



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“Conversión de un Televisor en Monitor de EKG con
Memoria”

TESIS DE GRADO

Previo a la obtención del Título de :

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD, ESPECIALIZACIÓN
ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentado por:

César Ronald Flor Roldán

Rubén Lizandro Hidalgo León

GUAYAQUIL – ECUADOR

Año : 2006

AGRADECIMIENTO

A Dios, porque sin su ayuda nada es posible.

A la Escuela Superior Politécnica del Litoral y sus profesores, en especial al Ing. Miguel Yapur Auad por ser un paradigma de la Educación Superior, ya que además de su sacrificio, responsabilidad y entrega, nos ha brindado su amistad, afecto y consejo durante nuestra permanencia estudiantil.

DEDICATORIA

A Dios, por haberme dado el privilegio de existir.

A mis abuelos maternos, César y Manuela, por ser la base de la unión y felicidad de toda mi familia.

A mi madre, en especial, por ser la persona que ha estado junto a mí en todas las etapas de mi vida, siendo mi apoyo, mi guía y mi inspiración para llegar a convertir en realidad este sueño.

A mi hermana, por brindarme su amor, respeto y cariño.

César Flor Roldán

DEDICATORIA

A Dios, porque ha sido el amigo que siempre me ha acompañado.

A mi familia, en especial, a mi Padre y a mi Madre, quienes a base de esfuerzo, sacrificio y cariño han hecho posible que yo logre esta meta.

Rubén Hidalgo León

TRIBUNAL DE GRADUACIÓN

Ing. Gustavo Bermúdez
DECANO DE LA FIEC

Ing. Miguel Yapur
DIRECTOR DE TÓPICO

Ing. Wilmer Naranjo
VOCAL

Ing. Carlos Valdivieso
VOCAL

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”.

Art. 12 del Reglamento de Graduación de la ESPOL

César Flor Roldán

Rubén Hidalgo León

RESUMEN

El presente Trabajo de Graduación trata sobre un dispositivo portátil diseñado para almacenar en memoria y visualizar señales cardiacas.

El sistema está compuesto básicamente de una etapa analógica que se encarga de acondicionar la señal que proviene del paciente, una etapa digital que funciona, llevando la señal acondicionada a un convertidor analógico - digital. El convertidor muestrea la señal de entrada y envía la señal digitalizada representando cada muestreo a una memoria secuencial para almacenarla. Toda esta etapa digital está controlada por un PIC (Circuito Integrado Programable).

Finalmente, los paquetes de bits correspondientes a la señal digitalizada y almacenada en la memoria, son secuencialmente leídos y llevados a un circuito integrado que contiene dos convertidores digital – analógico, los cuales controlan a los amplificadores energizando las bobinas de deflexión vertical y horizontal de la pantalla para reproducir la forma de onda.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	IV
SIMBOLOGÍA.....	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VI
ÍNDICE DE TABLAS.....	VII
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1	
1. ESPECIFICACIONES GENERALES.....	2
1.1 Definición de electrocardiograma.....	2
1.2 Interpretación de los trazados del electrocardiograma.....	2
1.3 Ventajas de un monitor de EKG con memoria.....	4
1.4 Principios de funcionamiento del monitor de EKG con memoria, desarrollado en este trabajo.....	6

CAPÍTULO 2

1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.....8

2.1 Fuentes de Alimentación.....8

2.2 Electrodo.....8

2.3 Amplificador de Instrumentación.....11

2.4 Filtros.....13

2.4.1 Filtro Pasa-Banda.....13

2.4.2 Filtro Notch..... 14

2.5 Aislamiento de la señal.....15

2.5.1 Opto-aislador.....15

2.6 Acondicionamiento de la señal.....16

2.6.1 Amplificador No Inversor.....16

2.6.2 Sumador Inversor.....17

2.6.3 Seguidor Unitario.....18

CAPÍTULO 3

3. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.....19

3.1 Introducción.....19

3.2 Diagrama de bloques del procesamiento de la señal.....20

3.3 Microcontrolador.....20

3.4 Módulo de conversión A/D.....24

3.4.1 El proceso de conversión analógico a digital.....26

3.5 Almacenamiento de datos tipo FIFO.....	28
3.5.1 Diagrama de flujo principal.....	29
3.5.2 Diagrama de flujo de la interrupción.....	30
3.6 Módulo de conversión digital a analógico.....	31

CAPÍTULO 4

4. SALIDA A LA PANTALLA DEL TELEVISOR.....	33
4.1 Tubo de rayos catódicos: teoría y construcción.....	33
4.2 Pantallas para los TRC.....	35
4.3 Conversión de un TV de 5.5" a monitor cardíaco.....	36
4.4 Flyback.....	38
4.5 Circuito de MAT (Muy Alta Tensión).....	39
4.6 Barrido Horizontal.....	46
4.7 Barrido Vertical.....	47
4.8 Amplificador de potencia.....	48
4.8.1 Polarización con diodos del amplificador clase B.....	50
4.8.2 Disipadores de calor para transistores de potencia.....	52

CONCLUSIONES.....	55
-------------------	----

RECOMENDACIONES.....	56
----------------------	----

APÉNDICES

BIBLIOGRAFÍA

ABREVIATURAS

ALU	Unidad lógico aritmética.
ASM	Lenguaje Ensamblador.
A-V	Atrio – ventricular.
bit	Dígito binario.
CISC	Computador de juego de instrucciones complejo.
Complejo QRS	Segmento característico de la señal cardiaca.
cos	Función trigonométrica coseno.
CPU	Unidad central de procesamiento.
D	Valor digital producto de una conversión A/D.
dB/dec.	Decibelios por década.
EKG	Electrocardiógrafo.
E/S	Entrada y/o salida.
FIFO	Primero en entrar es el primero en salir.
Flyback	Transformador de alta tensión.
Hz	Hertz.
K	Kilo (10^3).
LC	Inductivo – capacitivo.
MAT	Muy alta tensión.

PIC	Circuito Integrado Programable.
RC	Resistivo – capacitivo.
RISC	Computador de juego de instrucciones reducido.
S-A	Sino – atrial.
sen	Función trigonométrica coseno.
temp.	Temperatura.
TRC	Tubo de rayos catódicos.

SIMBOLOGÍA

ac	Corriente alterna.
A_d	Ganancia diferencial absoluta.
A/D	Analógico a digital.
Ag	Plata.
Ag/Cl.	Cloruro de plata.
B^+	Entrada de línea del primario del flyback.
C	Capacitor.
$^{\circ}\text{C}$	Grado Celsius.
dc	Corriente directa.
D/A	Digital a analógico.
f	Frecuencia.
f_H	Frecuencia de corte superior.
f_L	Frecuencia de corte inferior.
f_R	Frecuencia de rechazo.
i	Corriente.
I_C	Corriente en el capacitor.
I_L	Corriente en el inductor.
I_M	Corriente máxima.

L	Inductor.
P_D	Potencia disipada en el transistor.
Q	Carga.
R	Resistencia.
S	Interruptor.
t	Tiempo.
T	Período.
t_r	Tiempo de retorno.
t_s	Tiempo de subida.
U	Circuito integrado.
V	Voltios.
V_{CE}	Voltaje colector - emisor.
V_{CEQ}	Voltaje colector – emisor en el punto de operación.
V_L	Voltaje en el inductor.
V_M	Voltaje máximo.
V_{CC}	Voltaje de alimentación.
V_{in}	Voltaje de entrada.
V_O	Voltaje de salida.
V_{REF+}	Voltaje de referencia positivo.
V_{REF-}	Voltaje de referencia negativo.
W	Wattios.

π	Constante pi (3.1416).
Ω	Ohmios.
%	Porcentaje.
μ	Micro (10^{-6}).

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Trazado básico de un EKG.....	2
Figura 1.2 Monitor cardiaco de punto flotante.....	4
Figura 1.3 Monitor cardiaco “non fade”.....	5
Figura 2.1 Equivalente de un electrodo real.....	10
Figura 2.2 Amplificador de Instrumentación.....	12
Figura 2.3 Filtro Pasa - Banda.....	13
Figura 2.4 Filtro Notch.....	14
Figura 2.5 Opto-aislamiento.....	15
Figura 2.6 Amplificador No Inversor.....	16
Figura 2.7 Sumador Inversor.....	17
Figura 2.8 Seguidor Unitario.....	18
Figura 3.1 Diagrama de bloques del procesamiento de la señal.....	20
Figura 3.2 Arquitectura del procesador del PIC.....	22
Figura 3.3 Esquema de ejecución de instrucciones.....	23
Figura 3.4 Diagrama de bloques del convertidor A/D.....	25
Figura 3.5 Diagrama de tiempo de la conversión A/D.....	26
Figura 3.6 Diagrama de flujo principal.....	29
Figura 3.7 Diagrama de flujo de la interrupción.....	30

Figura 4.1	Corte longitudinal del TRC.....	33
Figura 4.2	Efecto de la deflexión magnética sobre el haz electrónico.....	34
Figura 4.3	Estructura interna del flyback.....	38
Figura 4.4 (a)	Circuito astable.....	40
Figura 4.4 (b)	Forma de onda en la salida del circuito.....	40
Figura 4.5	Circuito LC.....	41
Figura 4.6	Forma de onda de voltaje y corriente de la bobina L.....	43
Figura 4.7	Circuito LC con diodo de recuperación.....	45
Figura 4.8	Forma de onda lineal en diente de sierra.....	47
Figura 4.9	Salida de un amplificador clase B.....	49
Figura 4.10	Amplificador clase B.....	50
Figura 4.11	Polarización con diodos.....	51
Figura 4.12	Curva de degradación típica para transistores de silicio.....	54

ÍNDICE DE TABLAS

Pág.

Tabla 1 Fósforo de pantallas comunes de los TRC.....	36
--	----

INTRODUCCIÓN

La electrocardiografía permite visualizar la actividad eléctrica del corazón. Para obtener dicha señal eléctrica es necesario emplear una interfase física, la cual está compuesta por electrodos de Ag/ AgCl, los cuales se acoplan a la piel.

El trabajo que se presenta a continuación trata sobre el diseño y construcción de un procesador de ondas cardiacas que se ha acoplado a una pantalla de televisor de 5.5 pulgadas. En este equipo se utilizan las especificaciones necesarias que permiten visualizar la onda cardiaca en forma continua y bien definida, o sea que no se observará solamente un punto variando en el tiempo sino que se visualizará un tren de ondas cardiacas desplazándose en el tiempo. A esta característica se la denomina “non fade”

El objetivo fundamental de este proyecto es aplicar y desarrollar los conocimientos adquiridos en todas las áreas de Electrónica, analizando y seleccionando las necesidades elementales de un EKG, para luego implementar un equipo basado en dispositivos sencillos y de fácil adquisición, que lo convierte en económico y versátil.

CAPÍTULO 1

ESPECIFICACIONES GENERALES

1.1 Definición de electrocardiograma

El electrocardiograma es el registro gráfico de los cambios de corriente eléctrica en el corazón, inducidos por la onda de despolarización y luego de repolarización a través de las aurículas y los ventrículos. Estos cambios son detectados por electrodos ubicados en la piel y mediante un equipo electrónico son amplificados, filtrados y desplegados en algún medio de visualización, ya sea graficados sobre un papel termosensible o desplegados en una pantalla de monitor, en forma de ondas y deflexiones que representan la magnitud y dirección de la actividad eléctrica cardiaca.

1.2 Interpretación de los trazados del electrocardiograma

El electrocardiograma se manifiesta como una serie de formas de onda, cada una de las cuales tienen un nombre, amplitud y duración particular. Ver figura

1.1

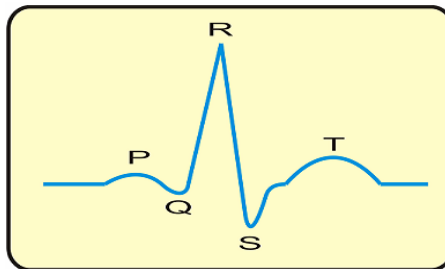


Figura 1.1 Trazado básico de un EKG.

A continuación se realiza una breve descripción del trazado básico de un electrocardiograma.

ONDA P.- Representa la difusión del impulso eléctrico generado por el nodo S-A sobre la aurícula. Se le llama también despolarización de la aurícula. Su tiempo de conducción es de 0.06-0.10 seg.

INTERVALO PQ.- Indica el tiempo requerido para que el estímulo generado en el nodo S-A sea conducido hacia el nodo A-V. Su tiempo de conducción es de 0.12–0.20 seg.

COMPLEJO QRS.- Representa la onda generada por la estimulación del ventrículo, despolarización ventricular y repolarización de las aurículas. Su tiempo de conducción es de 0.06 – 0.08 seg.

ONDA T.- Representa la onda generada por la repolarización eléctrica de los ventrículos.

INTERVALO QT.- Indica el tiempo transcurrido desde el inicio de la estimulación eléctrica de los ventrículos hasta el fin de la repolarización de los mismos. Su tiempo de conducción es de 0.3-0.45 seg.

1.3 Ventajas de un monitor de EKG con memoria

En el estudio de los bio-potenciales, muchas señales son de tipo pulsante y de corta duración; el análisis usualmente requiere estabilización de la gráfica, la cual es posible debido a los monitores con memoria.

Los monitores de EKG tradicionales usan un haz de electrones para barrer la pantalla, escribiendo la forma de onda según éste es deflectado. Por lo general su pantalla posee un recubrimiento en su parte interna con fósforo de larga persistencia, sin embargo, se han originado inconvenientes debido a que la gráfica desaparece en muy corto tiempo después de haber sido trazada en la pantalla; a este tipo de monitor se lo denomina despliegue visual “de punto flotante”. Obsérvese la figura 1.2



Figura 1.2 Monitor cardiaco de punto flotante.

Es muy difícil para el personal médico evaluar anomalías en las señales cardiacas usando el despliegue visual de punto flotante debido a que la traza desaparece demasiado rápido.

La solución a este problema es el monitor de almacenamiento digital, el cual se lo denomina despliegue visual "non fade". El sistema de almacenamiento del TRC no es usado en monitores médicos debido a las bajas frecuencias involucradas, pero el almacenamiento de tipo digital ofrece un mejor despliegue visual; además que los datos almacenados no se eliminan cuando la traza es borrada de la pantalla. Obsérvese la figura 1.3.

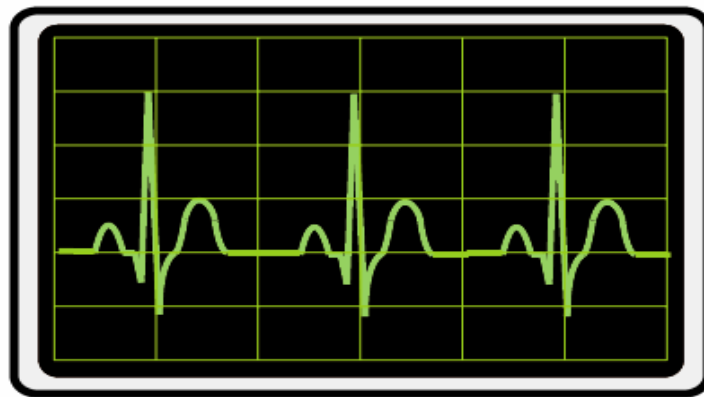


Figura 1.3 Monitor cardiaco "non fade".

Los monitores convencionales pueden perder datos durante el retardo de tiempo en el enlace de la adquisición de información la cual ocurre entre el final de un barrido y el inicio del siguiente.

El desarrollo de monitores con memoria digital expandió las posibilidades de adquisición de datos y procesamiento de las señales de los monitores médicos. En los monitores convencionales una vez que la señal es mostrada en el TRC, ésta no puede ser procesada; en cambio, los monitores digitales permiten procesar la señal aunque ya haya sido mostrada.

1.4 Principios de funcionamiento del monitor de EKG con memoria, desarrollado en este trabajo

El monitor que se presenta en este trabajo permite mejorar la visualización de la onda cardiaca del paciente. A continuación se describe cómo se produce este proceso.

En primer lugar, toda la parte del electrocardiógrafo (EKG) que se conecta al paciente se mantiene flotante respecto a la tierra del tomacorriente, para que el paciente esté protegido contra corrientes que pudieran ingresar a través de la pierna derecha que es usada como referencia.

A continuación se colocó una etapa de filtrado que sirve para mejorar la señal y minimizar los posibles ruidos que se pudieran inducir en la señal.

La salida del EKG se conecta a un microcontrolador el cual realiza la conversión analógica a digital de la señal y a su vez funciona como dispositivo de almacenamiento digital. Luego de establecer la sincronización necesaria para realizar el despliegue visual, el microcontrolador envía la señal al convertidor digital a analógico para obtener la señal de salida que se visualizará en la pantalla.

Finalmente se realiza la presentación de la señal en la pantalla del televisor; aquí se trabaja con los barridos horizontal y vertical que controlan el funcionamiento del televisor.

