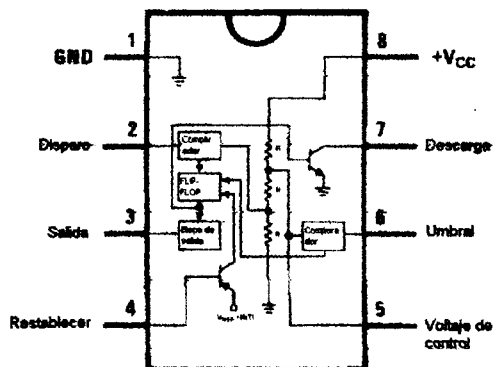
Salida normalmente apagada y encendida

Aplicaciones

- Temporización precisa
- Generación de pulso
- Temporización secuencial
- Generación de retraso
- Modulación de ancho de pulso
- Modulación de posición de pulso
- Detector de pulso perdido

Valores máximos absolutos	
Voltaje de alimentación	+18V, 600mW
Rango de temperatura de operación	0 °C a +70 °C
Rango de temperatura de almacenamiento	65 °C a +150 °C
Temperatura de la soldadura en la terminal, 60 segundos	+300 °C

Diagrama de bloques



APÉNDICE H

APENDICE H

DAC 0808. Convertidor Analógico-Digital de 8 bits, 8 entradas multiplexadas, compatible con microprocesadores

DESCRIPCIÓN GENERAL

El componente de adquisición de datos ADC0808 es un equipo monolítico, con tecnología CMOS, con un convertidor analógico-digital de 8 bits, 8 entradas multiplexadas y lógica de control compatible con microprocesadores. El ADC0808 utiliza el método de aproximaciones sucesivas como técnica de conversión. Incluye un comparador estabilizado de alta impedancia de entrada, un divisor de voltaje de 256 resistencias con un árbol de interruptores analógicos y un registro de aproximaciones sucesivas. El multiplexor de 8 canales puede dar pasa directamente a cualquiera de las 8 señales de entrada. Es dispositivo elimina la necesidad de ajustes externos para el cero y escala completa. Gracias a las salidas TTL de tres estados, se puede tener interfases sencillas a un microprocesador. El diseño del ADC0808 ha sido optimizado incorporando los aspectos más deseables en algunas técnicas de conversión A/D. El ADC 0808 ofrece alta velocidad, mucha exactitud, mínima dependencia de la temperatura, excelente repetitibilidad y además consume muy poca potencia. Estas características hacen a este componente ideal para aplicaciones de consumo.

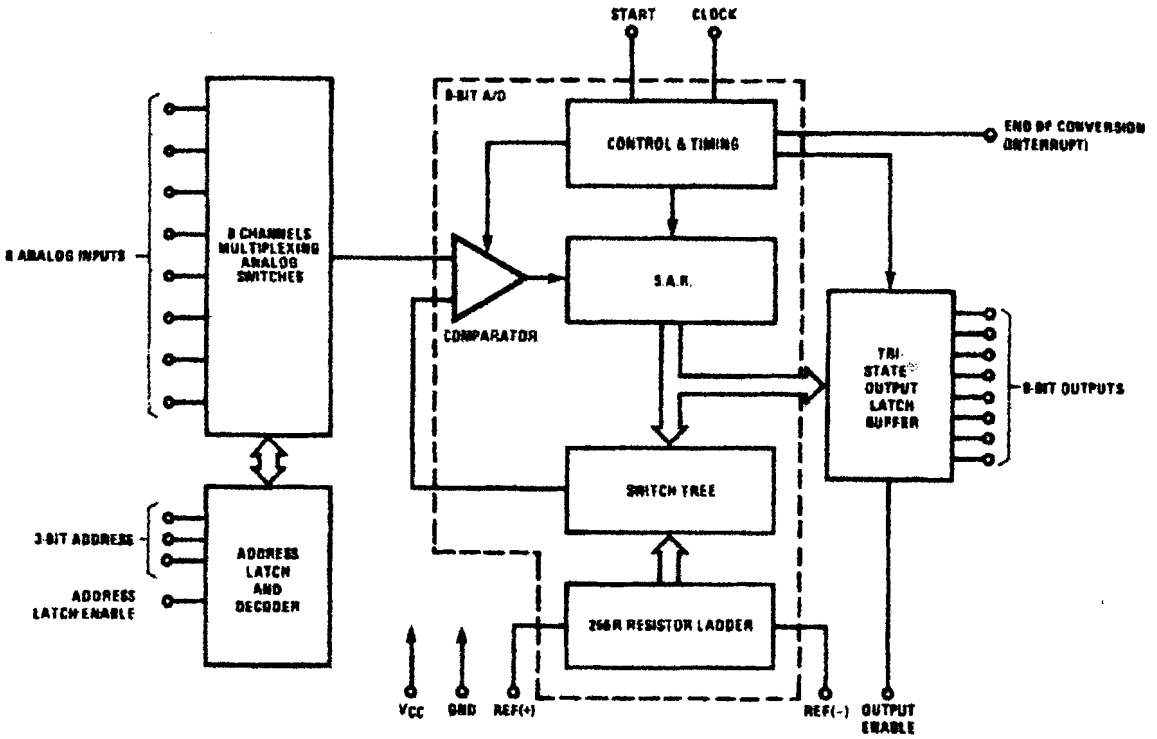
CARACTERÍSTICAS.

