

MONITOR CARDIACO PORTÁTIL

Adriana Cardenas Sanchez¹, Marcos Romero Padilla², Luis Valenzuela Gonzalez³, Miguel Yapur Auad⁴

¹Ingeniero Electrico en Electrónica 2002

²Ingeniero Electrico en Electrónica 2002

³Ingeniero Electrico en Electrónica 2002

⁴Director de Topico. Ingeniero Electrico de electrónica, Escuel Superior Politécnica del Litoral (1983), Master en Ciencias de la Ingeniería Biomédica (Universidad de Texas-Arlington, USA), 1986.

RESUMEN

Los osciloscopios están basados en un sistema de graficación X-Y, donde Y es la señal que se quiere analizar y X es el tiempo; así obtendremos la grafica de una señal con respecto al tiempo. En nuestro caso la señal a analizar es la señal cardiaca.

La adquisición de la señal se la realiza con electrodos comúnmente usados en los monitores convencionales, luego esta señal la hacemos pasar por un circuito amplificador de instrumentación que nos proporciona alta ganancia de voltaje ya que dicha señal esta en el orden de los milivoltios. Luego esta misma señal se la pasa por un circuito de amplificador de corriente que alimenta a las bobinas de deflexión vertical.

Las bobinas de deflexión horizontal son alimentadas por una señal diente de sierra, la cual es previamente pasada por un amplificador de corriente. La señal diente de sierra la generamos a partir de la bascula de smitt y un Integrador.

El tubo de rayos catódico y el flyback se lo hace funcionar con circuito oscilador LC tal como se lo hace en un televisor.

Con lo anterior podemos visualizar la señal cardiaca en la pantalla pero nos falta una medición precisa de la frecuencia cardiaca.

INTRODUCCION

En medicina es de uso común denominar “Monitores” a los osciloscopios de rayos catódicos (CRO) usados en bioinstrumentación.

El osciloscopio de rayos catódicos (CRO) es un instrumento de laboratorio extremadamente versátil y útil empleado para la medición y análisis de formas de onda y otros fenómenos en los circuitos electrónicos. Los CRO básicamente son graficadores X-Y muy rápidos que despliegan una señal de entrada contra otra o contra el tiempo. El estilo de este graficador es un punto luminoso que se mueve sobre el área de la pantalla en respuesta a los voltajes de entrada.

En las aplicaciones normales del CRO el eje X, o eje horizontal, es un voltaje generado internamente en forma de una rampa lineal, a base de tiempo, el cual mueve el punto luminoso periódicamente de izquierda a derecha sobre el área de la pantalla. El voltaje a examinar se aplica al eje Y, o entrada vertical del CRO, y mueve el punto hacia arriba y hacia abajo de acuerdo con el valor instantáneo del voltaje de entrada. El punto traza después sobre la pantalla un gráfico que muestra las variaciones del voltaje de entrada como una función del tiempo. Cuando el voltaje de entrada es repetido a una razón lo suficientemente rápida, el gráfico aparece como un dibujo sobre la pantalla. El CRO por consiguiente suministra los medios para observar voltajes que varía con el tiempo.

Además de voltajes, el CRO puede representar una representación visualmente de muchos fenómenos dinámicos por medio de transductores que convierten corriente, presión, esfuerzo, temperatura, aceleración y muchas otras cantidades físicas o voltajes.

Los CRO se usan para investigar formas de onda, transitorios y otras cantidades que varían con el tiempo desde rangos de muy bajas hasta muy altas frecuencias de acuerdo a su utilidad o aplicación.

El término “monitor” es bastante apropiado, ya que el mismo tiene la acepción de el que avisa o instruye a otro acerca de algo.

Los osciloscopios médicos son usados para “monitorizar” señales ECG, presión arterial y otros parámetros vitales, especialmente en las áreas críticas de cuidados intensivos o cuidados coronarios. Y aunque los osciloscopios médicos (monitores) difieren poco de los osciloscopios comúnmente utilizados con otras áreas de la ciencia y la tecnología, este proyecto se fundamenta de la teoría de los receptores de televisión y de los osciloscopios.

CONTENIDO

1. FUNCIONAMIENTO BASICO Y DIAGRAMA DE BLOQUE DEL MONITOR CARDIACO

El Monitor Cardíaco consta de dos partes principales: El Osciloscopio de Rayos Catódicos y el Contador Cardíaco.

1.1 OSCILOSCOPIO DE RAYOS CATÓDICOS

Los osciloscopios (médicos o de otra índole) se fundamentan en el tubo de rayos catódicos (TRC). El TRC tiene una pantalla cubierta en su parte interior por un material fosfórico que emite luz cuando es impactado por un rayo de electrones. Estos electrones

son generados por emisión termoiónica desde un cátodo, y son conformados como el angosto rayo requerido por los elementos de un “cañón electrónico” localizado en el cuello del TRC. Los electrones son acelerados por un alto voltaje, que puede ser tan bajo como 3KVdc en los osciloscopios de pantallas pequeñas, hasta 30KVdc en algunos TRC de televisiones a color. La emisión de que ocurre cuando los electrones acelerados chocan con la pantalla fosfórica. La intensidad de luz emitida es proporcional al potencial de aceleración lo cual implica que la energía cinética de los electrones es un factor importante.