El monitor desarrollado en este trabajo está equipado con elementos distintos a un monitor convencional; estos elementos son básicamente registros digitales, además de convertidores A/D y D/A, los cuales cumplen la función de digitalizar la señal, guardarla y refrescar la pantalla del TRC.

CAPÍTULO 2

ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

2.1 Fuentes de Alimentación.

Al tener en consideración el aspecto de la seguridad, es necesario alimentar a todos los circuitos que se encuentran antes del opto-aislador con una fuente aislada (2 baterías de 9 V); de esta forma se le da al sistema un aislamiento con respecto a los circuitos de salida. Estos últimos se alimentan con una fuente de conmutación que genera: +12, -12 y +5 [V].

2.2 Electrodo

Dentro del cuerpo humano se generan potenciales eléctricos por mecanismos totalmente diferentes a los que estamos acostumbrados a ver en electrónica. El dispositivo que se usa para recoger tales potenciales es conocido con el nombre de electrodo, el que puede tener diversas formas y tamaños, debiendo presentar ciertas características adecuadas.

Se los llama “medias celdas” ya que se requiere siempre un par de electrodos para cerrar el circuito de medición.

Siempre se persigue medir el potencial de un punto con respecto a un potencial de referencia. Se necesita por lo tanto un electrodo de referencia. En los electrodos secos, el platino, la plata y el oro son usados como electrodos de referencia porque son metales inertes que no se corroen fácilmente.

Uno de los principales problemas al colocar un electrodo en la superficie de un tejido es la aparición de una interfase entre ambos que tiene propiedades de condensador, resistor y batería debido a las reacciones físico-químicas que se producen entre el electrodo y la solución electrolítica del tejido. Esto produce el efecto de un capacitor cargado, lo cual ocasiona la presencia del "potencial de offset del electrodo". Debido a esto se debe reducir la resistencia del contacto para asegurar una buena respuesta en bajas frecuencias, las cuales son las usuales en las mediciones de bio-potenciales.

Los electrodos que generan capas iónicas fijas (permaneciendo cada una en su sitio independientemente de los cambios de dirección de las corrientes captadas desde el tejido o bien inyectadas al mismo) se denominan electrodos perfectamente polarizados o no reversibles.

La figura 2.1 muestra la distribución de cargas en un electrodo real. Eléctricamente equivale a un circuito RC en paralelo con una resistencia.

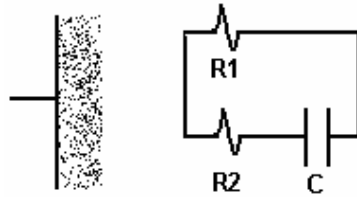


Figura 2.1 Equivalente de un electrodo real.

A los electrodos que se utilizan para medir los potenciales bioeléctricos del corazón se los denomina electrodos de superficie de piel.

Electrodos de superficie de piel.

Se adhieren a la superficie de la piel para recoger los bio-potenciales. Los hay de varios tipos:

- Electrodo de inmersión.

Fue el primer electrodo en usarse, consistía en tinajas llenas de solución en las cuales el paciente debía introducir los brazos y una pierna. En este caso la solución salina actuaba como conductor y se introducía en los poros, lo cual podría afectar la salud del paciente.

- Electrodos de brazalete.

Consisten en placas de plata a las que se le agrega gel para llenar los poros, se colocan sobre la piel y se aseguran mediante brazaletes, es el tipo de electrodos que se ha utilizado en este proyecto.

- Electrodo de copa de succión.
Tienen forma de ventosa y se usaban para mediciones en el pecho durante los electrocardiogramas.
- Electrodo flotante.
Son de plata, se les agrega un gel que llena los poros y además es un conductor corrosivo.
- Electrodo descartable.
Poseen además un pegamento para adherirse a la piel.
- Electrodo de spray
En ciertas personas la humedad de la piel provocaría que los electrodos descartables se desprendan, lo cual induciría al artefacto. En esos casos se usa un spray que fija el electrodo a la piel e impide que se mueva.

2.3 Amplificador de Instrumentación.

Se utiliza este circuito ya que presenta las siguientes características: la resistencia de entrada de ambas entradas es muy alta, la ganancia de voltaje se establece con una resistencia y el voltaje de salida no depende del voltaje en modo común de las entradas, sólo de su diferencia. Ver figura 2.2

La señal de entrada es amplificada aproximadamente unas 10 veces, usando la siguiente fórmula obtenemos la ganancia:

$$Ad_1 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) * \left(\frac{R_6}{R_4}\right) \quad (2.1)$$

$$Ad_1 = 10 \quad (2.2)$$

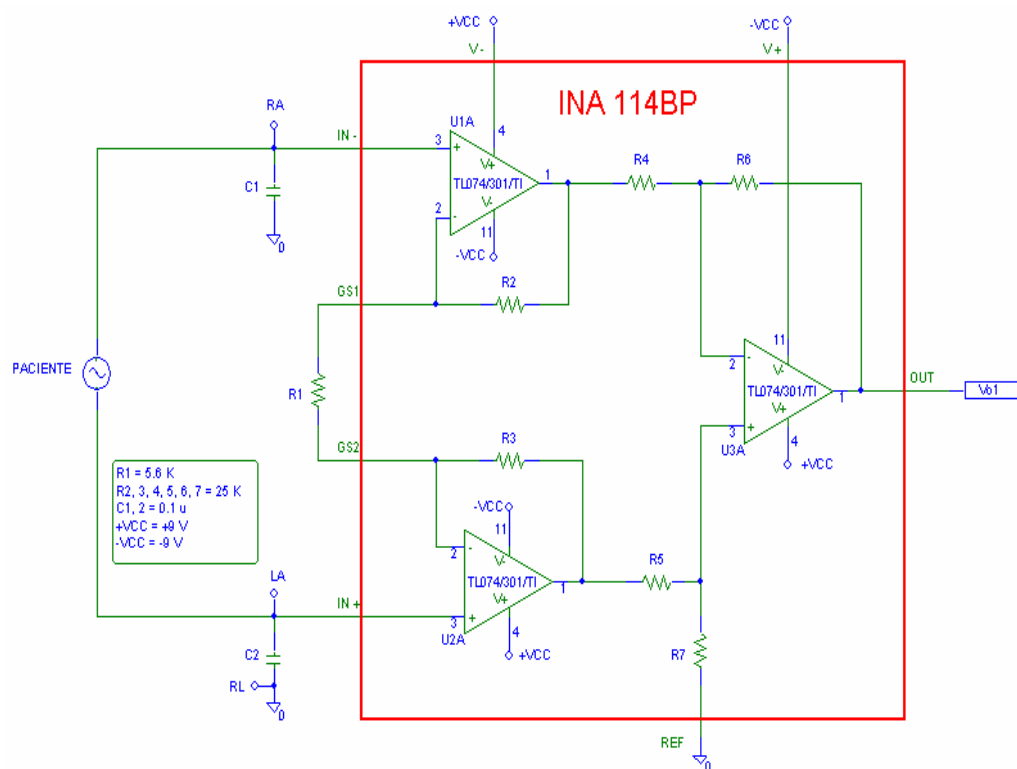


Figura 2.2 Amplificador de Instrumentación.

Si desea conocer más sobre el circuito integrado INA 114BP visite la página web: <http://www.datasheetcatalog.com/ina114/bp>.

2.4 Filtros.

2.4.1 Filtro Pasa-Banda.

Este circuito es un selector de frecuencias que permite seleccionar o dejar pasar una banda de frecuencias específicas de entre otras que pueden estar presentes en el equipo. En este caso la banda de frecuencias que se deja pasar es de 0.05 a 105 Hz a 20 dB/dec. Adicionalmente, debido a que este circuito es un filtro activo le damos a la señal una ganancia de 10 para amplificarla. Ver figura 2.3.

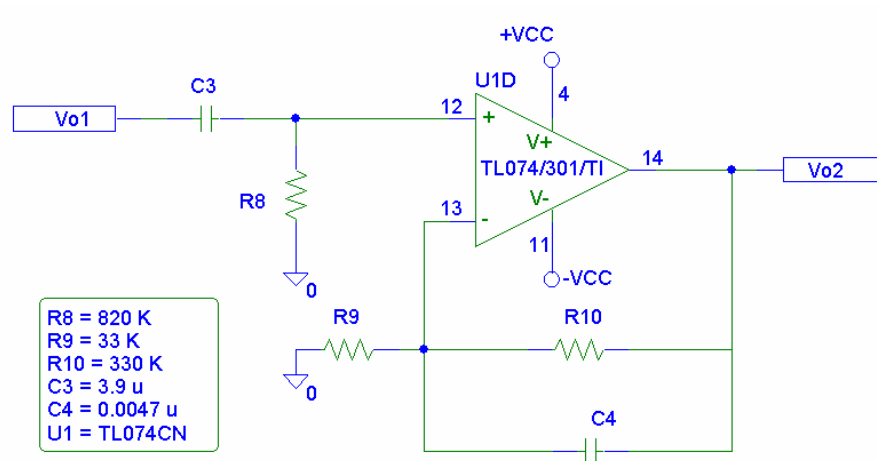


Figura 2.3 Filtro Pasa - Banda.

Las frecuencias de corte las obtenemos de acuerdo a las siguientes fórmulas:

$$f_L = \frac{1}{2\pi * R8 * C3} = 0.05Hz. \quad (2.3)$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi * R10 * C4} = 105Hz. \quad (2.4)$$

La ganancia de la señal de entrada se la calcula usando la siguiente fórmula:

$$Ad_2 = \left(1 + \frac{R_{10}}{R_9} \right) = 11 \quad (2.5)$$

2.4.2 Filtro Notch.

A continuación se ha colocado un filtro “Notch”, llamado también filtro de muesca, que es usado para atenuar las interferencias producidas por la red eléctrica en el monitoreo. Así, las frecuencias deseadas son transmitidas a través del pasa – banda que está a ambos lados del “Notch”. La frecuencia de rechazo del filtro es 60 Hz. Además, debido a que los amplificadores operacionales trabajan en la configuración seguidor unitario, no existe ganancia de señal en la salida de este circuito. Ver figura 2.4.

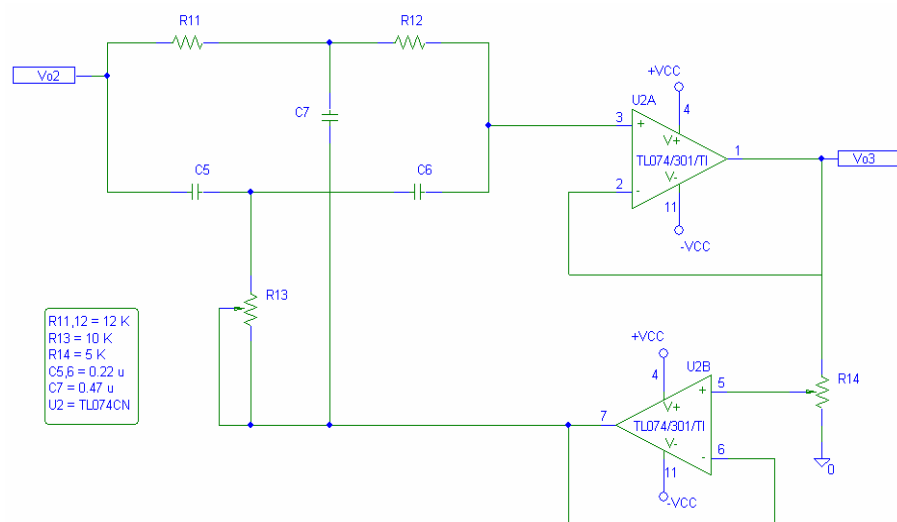


Figura 2.4 Filtro Notch.

La frecuencia de rechazo se la obtiene con la siguiente fórmula:

$$f_R = \frac{1}{2\pi * R13 * C7} = 60Hz. \quad (2.6)$$

2.5 Aislamiento de la señal.

Es necesario colocar una etapa de aislamiento en este sistema de adquisición para poder proteger al paciente de cualquier corriente de fuga que se pueda originar, ya que el TRC funciona con un transformador de alto voltaje (flyback), así como también posee bobinas de deflexión.

2.5.1 Opto-aislador.

Un opto-aislador, también llamado opto-acoplador, combina un dispositivo semiconductor foto-emisor y un foto-receptor, habiendo entre ambos un camino por donde se transmite la luz; todos estos elementos se encuentran dentro de un encapsulado. El opto-aislador no afecta a la señal en absoluto, pero sí la atenúa. Ver figura 2.5

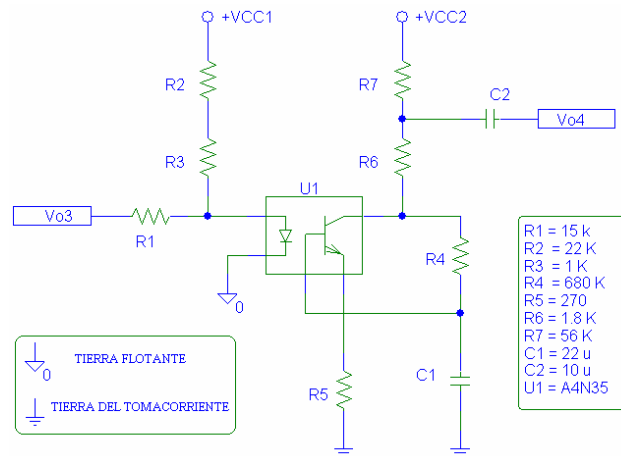


Figura 2.5 Opto-aislamiento.

2.6 Acondicionamiento de la señal.

2.6.1 Amplificador No Inversor.

Debido a que se necesita obtener una ganancia total del sistema de aproximadamente 1000 veces la señal de entrada, se añade a la salida del filtro "Notch" un circuito amplificador no inversor, el cual nos brinda la ventaja de que además de darle amplificación a la señal de entrada, la señal de salida esté en fase con respecto a ésta. Obsérvese la figura 2.6.

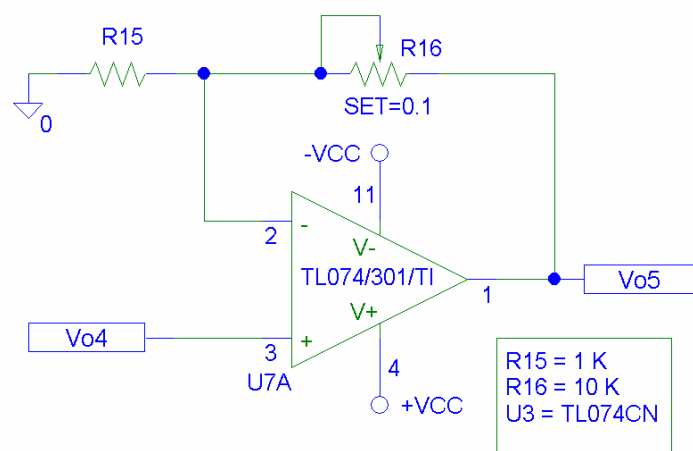


Figura 2.6 Amplificador No Inversor.

La ganancia de este circuito se la obtiene mediante la siguiente fórmula:

$$Ad_3 = \left(1 + \frac{R_{16}}{R_{15}} \right) = 10 \quad (2.7)$$

Es finalmente en esta etapa que se consigue obtener una amplificación cercana a 1000 veces la señal de entrada del sistema.

Esta ganancia se la obtiene mediante la siguiente fórmula:

$$Ad = Ad_1 \cdot Ad_2 \cdot Ad_3 \quad (2.8)$$

$$Ad = (10)(11)(10) \quad (2.9)$$

$$Ad = 1100 \quad (2.10)$$

2.6.2 Sumador Inversor.

En esta etapa del circuito se coloca un sumador inversor para poder controlar el nivel dc con el que la señal cardiaca ingresará posteriormente al microcontrolador, ya que este integrado trabaja en el rango de 0 a 5 V. Obsérvese la figura 2.7.

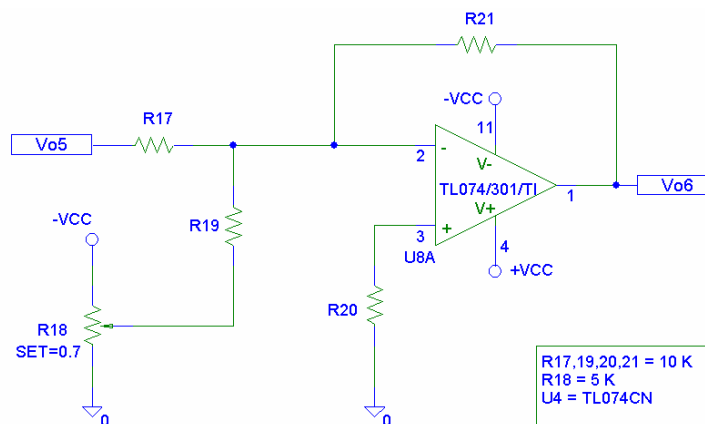


Figura 2.7 Sumador Inversor.