- Fácil interfase a todos los microprocesadores
- No necesita ajustes de cero ni de escala completa
- Multiplexor de 8 canales con lógica de direcciones
- Rango de entrada de 0V a 5V con fuente única de 5VDC
- Salidas cumplen con especificaciones de nivel de voltaje TTL
- 28 pines

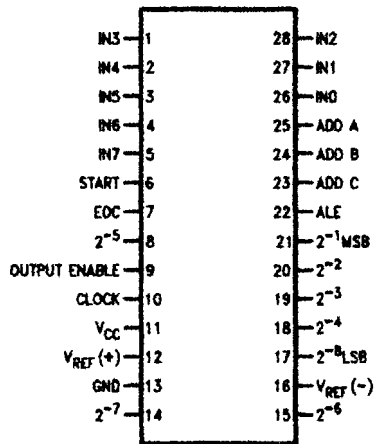
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS.

- Resolución: 8 Bits
- Error total sin ajustar: + ½ LSB and + 1 LSB
- Fuente única: 5 VDC
- Bajo consumo: 15 mW
- Tiempo de conversión: 100 us

DIAGRAMA DE BLOQUES Y ENCAPSULADO



Dual-In-Line Package



DS006672-11

DETALLE DE LOS PINES

PIN #	Nombre	Descripción
1	IN3	Entrada analógica 3
2	IN4	Entrada analógica 4
3	IN5	Entrada analógica 5
4	IN6	Entrada analógica 6
5	IN7	Entrada analógica 7
6	START	Inicio
7	EOC	Señal de Fin de la Conversión
8	2^5	Bit # 4 de Salida
9	OUTPUT ENABLE	Habilitador de salidas
10	CLOCK	Entreda de pulsos de reloj
11	V _{CC}	Voltaje de alimentación (5V)
12	V _{REF+}	Voltaje de referencia positivo
13	GND	Tierra
14	2^7	Bit # 2 de Salida
15	2^6	Bit # 3 de Salida
16	V _{REF-}	Voltaje de referencia negativo
17	2^8 LSB	Bit # 1 de Salida (Bit Menos Significativo)
18	2^4	Bit # 5 de Salida
19	2^3	Bit # 6 de Salida
20	2^2	Bit # 7 de Salida
21	2^1 MSB	Bit # 8 de Salida (Bit Más Significativo)
22	ALE	Habilitador de Direcciones Lógicas
23	ADD C	Bit # 1 de Direcciones Lógicas (LSB)
24	ADD B	Bit # 2 de Direcciones Lógicas
25	ADD A	Bit # 3 de Direcciones Lógicas (MSB)
26	IN0	Entrada analógica 1
27	IN1	Entrada analógica 2
28	IN2	Entrada analógica 3

APÉNDICE I

APÉNDICE I.

GENERADOR DE FUNCIONES XR-2206

DESCRIPCIÓN GENERAL

El XR-2206 es un circuito integrado monolítico muy utilizado para generadores de funciones ver figura G3.

Su función es la de producir formas de onda seno, cuadradas, triangular, de rampa y de pulsos de alta calidad con un alto grado de estabilidad y exactitud.

Las formas de ondas de salida del XR-2206 pueden modularse, tanto en su amplitud como en su frecuencia por una señal externa de modulación, y se puede seleccionar externamente la frecuencia de operación, sobre un rango de 0.01Hz a más de 1MHz. El XR-2206.

Es ideal para comunicaciones, instrumentos y aplicaciones de generadores de funciones que necesitan de generación de tono sinusoidal, AM o FM. El XR-2206 tiene una estabilidad de frecuencia, típica de 20ppm/oC y puede barrerse de manera lineal sobre un campo de frecuencias de 2000:1 con un voltaje de control externo.

El generador de funciones abarca 4 bloques funcionales ver figura G1:

- Un oscilador de voltaje controlado (VCO);
- Un multiplicador analógico y un formador de seno;
- Un amplificador búfer con ganancia unitaria; y,
- Un conjunto de interruptores de corriente de entrada.

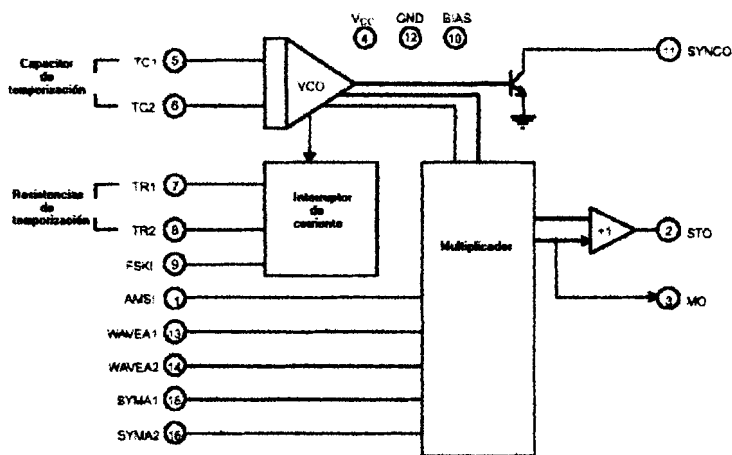


Figura I1: Diagrama de bloques

Un Oscilador de Voltaje Controlado (VCO).- Es un oscilador operando libremente, con una frecuencia de oscilación estable que depende de una capacitancia de sincronización externa, una resistencia de sincronización y voltaje de control. La salida de un VCO es una frecuencia, y su entrada es una polarización o señal de control que puede ser un voltaje cc. o ca.

El VCO realmente produce una frecuencia de salida, que es proporcional a una corriente de entrada producida por un resistor, desde las terminales de

sincronización (ya sea el pin 7 u 8) a tierra. Los interruptores de corriente canalizan la corriente de uno de los pines de sincronización al VCO.

La corriente seleccionada, depende del nivel de voltaje en el pin de entrada del transmisor desplazador de frecuencia (pin 9). Por lo tanto, se pueden introducir independientemente dos frecuencias de salidas discretas. Si el pin 9 es un circuito abierto o conectado a un voltaje polarizado $\geq 2V$, se selecciona la corriente que pasa a través del resistor conectado al pin 7. En forma similar, si el nivel de voltaje del pin 9 es $\leq 1V$, se selecciona la corriente que pasa a través del resistor conectado al pin 8. Así, la frecuencia de salida puede transmitirse entre f_1 y f_2 cambiando simplemente el voltaje del pin 9.