En este circuito la ganancia se la obtiene utilizando la siguiente fórmula:

$$Ad_4 = R_{21} \left(\frac{1}{R_{17}} + \frac{1}{R_{19}} \right) = 1 \quad (2.11)$$

Se diseñó este circuito con ganancia unitaria para no modificar la amplitud de la señal de entrada y al mismo tiempo obtener el control del nivel dc de la misma, el cual es ajustado al nivel que se requiera variando únicamente el potenciómetro R_{18} .

2.6.3 Seguidor Unitario.

Es muy importante colocar este circuito que sirve como un acoplador de impedancias entre la etapa analógica, hasta aquí descrita, con la etapa digital del equipo. Obsérvese la figura 2.8.

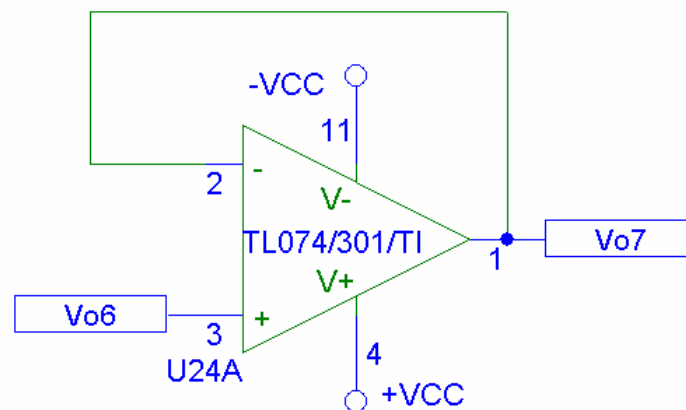


Figura 2.8 Seguidor Unitario.

En esta configuración, llamada seguidor unitario, la señal de salida es idéntica a la señal de entrada, lo que quiere decir que no hay diferencia ni en amplitud ni en fase entre ellas.

CAPÍTULO 3

PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

3.1 Introducción

En el mundo real se producen señales analógicas que varían constantemente. Los procesos analógicos se describen mejor por medio de números decimales y letras del alfabeto. En cambio, los microprocesadores y las computadoras utilizan patrones binarios para representar números, letras o símbolos.

Cuando se recurre a la tecnología analógica no es fácil almacenar, manipular, comparar, calcular o recuperar información con exactitud. En cambio, las computadoras pueden efectuar estas tareas rápidamente y con precisión en una cantidad ilimitada de datos, empleando técnicas digitales. Así nació la necesidad de los convertidores para interrelacionar el mundo analógico con el digital. Los convertidores analógicos a digital permiten que el mundo analógico se comunique con las computadoras. Y éstas a su vez se comunican con el hombre y con los procesos físicos a través de los convertidores digitales a analógico. En este capítulo se describirá el procesamiento de la señal obtenida en la salida del circuito de adquisición descrito en el capítulo anterior.

3.2 Diagrama de bloques del procesamiento de la señal

Para brindar una mejor comprensión del desarrollo y funcionamiento de este proyecto se incluye en esta sección su diagrama de bloques; obsérvese la figura 3.1, la cual enfoca de manera global al sistema que se ha diseñado.

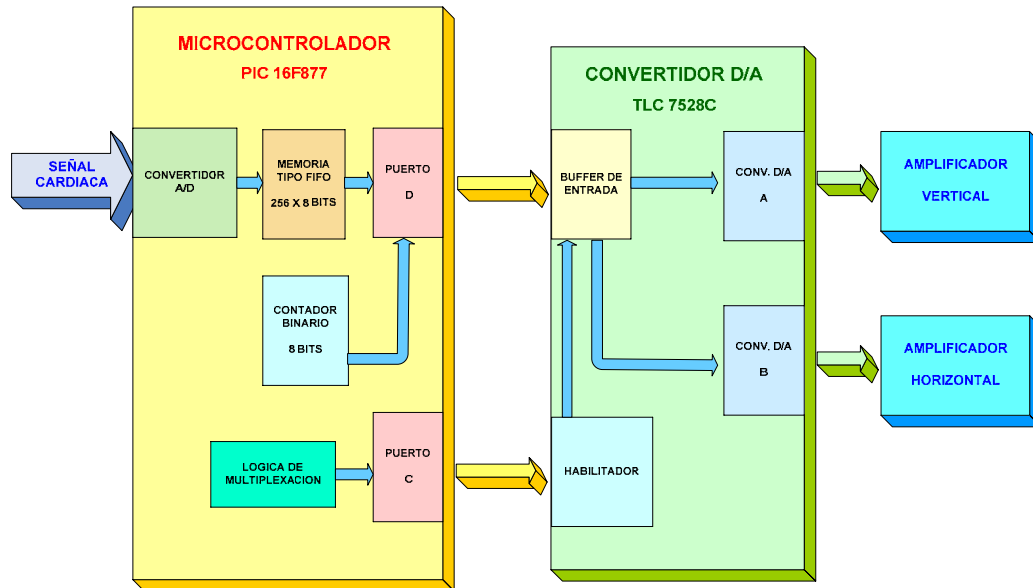


Figura 3.1 Diagrama de bloques del procesamiento de la señal.

3.3 Microcontrolador

Se denomina microcontrolador a un dispositivo programable capaz de realizar diferentes actividades que requieran del procesamiento de datos digitales y del control y comunicación digital de diferentes dispositivos.

Los microcontroladores poseen una memoria interna que almacena dos tipos de datos: las instrucciones, que corresponden al programa que se ejecuta; y los registros, es decir, los datos que el usuario maneja, así como registros especiales para el control de las diferentes funciones del microcontrolador. Estos dispositivos se programan en ASM y cada microcontrolador varía su conjunto de instrucciones de acuerdo a su fabricante y modelo. De acuerdo al número de instrucciones que el microcontrolador maneja se le denomina de arquitectura RISC (reducido) o CISC (complejo).

Los microcontroladores poseen principalmente una ALU (Unidad Lógica Aritmética), memoria del programa, memoria de registros, y pines E/S (entrada y/o salida). La ALU es la encargada de procesar los datos dependiendo de las instrucciones que se ejecuten (ADD, OR, AND), mientras que los pines son los que se encargan de comunicar al microcontrolador con el medio externo; la función de los pines puede ser de transmisión de datos, alimentación de corriente para el funcionamiento de éste o pines de control específico.

En este proyecto se utilizó el PIC 16F877A. Este microcontrolador es fabricado por MicroChip y se le denomina PIC. El modelo 16F877 posee varias características que hacen a este microcontrolador un dispositivo muy

versátil, eficiente y práctico para ser empleado en la aplicación que posteriormente será detallada.

A continuación se describirán las características más representativas del PIC:

1ª. La arquitectura del procesador sigue el modelo Harvard.

En esta arquitectura el CPU se conecta de forma independiente y con buses (barras de comunicación) distintos con la memoria de instrucciones y con la de datos. Figura 3.2.

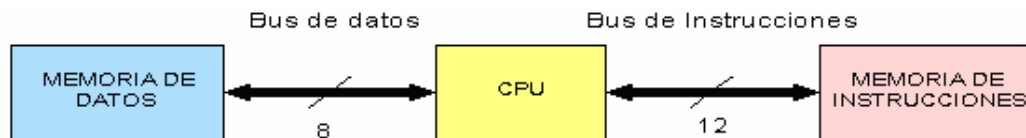


Figura 3.2 Arquitectura del procesador del PIC.

La arquitectura Harvard permite al CPU acceder simultáneamente a las dos memorias. Además, propicia numerosas ventajas al funcionamiento del sistema como se irán describiendo.

2ª. Se aplica la técnica de segmentación (“pipe-line”) en la ejecución de las instrucciones.

La segmentación permite al procesador realizar al mismo tiempo la ejecución de una instrucción y la búsqueda del código de la siguiente. De esta forma se puede ejecutar cada instrucción en un ciclo (un ciclo de instrucción equivale a cuatro ciclos de reloj). Figura 3.3.

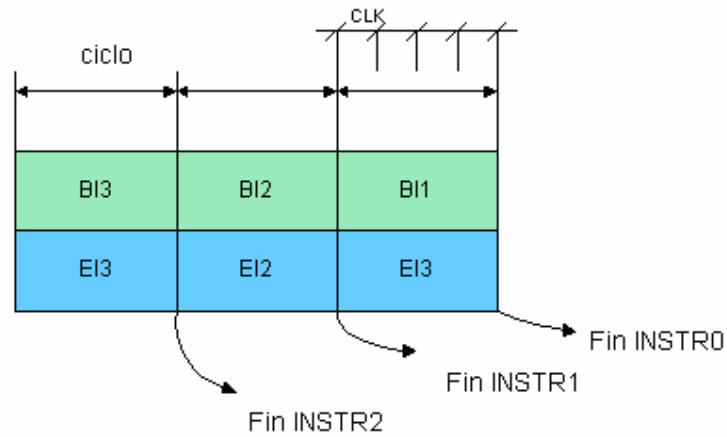


Figura 3.3 Esquema de ejecución de instrucciones.

La segmentación permite al procesador ejecutar cada instrucción en un ciclo de instrucción equivalente a cuatro ciclos de reloj. En cada ciclo se realiza la búsqueda de una instrucción y la ejecución de la anterior.

Las instrucciones de salto ocupan dos ciclos al no conocer la dirección de la siguiente instrucción hasta que no se haya completado la de bifurcación.

3ª. El formato de todas las instrucciones tiene la misma longitud.

Todas las instrucciones de los microcontroladores de la gama baja tienen una longitud de 12 bits. Las de la gama media tienen 14 bits y las de la gama alta tienen aún mayor número de bits. Esta característica es muy ventajosa en la optimización de la memoria de instrucciones y facilita enormemente la construcción de ensambladores y compiladores.

4ª. Procesador RISC (Computador de Juego de Instrucciones Reducido).

Los modelos de la gama baja disponen de un repertorio de 33 instrucciones, 35 los de la gama media y casi 60 los de la alta.

5ª. Todas las instrucciones son ortogonales.

Cualquier instrucción puede manejar cualquier elemento de la arquitectura como fuente o como destino.

6ª. Arquitectura basada en un banco de registros.

Esto significa que todos los objetos del sistema (puertos de E/S, temporizadores, posiciones de memoria, etc.) están implementados físicamente como registros.

3.4 Módulo de conversión A/D

El PIC16F877A posee un módulo de conversión A/D interno que les permite manejar 8 entradas analógicas. En la figura 3.4 se muestra un diagrama de bloques del módulo de conversión A/D.

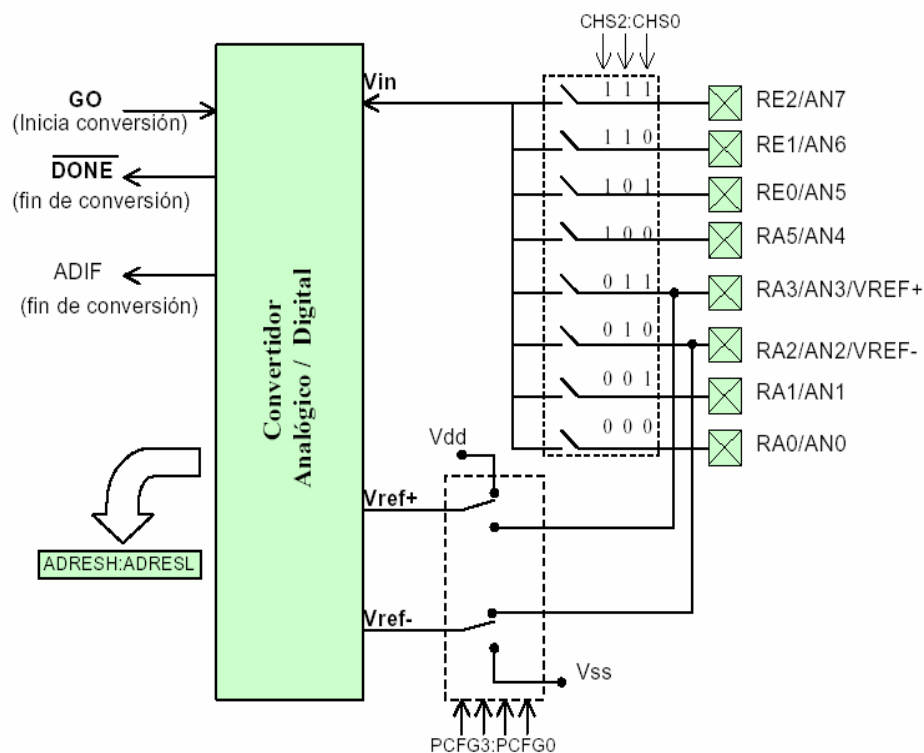


Figura 3.4 Diagrama de bloques del módulo de conversión A/D.

El multiplexor.- El módulo de conversión A/D es un convertidor de aproximaciones sucesivas de 10 bits, el cual puede realizar la conversión de una de las 8 entradas (o canales) analógicas AN0,..., AN7 multiplexadas por la lógica interna que utiliza como líneas de selección del canal los bits CHS2:CHS0, donde se coloca el número binario del canal a convertir.

Voltajes de Referencia.- Todo convertidor A/D requiere voltajes de referencia que determinan el valor de mínima escala (V_{REF-}) y el de máxima escala (V_{REF+}), de manera que la conversión de un valor de voltaje analógico

V_{in} en el rango de V_{REF-} a V_{REF+} producirá un valor equivalente binario D en el rango de 0 a 2^n , donde n es la resolución del convertidor ($n = 10$).

Como la relación entre escalas es lineal, una regla de tres da la relación entre el voltaje analógico de entrada (V_{in}) y el valor digital (D) obtenido por el CAD

$$\frac{D}{2^n - 1} = \frac{V_{in} - V_{REF-}}{V_{REF+} - V_{REF-}} \quad (3.1)$$

3.4.1 El proceso de conversión analógico a digital.

En el siguiente diagrama de tiempo se muestran los eventos que tienen lugar durante el proceso de una conversión analógico a digital.

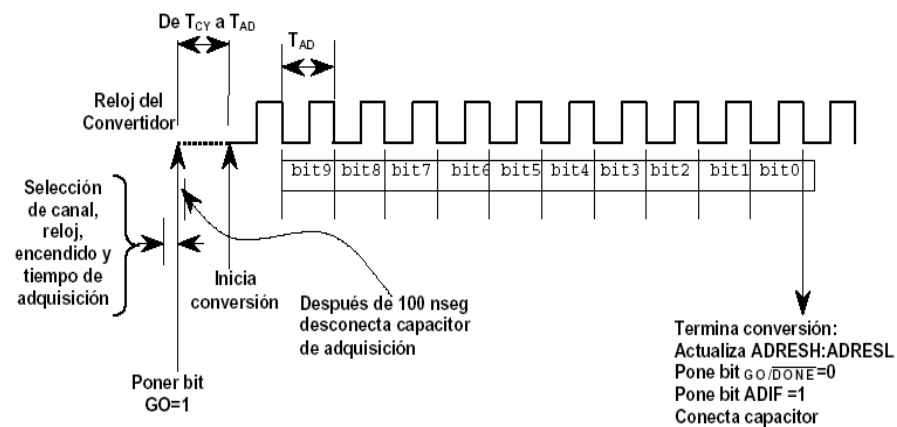


Figura 3.5 Diagrama de tiempo de la conversión A/D.

De acuerdo a la figura 3.5, para echar a andar el convertidor se deberán seguir los siguientes pasos:

- **Configurar el módulo A/D:**
 - a. Configurar los pines analógicos y los voltajes de referencia V_{REF-} y V_{REF+} , mediante el registro ADCON1.
 - b. Seleccionar el canal de entrada a convertir mediante los bits CHS2:CHS0 del registro ADCON0.
 - c. Seleccionar el reloj de conversión mediante los bits ADCS1:ADCS2
 - d. Energizar el convertidor mediante el bit ADON.

- **Configurar interrupciones para el CAD (si se desea):** para ello limpiar ADIF y poner ADIE, PEIE y GIE.

- **Esperar mientras transcurre el tiempo de adquisición (unos 20 μ seg).**

- **Iniciar la conversión poniendo el bit GO/DONE.**

- **Esperar a que termine la conversión:**
 - a. Por “poleo” (Polling): Consultando continuamente el bit GO/DONE (el cual es limpiado por el convertidor cuando la conversión está completa).
 - b. Por interrupciones: Cuando la conversión termina, la bandera ADIF se activa y esto genera una solicitud de interrupción, la cual deberá

ser atendida por una rutina de atención a la interrupción diseñada para ello.

- **Leer el dato convertido D de los registros (ADRESH:ADRESL)**

Para la siguiente conversión, esperar al menos $2T_{AD}$ (Donde T_{AD} es el tiempo de conversión por bit).

3.5 Almacenamiento de datos tipo FIFO

Para realizar el almacenamiento digital de la señal cardiaca se usan 256 locaciones de memoria de ocho bits dentro de una estructura que funciona como registro de desplazamiento, llamada pila FIFO (primero que entra primero que sale) con el objetivo de presentar en pantalla secuencialmente los datos correspondientes a la señal cardiaca.

Cada locación contiene una palabra binaria proporcional a una amplitud de señal instantánea. La memoria contiene la totalidad de los datos que se muestran en la pantalla del TRC.

Cabe anotar que esta memoria está contenida en el interior del microcontrolador usado en este proyecto.

3.5.1 Diagrama de flujo principal

En la figura 3.6 se muestra el diagrama de flujo principal del algoritmo utilizado en el microcontrolador para realizar el almacenamiento de datos tipo FIFO.

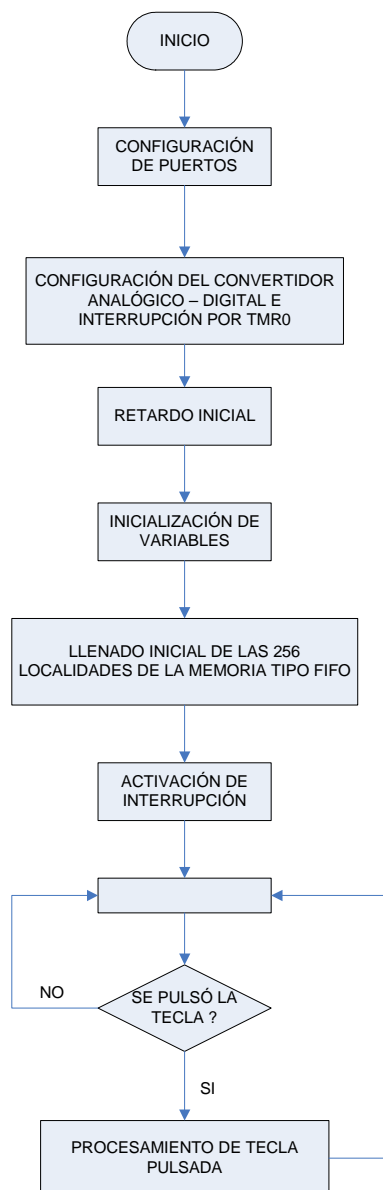


Figura 3.6 Diagrama de flujo principal.

3.5.2 Diagrama de flujo de la interrupción

A continuación se muestra el diagrama de flujo de la interrupción que se produce en el programa del microcontrolador. Ver figura 3.7.

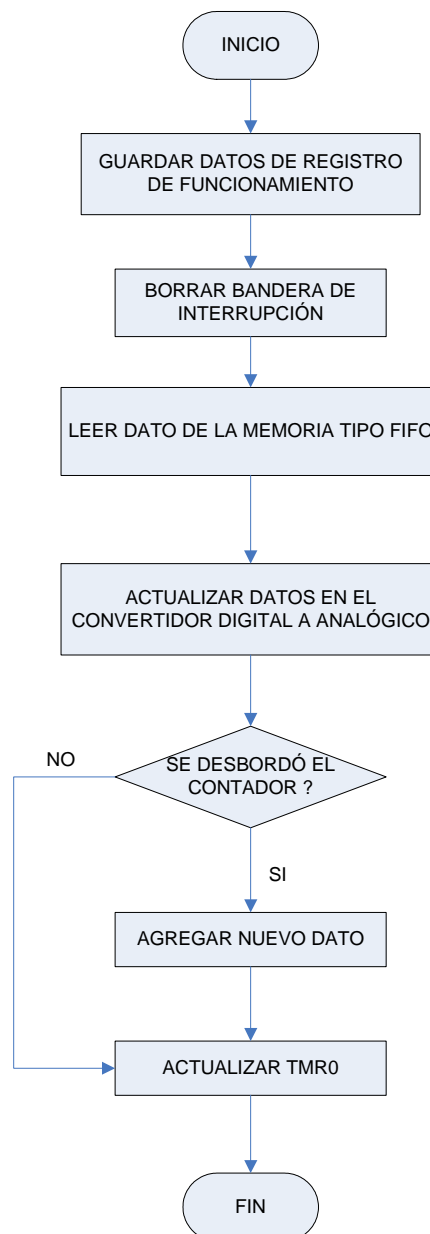


Figura 3.7 Diagrama de flujo de la interrupción.

3.6 Módulo de conversión digital a analógico

Es necesario realizar la conversión digital a analógico de dos señales debido a que el TRC necesita señales de barrido, una vertical y una horizontal, como se lo explica en el siguiente capítulo. Es importante señalar que este módulo de conversión digital a analógico está compuesto de dos convertidores D/A que se encuentran dentro de un solo encapsulado.

El primer convertidor D/A produce un nivel de voltaje analógico a partir de la palabra binaria aplicada a sus entradas. La salida de este convertidor es aplicada al canal vertical del osciloscopio a través de un amplificador de potencia, el cual es descrito en la sección 4.8.

El barrido horizontal es generado por un segundo convertidor D/A. Un contador binario usado para direccionar las locaciones de memoria secuencialmente, también maneja el convertidor D/A horizontal. El contador binario es controlado por una señal de reloj, ya que la salida se incrementa en un bit por cada pulso de reloj. El resultado de esta acción a la salida del convertidor D/A es que una rampa lineal de voltaje es generada y aumenta unos pocos milivoltios por cada pulso de reloj que recibe. Además, la salida de este convertidor es aplicado al canal horizontal del osciloscopio a través de un amplificador de potencia, el cual es descrito en la sección 4.8.

Cuando el contador se desborda, es decir cuando su salida regresa de plena escala (11111111) a cero (00000000), la salida del convertidor D/A, entonces, caerá de plena escala a cero voltios al mismo tiempo, completando el diente de sierra necesario para manejar el sistema de deflexión horizontal del osciloscopio.

Sin importar el sistema de barrido usado, el contador binario pasa a través de las 256 direcciones de memoria según como el electrón es barrido de derecha a izquierda a través de la pantalla del TRC. Ya que esta acción está sincronizada, cada locación en memoria representa un punto a lo largo del eje horizontal de la pantalla del TRC. La amplitud de la señal reproducida en ese punto es proporcional a la palabra digital almacenada en la locación de memoria definida en ese punto.

Para más información, se recomienda revisar el Apéndice D.

CAPÍTULO 4

SALIDA A LA PANTALLA DEL TELEVISOR

4.1 Tubo de rayos catódicos: teoría y construcción

El tubo de rayos catódicos o TRC es el corazón del monitor. Los principales componentes de este TRC de propósito general son: conjunto del cañón electrónico, conjunto de bobinas de deflexión, pantalla fluorescente, cubierta de vidrio y base del tubo. Ver Figura 4.1.

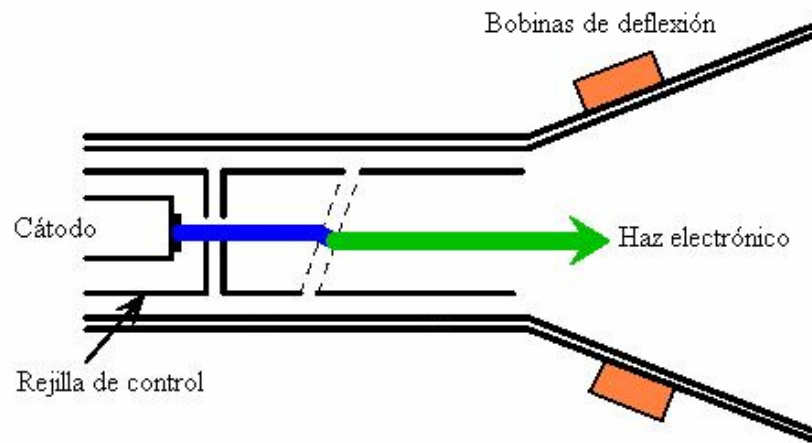


Figura 4.1 Corte longitudinal del TRC.

Fundamentalmente el TRC produce un haz de electrones delgado y enfocado finamente que deja el cañón con una alta velocidad y viaja hacia la pantalla fluorescente. Al golpear la pantalla, la energía cinética de los

electrones se convierte en emisión de luz y se produce un pequeño punto luminoso sobre la pantalla del TRC.

Los electrones son emitidos desde un cátodo termoiónico calentado indirectamente. El cátodo está rodeado completamente por una rejilla de control, la cual consiste en un cilindro metálico con un pequeño hueco central y conectado con el eje del tubo. Los electrones que pasan a través de este pequeño hueco en la rejilla conforman la llamada corriente del haz.

En el camino hacia la pantalla los electrones pasan entre un par de bobinas deflectoras. Si se aplican voltajes a las bobinas deflectoras, el haz electrónico se puede desviar tanto en la dirección vertical como horizontal, de tal forma que el punto luminoso trace un gráfico sobre la pantalla de acuerdo con estos voltajes. Ver figura 4.2.

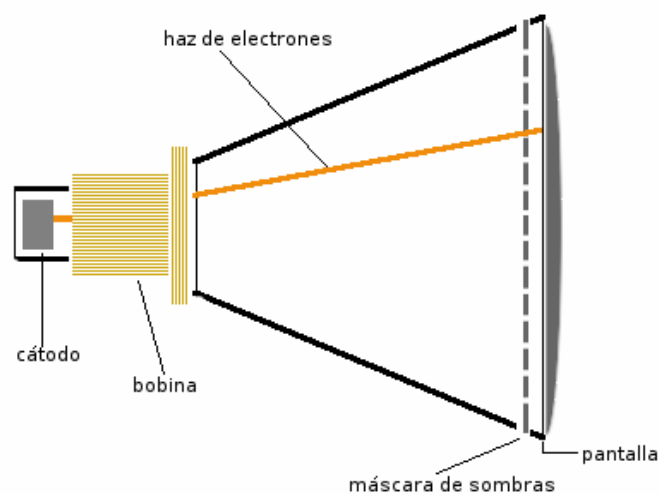


Figura 4.2 Efecto de la deflexión magnética sobre el haz electrónico.

4.2 Pantallas para los TRC

Cuando el haz electrónico golpea la pantalla del TRC, se produce un punto luminoso, el material de la pantalla en la superficie interior que produce este efecto es el fósforo. El fósforo absorbe la energía cinética de los electrones de bombardeo y reemite energía a una frecuencia baja dentro del espectro visual. La propiedad de algunos materiales cristalinos, tales como el fósforo o el óxido de zinc, de emitir luz cuando son estimulados por una radiación se llama fluorescencia. Los materiales fluorescentes tienen una segunda característica, llamada fosforescencia, la cual se refiere a la propiedad del material de continuar emitiendo luz aun cuando la fuente de excitación (en este caso el haz electrónico) se suspenda. La duración de tiempo durante la cual la fosforescencia ocurre se llama la persistencia del fósforo. La persistencia normalmente se mide en términos del tiempo requerido para que la calidad de la imagen del TRC decaiga un cierto porcentaje (usualmente el 10%) de su luz original.

La intensidad de la luz emitida por la pantalla del TRC, llamada luminancia depende de varios factores. Primero la intensidad de la luz es controlada por el número de electrones de bombardeo que golpean la pantalla por segundo. Si esta llamada corriente del haz se incrementa o la misma cantidad de ella se concentra sobre una pequeña área, reduciendo el tamaño del punto, la luminancia se incrementa. Segundo, la luminancia depende de la energía con

la cual los electrones golpean la pantalla, y esto a su vez está determinado por el potencial de aceleración. Un incremento de este potencial aumenta la luminancia. Tercero, la luminancia es una función del tiempo que el haz golpea un área determinada del fósforo, por tanto la velocidad de barrido afecta la luminancia. Finalmente, la luminancia es una función de las características físicas del fósforo mismo. Ver Tabla 1.

Tabla 1

FOSFORO DE PANTALLAS COMUNES DE LOS TRC

Número del fósforo	Color	Persistencia	Luminancia	Uso
P1	Verde	Media	50 %	Osciloscopio
P2	Azul - Verde	Media	55 %	Baja Frecuencia
P4	Blanco	Media - Corta	50 %	TRC B/N
P7	Azul	Larga	35 %	Baja Frecuencia

4.3 Conversión de un TV de 5.5" a monitor cardiaco.

Para convertir el televisor en monitor cardiaco fue necesario analizar su funcionamiento y determinar si era posible usarlo con el objetivo de representar la onda cardiaca.

Existen varias diferencias entre los tubos de rayos catódicos utilizados en los televisores y los tubos de rayos catódicos usados en los monitores cardiacos,

en primer lugar la persistencia de los tubos de rayos catódicos usados en los televisores es media debido a que estos realizan el barrido a altas frecuencias (superiores a los 15.000 Hz), mientras que los tubos de rayos catódicos usados en los monitores cardiacos son de persistencia alta debido a que la frecuencia de la onda cardiaca es relativamente baja; en segundo lugar los televisores usan deflexión magnética, mientras que los monitores cardiacos usan deflexión electrostática debido a que este tipo de deflexión es más bondadosa con lo que se refiere a los cambios de frecuencia en el barrido horizontal.

Los principales sistemas de control de un televisor son:

- Flyback.
- Circuito de MAT (Muy Alta Tensión).
- Barrido Horizontal.
- Barrido Vertical.
- Amplificador de potencia.

A continuación se describirá la operación de cada uno de ellos.

4.4 Flyback

En el tubo de rayos catódicos existe un elemento directamente relacionado con él, el cual es el flyback. Al igual que el tubo de rayos catódicos, está diseñado para altas frecuencias en el caso de los de televisión y bajas frecuencias en el caso de los monitores cardiacos. El flyback típico que se utilizó en este proyecto consta de dos partes: la primera es un transformador especial que junto con el transistor, circuitos de salida y deflexión horizontal, eleva el pin B+ de la fuente de poder a 3 o 30 KV para el TRC y provee varios voltajes más bajos para otros circuitos. Un rectificador que convierte los pulsos de alto voltaje en corriente continua que luego el condensador formado en el TRC, filtra o aplana. El alto voltaje puede desarrollarse directamente en un solo bobinado con muchas espiras de alambre, o un bobinado que genera un voltaje más bajo y un multiplicador de voltaje de diodo-condensador. Varios secundarios que alimentan: sintonizador, circuitos de vertical, video y filamentos de TRC. Ver figura 4.3

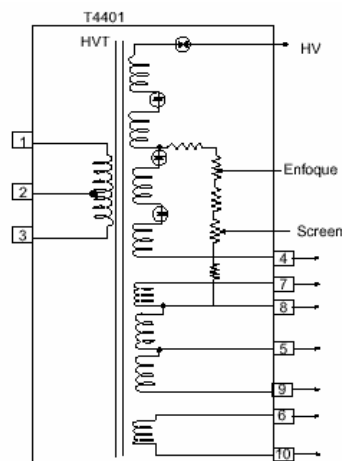


Figura 4.3 Estructura interna del flyback.

La segunda parte es un divisor de voltaje que proporciona el enfoque y el brillo de la pantalla.

El flyback se diseña para guardar energía en su circuito magnético; es decir, funciona como un inductor puro y además en su forma más simple tiene corriente que o fluye en su primario, o en su secundario. Los voltajes aplicados a un flyback en el primario casi siempre son rectangulares y las corrientes que fluyen a través de cualquier lado de este dispositivo, crecen o disminuyen en forma de diente de sierra lineal. Finalmente, debido a las propiedades de los materiales del núcleo, los flybacks operan convenientemente en el rango de 10^3 a 10^6 Hz,

4.5 Circuito de MAT (Muy Alta Tensión)

El TRC de un televisor necesita una tensión elevada para acelerar los electrones emitidos por el cátodo hacia la pantalla. Esta tensión oscila entre 3 y 30 KV según el tubo utilizado.

Este circuito consta de las siguientes partes:

- Oscilador de alta frecuencia.
- Transistor de conmutación y Circuito LC con diodo de recuperación.
- Transformador de MAT.