Las formulas para determinar las dos frecuencias de operación son:

$$F_1 = 1/(R_1 C)$$

$$F_2 = 1/(R_2 C)$$

En donde:

R_1 = resistor conectado al pin 7

R_2 = resistor conectado al pin 8

La frecuencia de oscilación, es proporcional a la corriente de sincronización total del pin 7 u 8. La frecuencia varia en forma lineal con una corriente por encima de un rango de valores entre 1uA a 3mA. La frecuencia puede controlarse aplicando un voltaje de control V_c , al pin de sincronización seleccionado ver figura 12 . La frecuencia de oscilación esta relacionada a V_c por:

$$F = (1/RC) \{1 + [R(1-V_c)/3R_c]\} \text{Hz}$$

La ganancia k de voltaje a conversión de frecuencia se da como:

$$F = \Delta f / \Delta V_c = -0.32 / R_c C \text{ Hz/V}$$

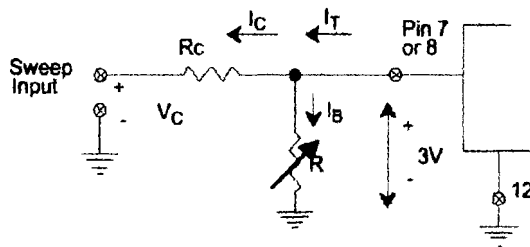


Figura I2: Conexión para configurar la frecuencia

ENCAPSULADO

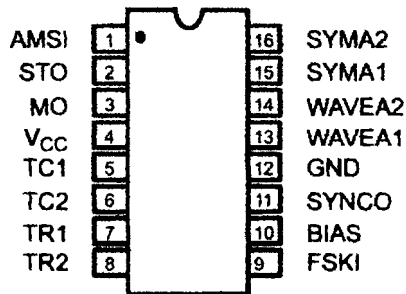


Figura I3: Encapsulado

APÉNDICE J



APÉNDICE J.

ENGANCHADOR DE FASE XR-215

DESCRIPCIÓN

El XR-215 ver figura 4.5, es un sistema de lazo de fase cerrada monolítico, ultra estable, diseñado para una amplia variedad de aplicaciones dentro de los sistemas de comunicación analógica y digital. Es especialmente deseable para demodulación de FM o FSK, síntesis de frecuencia, y aplicaciones para filtros de rastreo. El XR-215 puede operar con un rango relativamente amplio de frecuencias de 0.5 Hz a 35MHz y puede además acomodar voltajes de entrada analógicos entre 300uV y 3V. El XR-215 puede también interfacear, entre familias lógicas de DTL, TTL y ECL.

El XR-215, esta compuesto por tres secciones principales:

- Un comparador de fase balanceado;
- Un oscilador de voltaje controlado (VCO) altamente estable; y,
- Un amplificador de alta velocidad (opamp).

Describiendo las secciones principales tenemos que las salidas del comparador de fase están conectadas internamente a las entradas del VCO y al amplificador no inversor del opamp. Un sistema PLL autosuficiente se forma simplemente acoplando la ca a la salida del VCO a las entradas del comparador de fase o agregando un filtro pasabajos a las terminales de salida del comparador de fase.

En la sección del VCO se tiene un barrido en frecuencia, conmutación de on-off sincronización, y capacidad de propagación digital. Su frecuencia es altamente estable y determinada por un capacitor externo sencillo. El opamp puede utilizarse para la preamplificación de audio en aplicaciones para detectar FM o como un amplificador sensor de alta velocidad (o comparador) en un demodulador FSK.

Una de las entradas del comparador de fase, pin 4 se conecta a la señal de entrada externa, y la segunda entrada pin 6 se conecta al ca en el pin de salida del VCO. El voltaje de ca o de cc de baja frecuencia a través de los pines de salida (2 y 3) del comparador de fase es proporcional a la diferencia de fase entre las dos señales en las entradas del comparador de fase.

Las salidas del comparador de fase se conectan internamente al amplificador operacional.