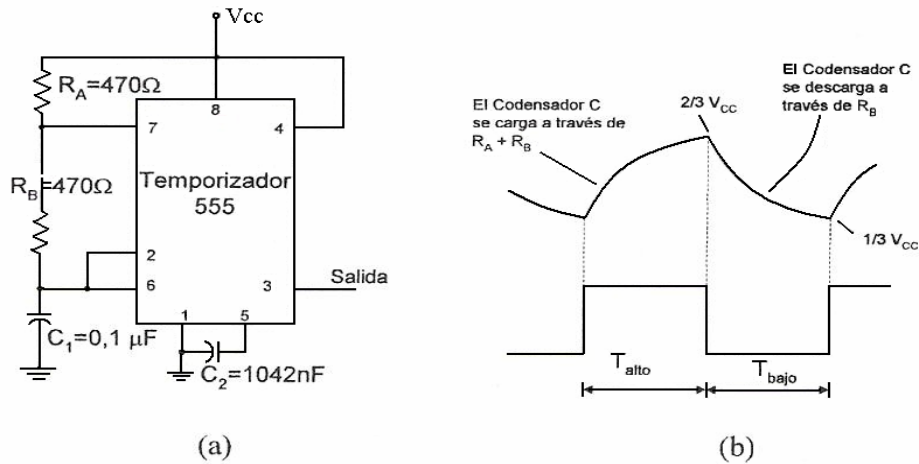


Figura 4.4 (a) Circuito astable. (b) Forma de onda en la salida del circuito.

$$T_{\text{alto}} = 0.7(R_A + R_B)C \quad (4.1)$$

$$T_{\text{bajo}} = 0.7R_B C \quad (4.2)$$

El periodo total es:

$$T = \text{periodo} = T_{\text{alto}} + T_{\text{bajo}} \quad (4.3)$$

La frecuencia del circuito astable es entonces calculada con:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C} \quad (4.4)$$

En este momento se generan los pulsos de voltaje requeridos a la entrada del transformador de MAT; el principio del transistor de conmutación y circuito LC se basa en la obtención de un aumento lineal de corriente en una inductancia L cuando a sus bordes se aplica una fuerza electromotriz constante V_{cc} , al cerrar y abrir un interruptor S que en este caso es el

transistor NPN. El circuito comprende además un capacitor C en paralelo con la inductancia, tal como se ha dibujado en la figura 4.5

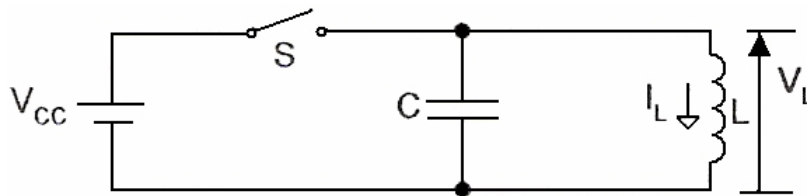


Figura 4.5 Circuito LC.

Efectivamente, si se supone en un principio que el circuito de la figura 4.5 no tiene pérdidas. En esta circunstancia al cerrar el interruptor S por la bobina circula una corriente cuyo valor aumenta linealmente:

$$\frac{di}{dt} = \frac{V_{cc}}{L} \quad (4.5)$$

La capacidad C se carga al mismo tiempo bajo la diferencia de potencial V_{cc} . La energía almacenada en la bobina L, cuando la intensidad de corriente que por ella circula alcanza un valor i , es igual a:

$$\frac{Li^2}{2} \quad (4.6)$$

En el instante t_1 (Fig. 4.6), se abre el interruptor y la corriente alcanza su valor máximo I_M , de forma que en dicho instante la energía almacenada en la bobina es:

$$\frac{LI_M^2}{2} \quad (4.7)$$

Y la carga en el condensador será $Q = CV$.

El circuito resonante puede oscilar libremente, ya que el condensador se descarga sobre L, lo cual hará aumentar ligeramente la corriente.

Efectivamente, si se observa la figura 4.6 con atención se puede apreciar que, aunque en el instante t_1 se abre el interruptor, sigue existiendo una tensión en los bordes de la bobina similar a la existente los en bordes del condensador en paralelo con ella. Como el condensador se descarga sobre la bobina entre los instantes t_1 y t_2 , la corriente de la bobina t_1 sigue aumentando ligeramente.

Al alcanzarse el instante t_2 , en el que el condensador se ha descargado totalmente, se produce la inversión del sentido de la corriente para cargar al condensador en sentido opuesto y en los bordes de la bobina se genera una tensión de polaridad opuesta.

En el instante t_2 la corriente disminuye por la bobina y se genera una tensión de polaridad opuesta.

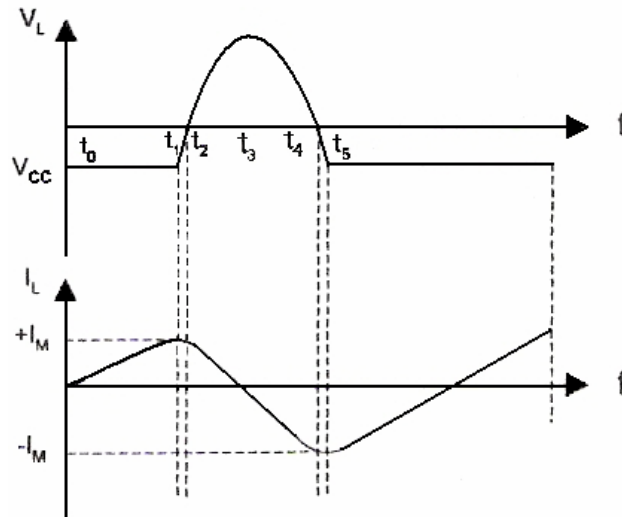


Figura 4.6 Forma de onda de voltaje y corriente de la bobina L.

En el instante t_2 la corriente disminuye por la bobina según la ley:

$$I_L = I_M \cos \frac{t}{\sqrt{LC}} \quad (4.8)$$

Por lo tanto, la energía acumulada en la bobina disminuye, mientras que la carga del condensador aumenta, debido a la aparición de la tensión:

$$V_L = V_M \text{sen} \frac{t}{\sqrt{LC}} \quad (4.9)$$

En el instante t_3 la intensidad de corriente por la bobina es nula tal y como se aprecia en la figura 4.6, y la tensión V_L habrá alcanzado un valor máximo V_M . En dicho instante, pues toda la energía presente en el circuito cuando se abrió el interruptor se ha acumulado en el condensador.

$$\frac{LI_M^2}{2} + \frac{CV_{CC}^2}{2} = \frac{CV_M^2}{2} \quad (4.10)$$

De esta última igualdad puede deducirse el valor V_M , el cual viene dado por la expresión:

$$V_M = \sqrt{\frac{LI_M^2}{C} + V_{CC}^2} \quad (4.11)$$

El circuito sigue oscilando por lo que en el instante t_4 la corriente en la bobina alcanza de nuevo el valor máximo aunque ahora de sentido opuesto, mientras que el condensador se habrá descargado completamente.

En el instante t_5 el circuito, si no tiene pérdidas, se encuentra en estado bastante parecido al existente cuando se abrió el interruptor, con la única diferencia de que la corriente es de signo negativo.

La corriente continuará disminuyendo a través de la fuente de alimentación y entre los instantes t_5 y t_6 restituirá a la fuente de energía presente en el circuito en el instante t_4 .

$$\frac{LI_M^2}{2} \quad (4.12)$$

En el instante t_6 , cuando la corriente I_L es nula nos encontramos en la misma situación que en el instante t_0 y se habrá completado un ciclo completo de funcionamiento.

En la práctica, lógicamente se sustituye el interruptor S por un transistor que funcione de manera análoga, es decir, como conmutador de todo o nada. Para ello se utilizará un transistor gobernado por los impulsos rectangulares procedentes del oscilador de alta frecuencia. Efectivamente, el transistor es un elemento que puede ser simétrico y por lo tanto dejará pasar indistintamente las corrientes de carga y descarga del circuito. Sin embargo, durante el tiempo de bloqueo del transistor se presenta un problema: si en el instante t_0 fluye el valor máximo de la corriente por la bobina, obligatoriamente deberá cumplirse la igualdad:

$$t_5 - t_1 = \pi\sqrt{LC} \quad (4.13)$$

Salvo el funcionamiento incorrecto del circuito. Para evitar esto se deberá añadir un diodo al circuito, tal y como se puede apreciar en la figura 4.7

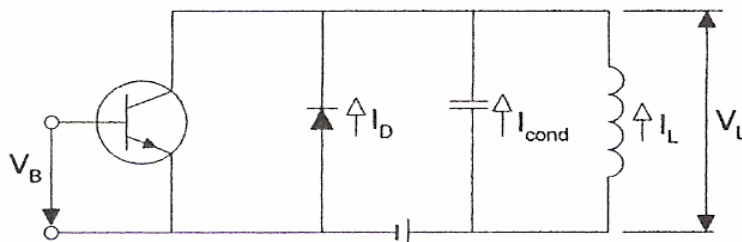


Figura 4.7 Circuito LC con diodo de recuperación.

El funcionamiento del circuito de la figura 4.7 es como sigue: en el instante t_5 la tensión V_L en los bordes de la bobina se hace mayor que la tensión V_{cc} de la fuente de alimentación, por lo tanto el diodo queda polarizado en sentido directo y deja pasar la corriente entre los instantes t_5 y t_6 .

Para que el ciclo se inicie de nuevo es preciso que el transistor pase de nuevo al estado de conducción y ello debe producirse antes del instante t_6 , es decir durante el intervalo del tiempo existente entre t_5 y t_6 , para lo cual a su base se aplicará el impulso rectangular procedente de la etapa precedente.

4.6 Barrido Horizontal

El TRC normalmente despliega la forma de onda de la entrada vertical como una función de tiempo. Esto requiere un voltaje de deflexión horizontal que mueve o barre el punto del TRC a través de la pantalla de derecha a izquierda, con una velocidad constante y luego retorna rápidamente el punto a su posición de arranque en la parte derecha de la pantalla para que quede listo para un nuevo barrido. Este voltaje de barrido, o base de tiempo, es producido dentro del sistema de deflexión horizontal del TRC por el generador de barrido.

El voltaje de barrido ideal aumenta a una razón lineal desde algún valor mínimo hasta un valor máximo y luego retorna abruptamente a su nivel original, como se muestra en la forma de onda de onda de diente de sierra de la figura 4.8.

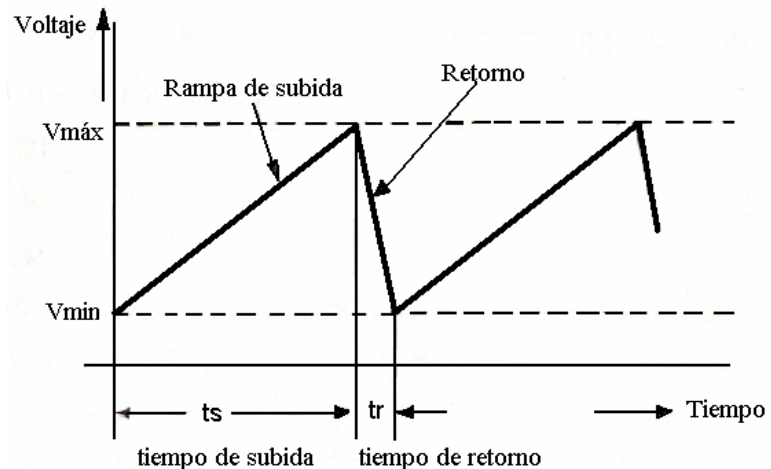


Figura 4.8 Forma de onda lineal en diente de sierra.

4.7 Barrido Vertical

El sistema de deflexión vertical debe cumplir exactamente los requerimientos exigidos, los cuales se pueden resumir en lo siguiente: El sistema debe reproducir fielmente las formas de onda de voltaje de entrada dentro de los límites especificados de ancho de banda, tiempo de subida y amplitud. El sistema de deflexión vertical también suministra un aislamiento entre la fuente de la señal y las bobinas de deflexión del TRC. En algunos casos este sistema provee varios modos de comparación tales como acoplamiento de ac o dc, operación de trazo múltiple de diferentes modos de despliegue, capacidad de entrada diferencial y otras más. Estas características

especiales se encuentran en los osciloscopios de rayos catódicos de laboratorios más sofisticados que usan las llamadas unidades modulares. La forma de onda del barrido vertical es idéntica a la mostrada en la figura 1.1.

4.8 Amplificador de potencia

Después de varias etapas cualquier ganancia posterior debe ser una ganancia de potencia y no una ganancia de tensión. En estas últimas etapas las corrientes de colector son mucho mayores porque las impedancias de carga son mucho menores.

Existen varios tipos de amplificadores de potencia, en este trabajo se usará un amplificador clase B porque proporciona una señal de salida que varía sobre la mitad del ciclo de la señal, tal como se aprecia en la figura 4.9. El punto de polarización de dc para la clase B se encuentra por lo tanto en 0V, lo que implica una variación de la salida desde este punto de polarización para un medio ciclo. Son necesarias dos operaciones de clase B: una para proporcionar la salida del medio ciclo positivo y otra para proporcionar la salida del medio ciclo negativo. La combinación proporciona entonces una salida de 360 grados completos de operación. Este tipo de funcionamiento se denomina como funcionamiento en contrafase.

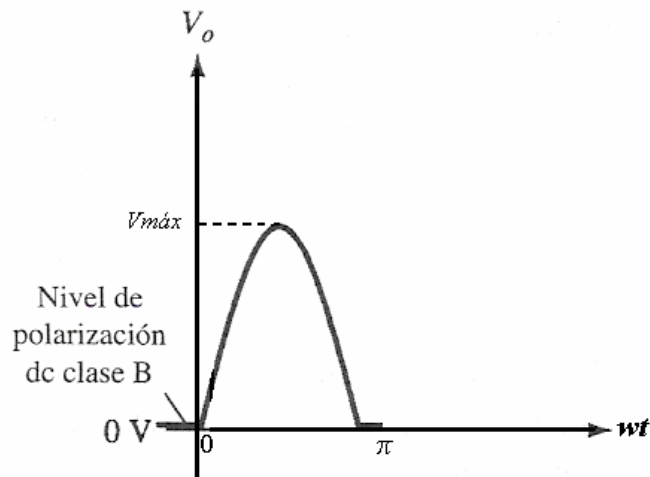


Figura 4.9 Salida de un amplificador clase B.

Cuando un transistor funciona en clase B sólo amplifica la mitad de un ciclo. Para evitar la distorsión, se emplean dos transistores dispuestos en contrafase (conocido en inglés como push-pull). Este hecho significa que uno de los transistores conduce durante un semiciclo y el otro transistor conduce durante el otro semiciclo. Con los circuitos en contrafase se pueden construir amplificadores clase B que tengan baja distorsión y gran potencia en la carga.

En la figura 4.10 se muestra una forma de conectar un seguidor de emisor NPN y un seguidor de emisor PNP en un circuito en contrafase. El diseñador selecciona las resistencias de polarización de forma que el punto Q se halle en el corte. Así, se polariza el diodo de emisor de cada transistor entre 0.6 y 0.7 V.

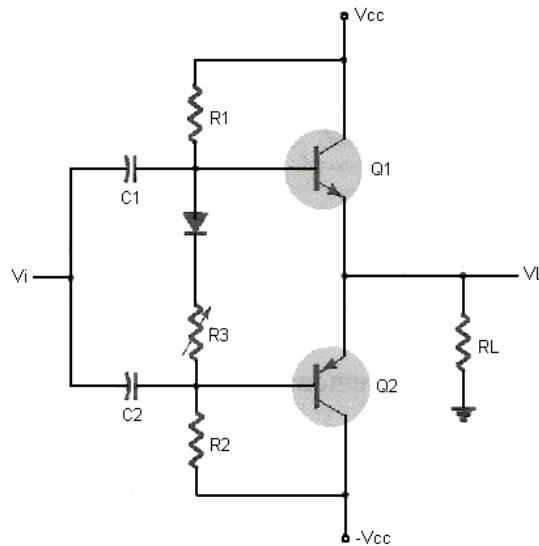


Figura 4.10 Amplificador clase B.

Idealmente,

$$I_{CQ} = 0 \quad (4.14)$$

Puesto que las resistencias de polarización son iguales, cada diodo de emisor está polarizado con la misma tensión. Como resultado se tendrá que la mitad de la tensión de la fuente de alimentación aparecerá entre los terminales colector-emisor de cada transistor. Es decir:

$$V_{CEQ} = V_{CC} \quad (4.15)$$

4.8.1 Polarización con diodos del amplificador clase B

Debido a que la señal de entrada cambia en menos del ciclo completo de 360° se considera que tiene distorsión, la cual es llamada distorsión de cruce por cero. Cuando ocurre esta distorsión, la señal de salida ya no representa exactamente a la señal de entrada. Para corregir esta

distorsión, se colocan diodos de compensación que proporcionen la tensión de polarización a los diodos de los emisores. Para que funcione este circuito, las curvas de los diodos deben coincidir con las curvas V_{BE} de los transistores. Así, cualquier aumento en la temperatura reducirá la tensión de polarización desarrollada por los diodos de compensación exactamente en la cantidad adecuada

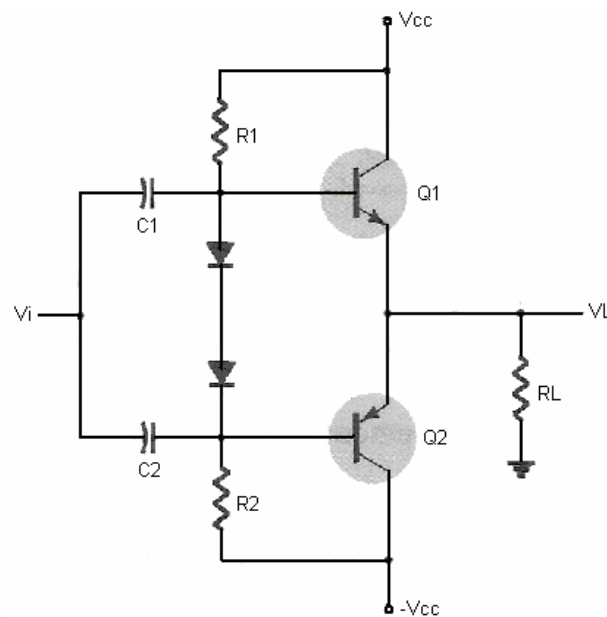


Figura 4.11 Polarización con diodos.

Para que la polarización con diodos permanezca invariable frente a los cambios de temperatura, las curvas de los diodos deben ser muy similares a las curvas V_{BE} en un amplio rango de temperatura. Con la polarización con diodos, la corriente de colector es igual a la corriente por los diodos de compensación de la figura 4.11, dada por:

$$I_C = \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R} \quad (4.16)$$

Para más información sobre esta sección, revise el Apéndice B.

4.8.2 Disipadores de calor para transistores de potencia.

En tanto que los circuitos integrados se utilizan en aplicaciones de pequeña señal y baja potencia, las aplicaciones de alta potencia aún requieren transistores de potencia individuales. La potencia máxima manejada por un dispositivo particular y la temperatura de las uniones del transistor están relacionadas, debido a que la potencia disipada por el dispositivo causa un incremento de temperatura en la unión del dispositivo.

Por otro lado, las técnicas de disipación de calor adecuadas permitirán la operación de un dispositivo a cerca de la mitad de su potencia nominal máxima. Se debe hacer notar que de los dos tipos de transistores bipolares (germanio y silicio), aquellos de silicio proporcionan temperaturas nominales máximas. Por lo general, la temperatura máxima de unión de estos tipos de transistores de potencia es:

Silicio: 150-200 °C

Germanio: 100 – 110 °C

Para muchas aplicaciones, la potencia promedio disipada puede aproximarse mediante:

$$P_D = V_{CE} \cdot I_C \quad (4.17)$$

Sin embargo, esta disipación de potencia se permite solamente hasta una temperatura máxima. Por arriba de esta temperatura se debe reducir la capacidad de disipación de potencia del dispositivo (o pérdida de disipación) para que a temperaturas superiores del encapsulado se reduzca la capacidad de manejo de potencia, llegando a 0 W, a la temperatura máxima del encapsulado del dispositivo.

Entre mayor sea la potencia manejada por el transistor, mayor será la temperatura del encapsulado. Los transistores de potencia están montados en encapsulados metálicos grandes para ofrecer un área a partir de la cual puede radiar (transferirse) el calor generado por el dispositivo.

Si en vez de ello se monta el dispositivo en algún tipo de disipador de calor con el que la temperatura del encapsulado se conservaría a la temperatura ambiente (del aire), la unión se calentaría por arriba de la temperatura del encapsulado y deberá considerarse una potencia nominal máxima.

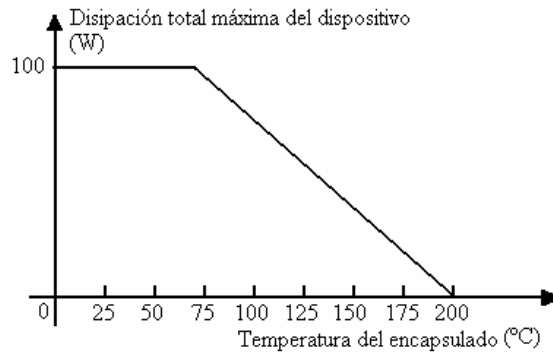


Figura 4.12 Curva de degradación típica para transistores de silicio.

La figura 4.12 muestra una curva de pérdida de disipación típica para un transistor de silicio. La curva muestra que el fabricante especifica un punto de temperatura superior después del cual sucede una disminución lineal de la potencia nominal. Para el silicio, la potencia máxima que se debe manejar por el dispositivo no se reduce 0 W sino hasta cuando la temperatura del encapsulado es de 200 °C.

En forma matemática, se obtiene:

$$P_D(\text{temp}_1) = P_D(\text{temp}_0) - (\text{Temp}_1 - \text{Temp}_0) (\text{factor de pérdida de disipación}) \quad (4.18)$$

Donde el valor del Temp_0 la temperatura a la cual debe comenzar la pérdida de disipación, el valor de Temp_1 , es la temperatura particular de interés (superior al valor de Temp_0), $P_D(\text{temp}_0)$ y $P_D(\text{temp}_1)$ son las disipaciones de potencia máxima a las temperaturas especificadas y el factor de pérdida de la disipación es el valor dado por el fabricante en unidades de watts (o milliwatts) por grado de temperatura.

CONCLUSIONES

Se ha logrado construir un monitor cardiaco de bajo costo a partir de un televisor portátil, con elementos fáciles de encontrar en el mercado, y lo primordial es que su construcción es modular para facilitar su análisis y reparación.

Se observa una pequeña distorsión de la onda cardiaca debido a la limitación del tiempo de adquisición del microcontrolador, lo que se puede corregir utilizando un dispositivo de procesamiento digital (DSP), ya que éste opera a una mayor frecuencia que el microcontrolador y puede trabajar con un tiempo de adquisición menor.

Un factor determinante en el diseño de este trabajo es la programación del microcontrolador ya que este dispositivo es el que maneja tanto la deflexión vertical como la deflexión horizontal y permite que la señal cardiaca sea visualizada a una alta frecuencia, la cual establece el efecto visual “non fade” en la percepción del ojo humano.

RECOMENDACIONES

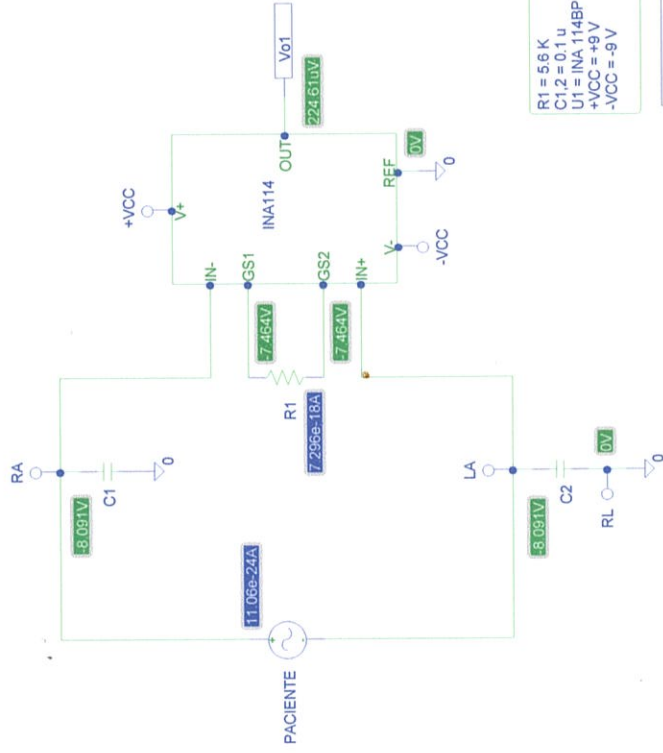
Una recomendación apropiada es que en futuros tópicos se optimice este proyecto agregándole un cardiotacómetro y una opción de pausa (“freeze”) en el trazado de la onda cardiaca y se mejore la visualización de la señal cardiaca utilizando dispositivos de procesamiento de señales para un óptimo muestreo, sabiendo que los conceptos son iguales.

APÉNDICE A

SIMULACIONES

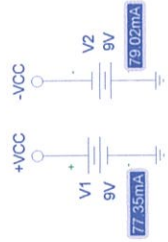
ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION



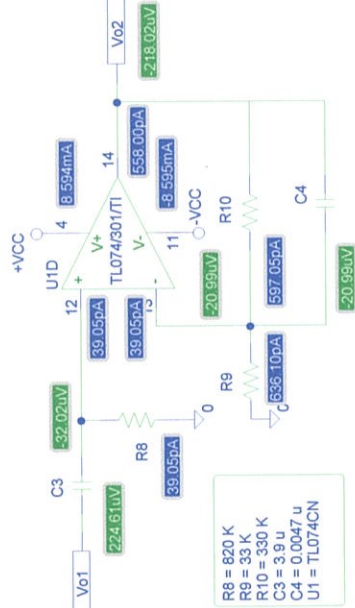
R1 = 56 K
 C1,2 = 0.1 u
 U1 = INA 114BP
 +VCC = +9 V
 -VCC = -9 V

El Amplificador de Instrumentación, se lo utiliza como acoplador entre el paciente y el equipo. Cabe anotar que para la simulación, hemos asumido una onda sinusoidal para representar al paciente

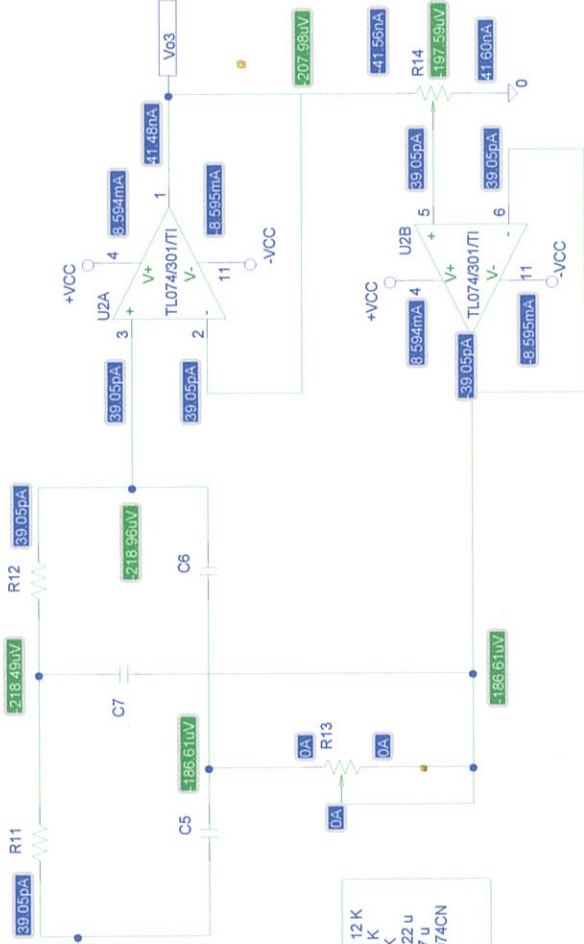


FILTRADO DE LA SEÑAL

FILTRO PASABANDA



FILTRO NOTCH



El Filtro Pasa-Banda es necesario para obtener el ancho de banda de la onda cardíaca que va de 0.5 hasta 105 Hz. Además se añade un Filtro Notch con una frecuencia central de 60 Hz. para atenuar la interferencia proveniente de la fuente.

PROYECTO DE TÓPICO
 "CONVERSIÓN DE TELEVISOR EN MONITOR DE EKG CON MEMORIA"

INTEGRANTES:
 CÉSAR FLOR R.
 RUBÉN HIDALGO L.

TAMAÑO DE HOJA A4
 PAGINA 2 DE 3

1

2

3

4

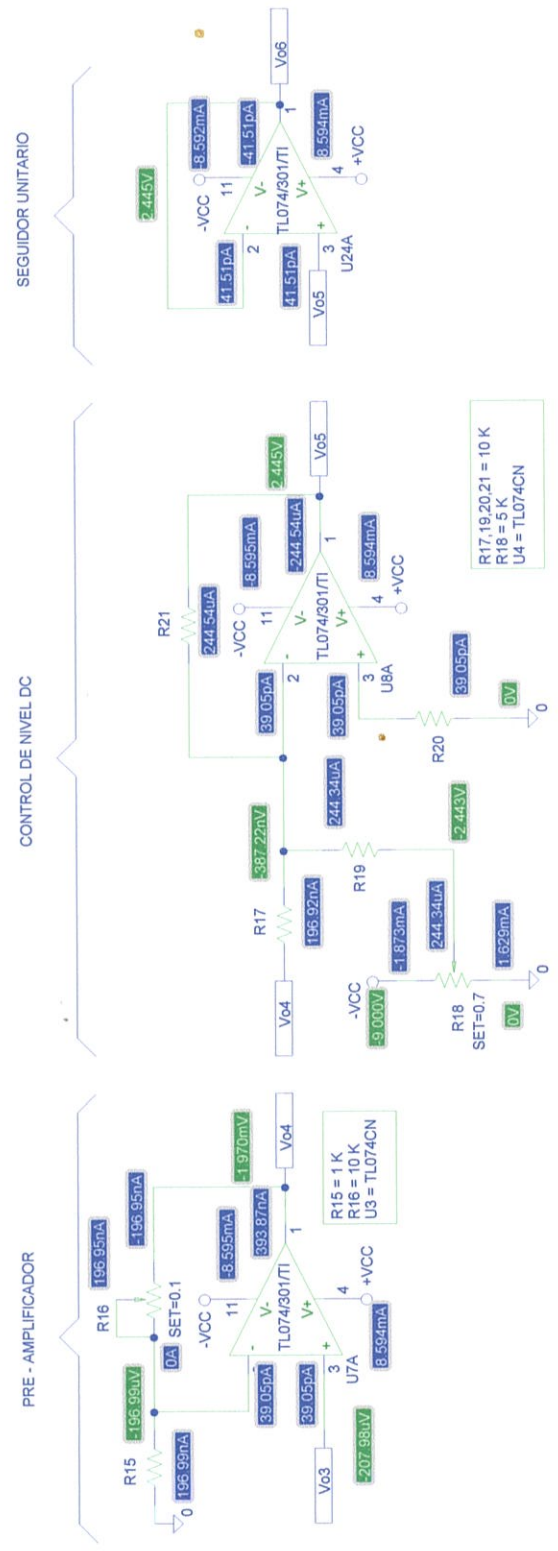
1

2

3

4

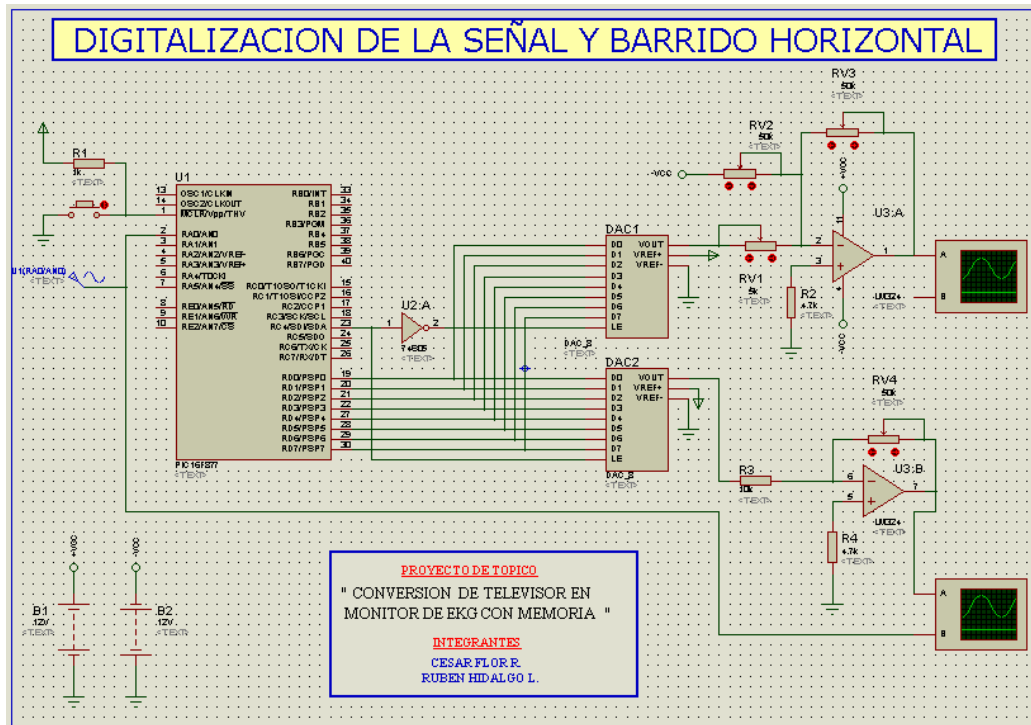
ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL



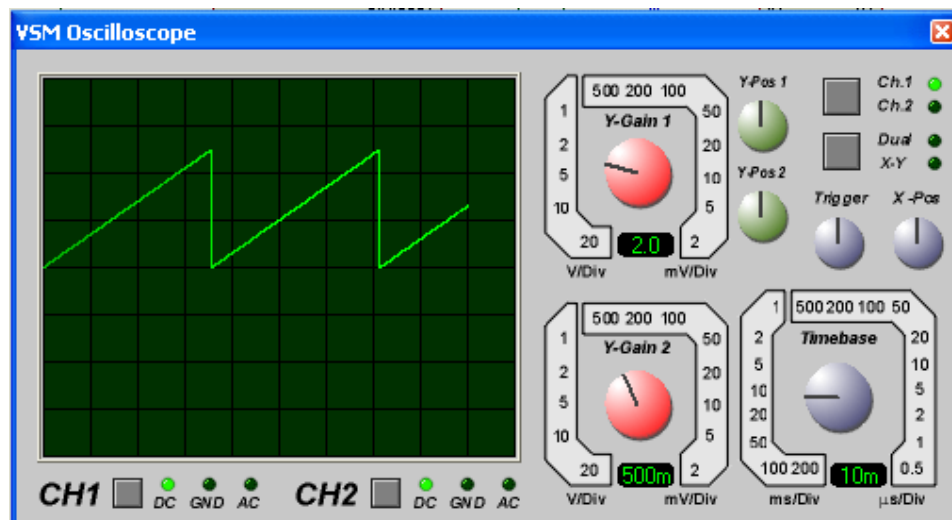
Se utiliza un Pre - Amplificador, con una $G = 10$ para obtener una $G_{total} = 1000$ y así amplificar la señal hasta alrededor de 1 V. Luego se coloca un Amplificador Sumador para controlar el nivel DC, y finalmente un circuito acoplador para aislar esta etapa del PIC.