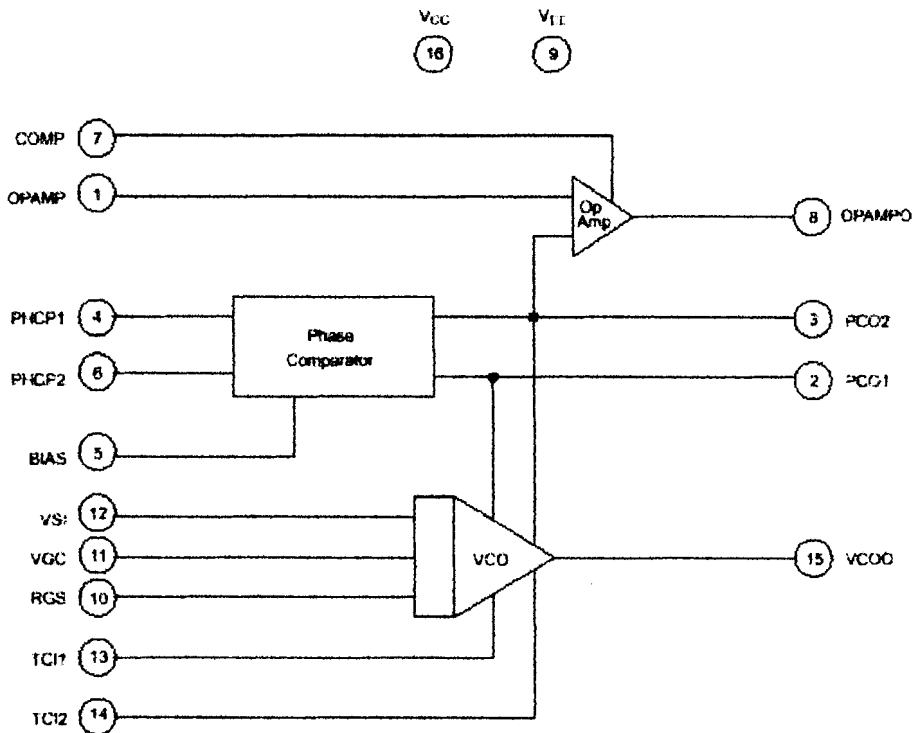
También contamos con el filtro pasabajos, el cual en nuestro caso es una resistencia conectada entre los pines 2 y 3 ya que esa configuración fue la mas aconsejable para la frecuencia de nuestra señal moduladora (señal cardiaca).

Oscilador de voltaje controlado La frecuencia natural o de operación sin limitaciones del VCO (f_n) es inversamente proporcional a la capacidad de un capacitor de tiempo C_o conectado entre los pines 13 y 14. En nuestro caso la frecuencia natural esta calculada a la misma frecuencia de la señal modulada.

Amplificador operacional El pin 1 es la conexión externa a la entrada inversora de la sección del amplificador operacional y normalmente se conecta al pin 2 a través de un resistor de $10k\Omega$. La entrada no inversora se conecta internamente a una de las salidas del detector de fase.

El pin 8 se utiliza para la terminal de salida para demodulaciones de FM o FSK. La ganancia de voltaje del amplificador se determina por la resistencia del resistor de realimentación conectado entre los pines 1 y 8.

DIAGRAMA DE BLOQUES



REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Boylestad Robert/Electrónica, Teoría de Circuitos/Prentice Hall/1994.
2. Robert F. Coughlin/ Federick Driscoll. Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales/Prentice Hall/Cuarta Edición/1996.
3. Barry N. Feinberg. Applied Clinical Engineering.
4. Ronald Tocci. Sistemas Digitales. Prentice Hall. Quinta Edición.
5. Vélez, Borrero, Restrepo, Rojas. Fundamentos de Medicina. Cardiologia. Corporación Para las Investigaciones Biológicas. Tercera Edición. 1989.
6. George Fried. Biologia. Serie Shaum. Mac graw Hill Latinoamericana.
7. Ignacio Chavez R. Cardiopatía Coronaria e Isquemia Miocardica. Interamericana. Mac Graw Hill. Primera Edición. 1989.
8. Wayne Tomasi. Sistemas de Comunicaciones Electronicas. Prehntice Hall Hispanoamericana. Segunda Edición. 1996.
9. www.exar.com (XR-2205, XR215).
10. www.national.com (LM471, LM555, ADC 0808).
11. www.lvr.com (Librería puerto paralelo).
12. www.ti.com (TL084)