PROYECTO DE TÓPICO
 "CONVERSIÓN DE TELEVISOR EN MONITOR DE EKG CON MEMORIA"
 A4
 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL
 INTEGRANTES:
 CÉSAR FLOR R.
 RUBÉN HIDALGO L.
 06/04/2006
 TAMAÑO DE HOJA A4
 PAGINA 3 DE 3

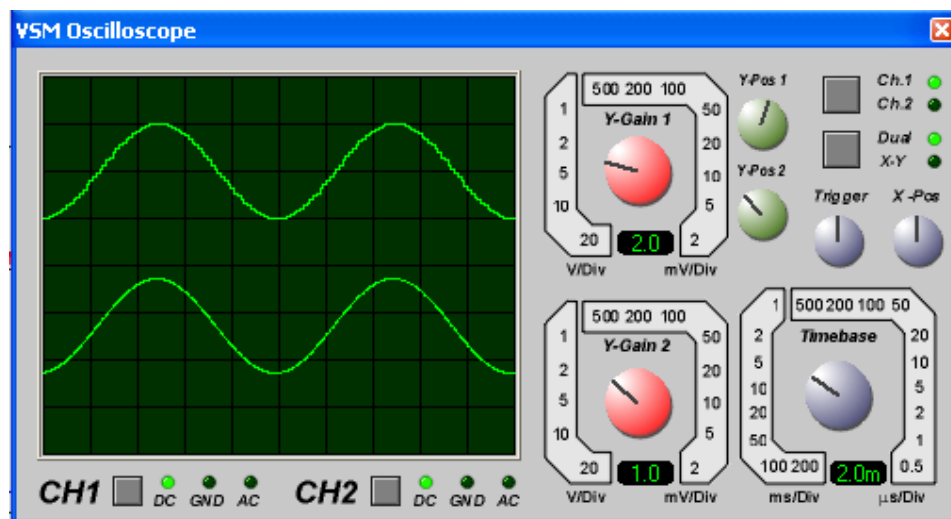




A continuación se muestra el resultado del primer osciloscopio, donde se muestra la señal diente de sierra que va a la bobina de deflexión horizontal.



En la siguiente figura se muestra la conversión analógica a digital de la señal que ingresa al microcontrolador y se muestra en el canal B del osciloscopio. Cabe anotar que para esta simulación se consideró una onda sinusoidal como señal de entrada, que se muestra en el canal A del osciloscopio.



APÉNDICE B

CIRCUITO Y CÁLCULOS DE MAT

Primero calculamos la frecuencia de la onda con la que el 555 alimenta la base del transistor de la fórmula 4.4

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C}$$

$$f = \frac{1.44}{(470 + 2(470))(0.1 \times 10^{-6})} = 10,212 \text{ KHz}$$

Luego de la fórmula 4.5

$$\frac{di}{dt} = \frac{V_{CC}}{L}$$

Despejamos y obtenemos el valor de la corriente cuando alcanza su valor máximo I_M

$$I_M = \frac{V_{CC}}{Lf} = \frac{8}{4 \times 10^{-3} (10.212 \times 10^3)} = 0.196 \text{ A}$$

Luego calculamos la tensión en la bobina cuando alcanza su valor máximo V_M de la fórmula 4.11.

$$V_M = \sqrt{\frac{LI_M^2}{C} + V_{CC}^2}$$

$$V_M = \sqrt{\frac{4 \times 10^{-3} (0.192^2)}{22 \times 10^{-9}} + 8^2} = 83.95 \text{ V}$$

Entonces el voltaje pico de entrada al transformador del flyback es $V_M = V_{Mprimario}$.

Luego como tenemos una relación para la salida en el chupón de

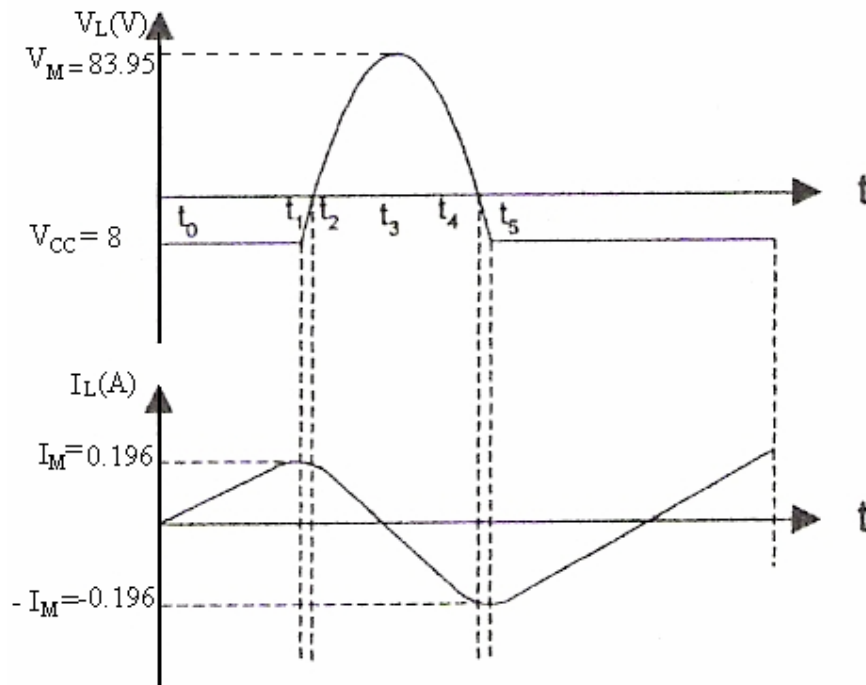
$$V_{Msecundario}/V_{Mprimario} = 60$$

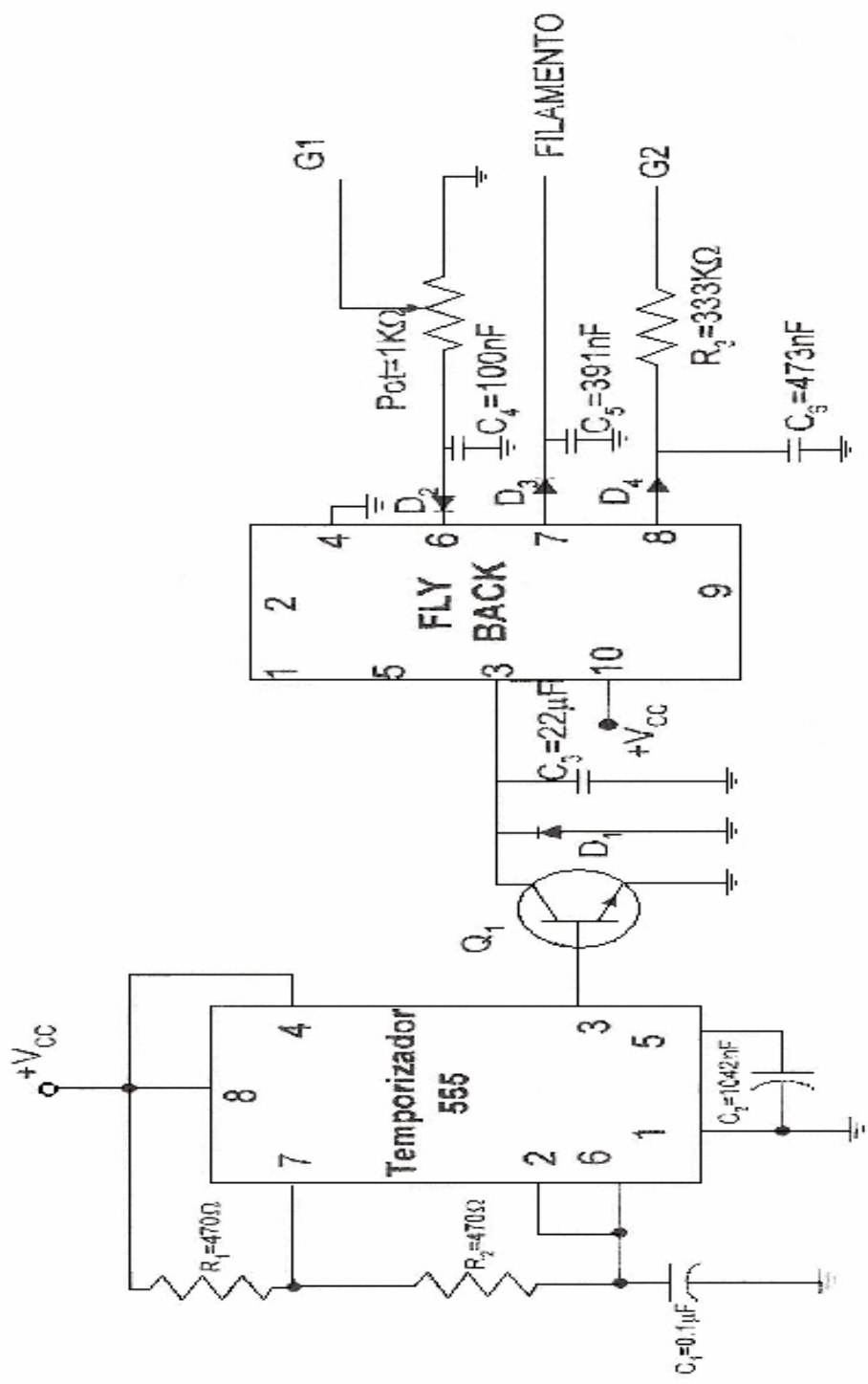
Entonces

$$V_{Msecundario} = 60 \times 83.95 = 5 \text{ KV}$$

De aquí se utiliza un diodo para rectificar la onda, se llama rectificación directa y es un rectificador de media onda. Luego a la salida existe una capacitancia presente en los devanados del MAT.

Por lo cual se obtiene el nivel dc.





CÁLCULOS DEL AMPLIFICADOR DE POTENCIA

La amplitud de la onda diente de sierra es de $10 V_p$ aproximadamente, por lo tanto, la potencia de salida será:

$$P_{o(ca)} = \frac{V_o^2}{2R_o}$$

Donde R_o es la resistencia de la bobina horizontal aproximadamente 4Ω .

$$P_{o(ca)} = 12,5 W$$

Entonces la corriente de salida pico será:

$$I_{op} = \frac{V_o}{R_o} = 2,5 A$$

Además, la I_{cd} extraída de las dos fuentes de $+ / - 12 V$.

$$I_{cd} = \frac{2I_{op}}{\pi}$$

$$I_{cd} = 1,6 A$$

La potencia de entrada es:

$$P_i(cd) = V_{cc} \times I_{cd} = 12 (1.6) = 19,2 W$$

La eficiencia del sistema estará determinada por la ecuación:

$$\eta = \left(\frac{P_o}{P_i} \right) \times 100 \%$$

$$\eta = 65,1 \%$$

La potencia disipada por cada transistor es:

$$P_Q = \frac{P_{2Q}}{2} = \frac{(P_i - P_o)}{2} = 3,35 W$$

APÉNDICE C

PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR

```
*****  
;ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL  
;  
;TÓPICO DE GRADUACIÓN EN ELECTRÓNICA MÉDICA Y TELEMEDICINA.  
;CONVERSIÓN DE TELEVISOR DE 5.5” EN MONITOR CARDIACO  
;  
;INTEGRANTES:  
;  
;CÉSAR FLOR  
;RUBÉN HIDALGO  
*****
```

```
LIST      P=16F877A  
RADIX     HEX  
INCLUDE   <P16F877A.INC>  
W_TEMP    EQU 0X20  
PCLATH_TEMP EQU 0X21  
STATUS_TEMP EQU 0X22  
  
CANAL_A    EQU 0X24  
CANAL_B    EQU 0X25  
CONTA_COLA EQU 0x26  
FLAG0      EQU 0X27  
PDe10     EQU 0X30  
PDe11     EQU 0X31  
COUNTA    EQU 0x40  
COUNTB    EQU 0x41  
COUNTC    EQU 0x42  
COUNTD    EQU 0X43  
TIEMPO     EQU 0X44  
PERIODO    EQU 0X45  
AUX1       EQU 0X46  
AUX        EQU 0X47  
BYTE_READ  EQU 0X48  
CONTADOR_1 EQU 0X49
```

```
#define BANCO_0      BANKSEL PORTA  
#define BANCO_1      BANKSEL TRISA  
#define BANCO_2      BANKSEL EEDATA  
#define BANCO_3      BANKSEL EECON1  
#define ACTIVA_A      bcf PORTC,7  
#define AC_W          bcf PORTC,6  
#define DESACTIVA_W   bsf PORTC,6  
#define ACTIVA_CS     bcf PORTC,5  
#define DESACTIVA_CS  bsf PORTC,5  
#define ACTIVA_B      bsf PORTC,7
```



```
ORG      0
goto     INICIO
```

```
ORG      0X04
GOTO     INT
```

```
ORG      0X05
```

```
*****
```

```
;Nombre de Rutina: INT
```

```
;Función: Procesa pedido de interrupción debido a desbordamiento de TMR0
```

```
*****
```

```
INT  movwf  W_TEMP      ;Guardar registros de funcionamiento del
      swapf STATUS,W    ;microcontrolador
      clrf   STATUS
      movwf  STATUS_TEMP
      movf   PCLATH,W
      movwf  PCLATH_TEMP
      clrf   PCLATH

      bcf   INTCON,2    ;Limpiar bandera de interrupción

BUCLE998 call  LEER      ;Leere el valor de la memoria
        call  PEGAR_B   ;Actualizar valores en el convertidor A/D
        decf  CANAL_A,1 ;Decrementar posición siguiente en barr. horizontal
        movlw D'255'    ;Verificación si barrido horizontal llegó a posición fila
                          ;(tope)
        xorwf CANAL_A,0
        btfss STATUS,Z
        goto  BUCLE749  ;Si no se llega a la posición final terminar interrupción
        call  AGREGAR   ;Si se llegó a la posición final agregar nuevo dato a la
                          ;pila FIFO
        goto  BUCLE749

BUCLE749 movf  TIEMPO,0  ;Actualización del tiempo para nueva interrupción
        movwf TMR0

BUCLE874 movf  PCLATH_TEMP,W ;Recuperación de dato correspondientes a
        movwf PCLATH      registros de funcionamiento del microcontrolador
        swapf STATUS_TEMP,W
        movwf STATUS
        swapf W_TEMP,F
        swapf W_TEMP,W

        retfie           ;Fin de interrupción
```

```

;*****
;Nombre de Rutina:  AGREGAR
;Función: Ingresar un valor en la pila FIFO
;*****

```

```

AGREGAR  call  ADQUIRIR_AN0    ;Leer canal analógico
         movf  ADRESH,0      ;revisar primeros 8 bits de la conversión (2 bits menos
         movwf INDF          ;significativos son despreciados)
         incf  FSR,1 ;Insertar en la última posición de la pila FIFO el nuevo dato
                        ,obtenido
         btfsc FLAG0,0
         goto  BUCLE786_6

         btfsc FLAG0,1
         goto  BUCLE792_6

         movlw H'F0' ;Verificar si el nuevo dato se debe colocar en banco siguiente
         xorwf FSR,0      ;de la memoria RAM del microcontrolador
         btfss STATUS,Z
         return

         bsf   FLAG0,0
         bsf   STATUS,7
         movlw h'10'
         movwf FSR
         return

BUCLE786_6 movlw H'70' ;Verificar si el nuevo dato se debe colocar en banco siguiente
         xorwf FSR,0      ;de la memoria RAM del microcontrolador
         btfss STATUS,Z
         return

         bsf   FLAG0,1
         bcf   FLAG0,0
         bsf   STATUS,7
         movlw h'A0'
         movwf FSR
         return

BUCLE792_6 movlw H'F0' ;Verificar si el nuevo dato se debe colocar en banco siguiente
         xorwf FSR,0      ;de la memoria RAM del microcontrolador
         btfss STATUS,Z
         return

         bcf   FLAG0,1
         bcf   FLAG0,0
         bcf   STATUS,7
         movlw h'A0'
         movwf FSR
         return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina:  ADQUIRIR_AN0
;Función: Lee el canal analógico
;*****

```

```

ADQUIRIR_AN0  nop
              movlw b'10000001'  ;Configuración del CA/D: TAD=64Tosc(para 20MHz)
              movwf ADCON0        ;- Canal AN0,  - Activación de CA/D
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              ;Espera mintras se carga el capacitor interno
              ; de muestra y mantiene
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              nop
              bcf   PIR1,ADIF          ;Restaurar la bandera del conversor
              bsf   ADCON0,GO       Iniciar conversión
              btfsc ADCON0,GO
              goto  $ -1           ;Esperar a terminar conversión según flag ADIF
              return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina:  LEER
;Función:          retorna el valor a ser presentado en el canal vertical
;*****

```

```

LEER btfsc FLAG0,0 ;Revisión a que bnco de la memoria RAM del microcontrolador
     goto  BUCLE786 se debe verificar
     btfsc FLAG0,1

```

```

goto    BUCLE792

movf    INDF,0
movwf   CANAL_B    ;leer el dato y grabarlo en el dato a ser colocado en
incf    FSR,1      ;el canal vertical
movlw   H'F0'
xorwf   FSR,0
btfss   STATUS,Z
return

bsf     FLAG0,0
bsf     STATUS,7
movlw   h'10'
movwf   FSR
return

BUCLE786  bsf     STATUS,7    ;leer el dato y grabarlo en el dato a ser colocado en
movf     INDF,0              ;el canal vertical
movwf   CANAL_B
incf    FSR,1
movlw   H'70'
xorwf   FSR,0
btfss   STATUS,Z
return

bsf     FLAG0,1
bcf     FLAG0,0
bsf     STATUS,7
movlw   h'A0'
movwf   FSR
return

BUCLE792  bsf     STATUS,7
movf     INDF,0              ;leer el dato y grabarlo en el dato a ser colocado en
movwf   CANAL_B              ;el canal vertical
incf    FSR,1
movlw   H'F0'
xorwf   FSR,0
btfss   STATUS,Z
return

bcf     FLAG0,1
bcf     FLAG0,0
bcf     STATUS,7
movlw   h'A0'
movwf   FSR                  ;Si se hace una lectura del final de los límites de la pila
return                       ;se reinicia el puntero de revisión con el tope de la pila

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PEGAR_B
;Función: Actualiza los valores en los 2 canales del convertidor analógico digital
;*****

```

```

    PEGAR_B    nop                ;
    ACTIVA_CS  ;Activación del copnvertidor digital analógico
    ACTIVA_A   ;seleccionar canal A (Barrido horizontal)
    movf  CANAL_A,0
    movwf PORTD ;Actualización de canal correspondiente a canal horizontal
    AC_W      ;escribir en el canal
    DESACTIVA_W
    ACTIVA_B
    movf  CANAL_B,0 ;Actualización de canal correspondiente a canal vertical
    movwf PORTD ;escribir en el canal
    AC_W
    DESACTIVA_W
    DESACTIVA_CS
    Return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PDelay
;Función: Pretardo de 5 milisegundos
;*****

```

```

PDelay    movlw    .44            ; 1 configurar el número de repeticiones (B)
          movwf    PDel0         ; 1
PLoop1    movlw    .141          ; 1 configurar el número de repeticiones (A)
          movwf    PDel1         ; 1
PLoop2    clrwdt                ; 1 borrar watchdog
          decfsz   PDel1, 1      ; 1 + (1) finalizó el tiempo? (A)
          goto     PLoop2        ; 2
          decfsz   PDel0, 1      ; 1 + (1) finalizó el tiempo? (B)
          goto     PLoop1        ; 2
PDelL1    goto     PDelL2        ; 2 ciclos de retardo
PDelL2    clrwdt                ; 1 ciclos de retardo
          return                 ; 2+2

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PRO_B7
;Función: Procesa el evento pulsar la tecla1
;*****

```

```

PRO_B7    incf    TIEMPO,1
          incf    CANAL_A,1
          call   PEGAR_B
          bsf    PORTB,0
PRO_B7_1  call   PDelay
          btfss PORTB,7
          goto  PRO_B7_1
          return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PRO_B6
;Función: Procesa el evento pulsar la tecla2
;*****

```

```

PRO_B6 BSF PORTB,1
PRO_B6_1 call PDelay
        btfss PORTB,6
        goto PRO_B6_1
        return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PRO_B5
;Función: Procesa el evento pulsar la tecla3
;*****

```

```

PRO_B5 BSF PORTB,2
PRO_B5_1 call PDelay
        btfss PORTB,5
        goto PRO_B5_1
        return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: PRO_B4
;Función :Procesa el evento pulsar la tecla4 incrementando
; el tiempo de muestreo y re-inicializando en
;*****

```

```

PRO_B4 incfsz TIEMPO,1
        goto PRO_B4_1
        movlw D'245'
        movwfTIEMPO

        bsf PORTB,3
PRO_B4_1 call PDelay
        btfss PORTB,4
        goto PRO_B4_1
        return

```

```

;*****
;Nombre de Rutina: FUNCION
;Función: Llena la pila FIFO inicialmente
;*****

```

```

FUNCION bsf PORTB,3 ;Activación de Led 1 inidcador de inicio de llenado de pantalla
        movlw h'A0' ;Inicialización de tope de la pila FIFO (primero en entrar
        movwfFSR ;primero en salir)

```

```

BUCLE780 call PDelay ;Llenado del sector de la pila FIFO correspondiente al banco 1
        movf AUX1,0 ;de la memoria RAM del PIC
        movwfINDF
        call ADQUIRIR_AN0

```

```

movf  ADRESH,0
movwf AUX1
incf  FSR,1
movlw H'F0'
xorwf FSR,0
btfss STATUS,Z
goto  BUCLE780
bsf   STATUS,7
movlw h'10'
movwf FSR

```

```

BUCLE781  call   PDelay ;Llenado del sector de la pila FIFO correspondiente al banco 2
movf  AUX1,0 ;de la memoria RAM del PIC
movwf INDF
call  ADQUIRIR_AN0
movf  ADRESH,0
movwf AUX1
incf  FSR,1
movlw H'70'
xorwf FSR,0
btfss STATUS,Z
goto  BUCLE781
bsf   STATUS,7
movlw h'A0'
movwf FSR

```

```

BUCLE782  call   PDelay ;Llenado del sector de la pila FIFO correspondiente al banco 3
movf  AUX1,0           ;de la memoria RAM del PIC
movwf INDF
call  ADQUIRIR_AN0
movf  ADRESH,0
movwf AUX1
incf  FSR,1
movlw H'F0'
xorwf FSR,0
btfss STATUS,Z
goto  BUCLE782
bcf   STATUS,7
movlw h'A0'
movwf FSR ;Inicialización de tope de la pila FIFO para la lectura posterior
return

```

```

;*****
;
;Inicio de Programa
;*****

```

```

INICIO    bcf   STATUS,5
          bcf   STATUS,6
          nop
          BANCO_1
          movlw b'01001001'
          movwf ADCON1&0x07f ;Alineación izquierda

```

```

movlw b'00111111'      ;A0 ENTRADA ANALÓGICO
movwf TRISA&0x07f      ;Canal A de entrada
movlw b'11110000'
movwf TRISB            ;Configuración de Puertos
clrf  TRISC
clrf  TRISD
movlw b'11000100'
movwf OPTION_REG
movlw b'00100000'      ;Configuración de tiempo de interrupcion por TMR0
movwf INTCON          ;a 1:32
BANCO_0
clrf  PORTA            ;Inicialización de puertos
clrf  PORTB
clrf  PORTC
clrf  PORTD
clrf  PORTE
clrf  FLAG0
movlw D'0'
movwf AUX1            ;Inicialización de Variables

DESACTIVA_W
DESACTIVA_CS          ;Desactivación del conversor digital a analógico
bsf  PORTC,5
clrf  CONTA_COLA
clrf  CONTADOR_1
clrf  FLAG0
clrf  INDICADOR_5
clrf  AUX1
movlw d'255'          ;Inicialización de tiempo de interrupción
movwf TIEMPO          ;para avance de barrido horizontal
call  PDelay
call  PDelay
call  PDelay
call  PDelay          ;retardo inicial para espera de inicio
call  PDelay          ;de la pantalla del TV
call  PDelay
call  PDelay
call  FUNCION         ;llenado inicial de la pila FIFO
movlw d'255'
movwf INDF
incf  FSR,1
movwf INDF
incf  FSR,1
movwf INDF
bsf  STATUS,7
movlw H'EF'
movwf FSR
movlw d'255'
movwf INDF
bcf  STATUS,7
movlw H'A0'

```



```

movwfFSR
movlw d'255'
movwfCANAL_A ;Inicialización de la posición de barrido horizontal
bsf   INTCON,7

EMPEZAR  btfsc PORTB,7 ;Verificación de tecla1
         goto  BUCLE101
         call  PRO_B7 ;Realizar procedimiento correspondiente a la tecla1

BUCLE101 btfsc PORTB,6 ;Verificación de tecla2
         goto  BUCLE102
         call  PRO_B6 ;Realizar procedimiento correspondiente a la tecla2

BUCLE102 btfsc PORTB,5 ;Verificación de tecla3
         goto  BUCLE103
         call  PRO_B5 ;Realizar procedimiento correspondiente a la tecla3

BUCLE103 btfsc PORTB,4 ;Verificación de tecla4
         goto  EMPEZAR
         call  PRO_B4 ;Realizar procedimiento correspondiente a la tecla4

         goto  EMPEZAR ;Retornar a verificación de teclas

END ; FINAL DEL PROGRAMA !!!

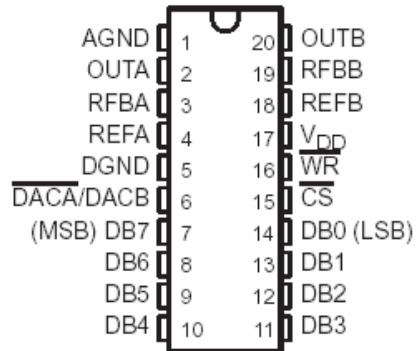
```

APÉNDICE D

TLC 7528C

DESCRIPCIÓN

El TLC 7528C es un convertidor digital a analógico, dual, de 8 bits diseñado con transmisión de datos separados en un circuito integrado y características excepcionales. El dato



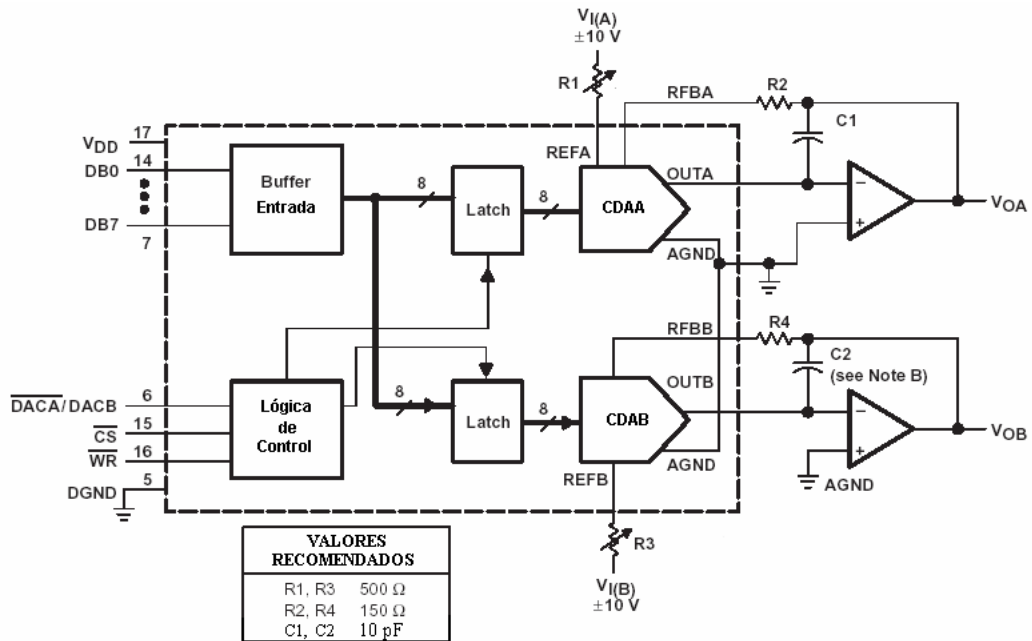
es transferido a cada uno de los dos convertidores D/A por medio de bus de datos de 8 bits al puerto de entrada común. La entrada de control DACA/DACB determina cual convertidor D/A va a ser cargado.

El ciclo de carga de este elemento es similar al de una memoria de acceso aleatorio (RAM), permitiendo una fácil interconexión entre el puerto de salida y los microprocesadores más comunes. La segmentación del ordenamiento de los bits minimiza los transientes que se pueden producir durante los cambios en los bits más significativos donde el impulso de los transientes son por lo general más fuerte.

Este elemento opera con una fuente de alimentación entre 5 y 15 V y disipa menos de 15 mW en promedio. Su capacidad de operación unipolar o bipolar hace que se escoja a este dispositivo para muchas aplicaciones de ajuste de ganancia controlada por microprocesadores y control de señales.

El TLC 7528C está diseñado para operar entre 0 °C y 70 °C.

A continuación se detalla la aplicación del circuito que se ha utilizado y la tabla donde se resume el código de entrada para la operación unipolar.



Código Binario Unipolar

DATO DE ENTRADA		SALIDA ANALÓGICA
MSB	LSB†	
1	1111111	$-V_I (255/256)$
1	0000001	$-V_I (129/256)$
1	0000000	$-V_I (128/256) = -V_I/2$
0	1111111	$-V_I (127/256)$
0	0000001	$-V_I (1/256)$
0	0000000	$-V_I (0/256) = 0$

† 1 LSB = $(2^{-8})V_I$

Nota: Si requiere más información sobre este dispositivo, visite la página:

www.datasheetcatalog.com/tlc7528c

APÉNDICE E

ANÁLISIS DE MERCADO

A continuación se detallan los materiales utilizados en la realización de este proyecto, así como también sus respectivos precios.

CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNIT. (\$)	PRECIO TOTAL (\$)
1	TV DE 5,5"	25,00	25,00
1	FUENTE DE SWITCHEO	30,00	30,00
2	TLO74	0,50	1,00
2	INA - 114	4,25	8,50
1	LM324	0,35	0,35
1	TLC 7528	6,25	6,25
1	PIC 16F877A	9,80	9,80
1	4N35	0,25	0,25
8	DIODOS RECTIFICADORES	0,10	0,80
41	RESISTENCIAS 1/2 W	0,05	2,05
4	POTENCIOMETROS	0,10	0,40
21	CAPACITORES CERAMICOS	0,10	2,10
7	CAPACITORES ELECTROLITICOS	0,04	0,28
4	TRANSISTORES DE POTENCIA	0,45	1,80
4	RESISTENCIA DE POTENCIA	0,15	0,60
1	CRISTAL 20 MHz	0,20	0,20
3	CONECTORES HEMBRA COAXIALES	0,25	0,75
7	BORNERAS DE 2 TORNILLOS	0,10	0,70
3	BORNERAS DE 3 TORNILLOS	0,15	0,45
3	ZOCALOS DE 8 PINES	0,12	0,36
3	ZOCALOS DE 14 PINES	0,18	0,54
4	BOTONERAS	0,05	0,20
4	LEDS	0,05	0,20
1	ZOCALO DE 40 PINES	0,40	0,40
1	ZOCALO DE 20 PINES	0,20	0,20
2	CIRCUITO IMPRESO	8,65	17,30
2	DISIPADORES	0,35	0,70
3	CABLES COAXIALES	0,50	1,50
1	CAJA	20,00	20,00
1	ESTAÑO	1,00	1,00
COSTO TOTAL (\$)			133,68

Como se puede apreciar, se ha logrado diseñar un equipo eficiente y a un muy bajo costo en comparación a los existentes en el mercado, lo que lo hace muy competitivo.

BIBLIOGRAFÍA

1. YAPUR MIGUEL, VÁSQUEZ FERNANDO, RÍOS SARA, PLAZA DOUGLAS Y HERRERA EFRÉN, Electrónica I: Teoría y Solucionario de Problemas.
2. CARR JOSEPH J. & BROWN JOHN M., Introduction to Biomedical Equipment Technology.
3. LIFF ALVIN A., Color and Black & White Television: Theory and Servicing.
4. JACOB MICHAEL J., Applications & Design With Analog Integrated Circuits
5. BOYLESTAD ROBERT L. & LOUIS NASHELSKY, Electrónica:Teoría de Circuitos.
6. BIBLIOTECA DEL LABORATORIO DE ELECTRÓNICA MÉDICA.
7. INTERNET:
<http://www.epanorama.net/links/psu.html>
<http://www.electronicafacil.com>
<http://www.datasheetcatalog.com>