El rayo electrónico debe ser deflectado para que proporcione una imagen útil. Esto se logra mediante un sistema magnético llamado yugo de deflexión, formado por embobinados alrededor del cuello del TRC que actúan como electroimanes cuyo cuerpo magnético desvía el haz de electrones. El embobinado horizontal provoca la desviación del rayo de izquierda a derecha; y el embobinado vertical suministra la deflexión vertical.

La deflexión horizontal suele hacerse mediante una señal “diente de sierra”, mientras que la señal biomédica es la que provoca la deflexión vertical.

El voltaje “diente de sierra” es suministrado por un circuito especial, llamado “circuito de barrido”, con una frecuencia que puede variarse a voluntad mediante un control.

La onda diente de sierra produce un despliegue en la pantalla del TRC igual a una barra horizontal. Pero al aplicarse simultáneamente con la señal a medirse en la deflexión vertical, el haz de electrones dibujará en la pantalla del TRS el gráfico de la señal en estudio.

1.2 EL CONTADOR CARDIACO

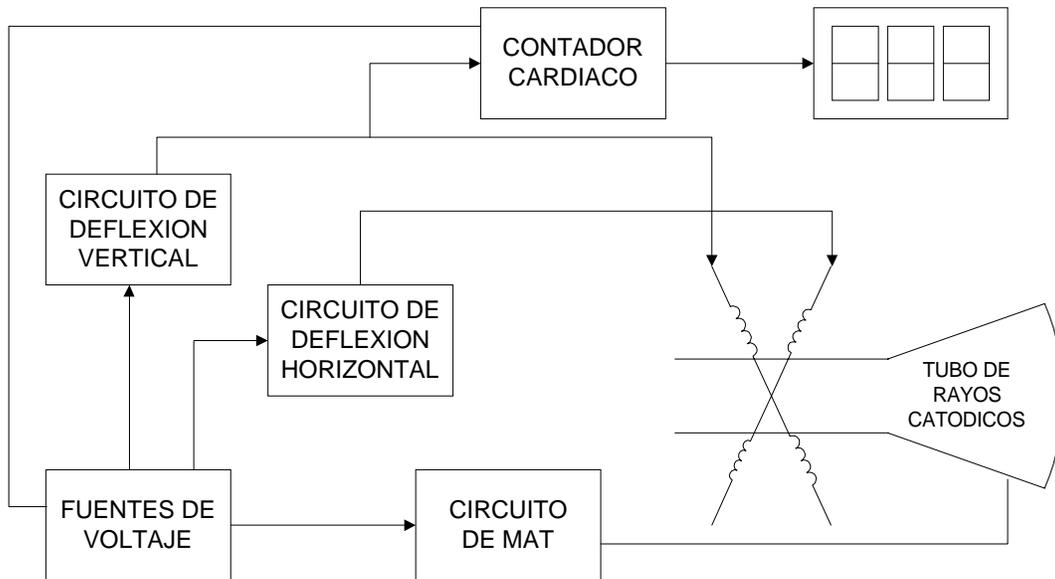
Básicamente nos da una medida de la frecuencia cardíaca y se da en latidos por minuto; un análisis mas detenido lo haremos en el capítulo 5.

1.3 PARTES DEL MONITOR CARDIACO

Haciendo una subdivisión entonces podemos decir que nuestro monitor cardiaco consta de las siguientes partes:

- 1.- Tubo de Rayos Catódicos.
- 2.- Circuito de MAT.
- 3.- Circuito de Deflexión Horizontal.
- 4.- Circuito de Deflexión Vertical.
- 5.- Contador Cardíaco.
- 6.- Fuentes de Voltaje.

1.4 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL MONITOR CARDIACO.



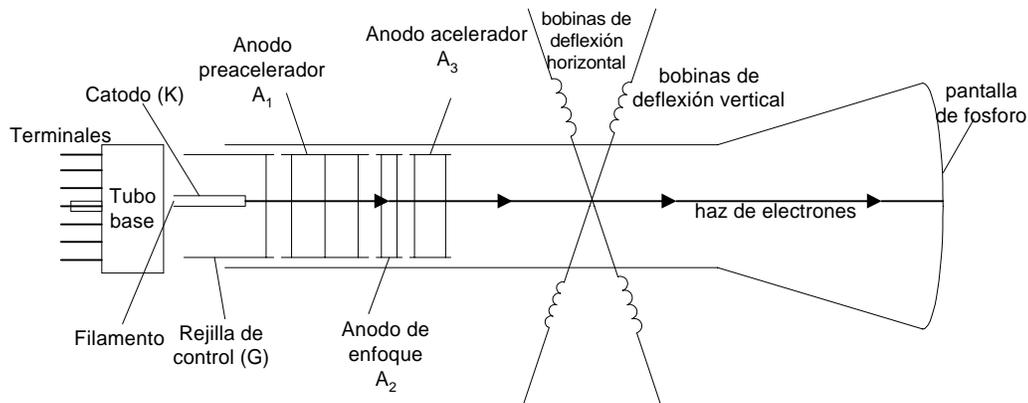
*Diagrama de Bloques del Monitor Cardiaco
Figura 1.1*

2. EL TUBO DE RAYOS CATODICOS Y CIRCUITO DE MAT.

2.1 EL TUBO DE RAYOS CATODICOS: TEORIA Y CONSTRUCCION.

El tubo de rayos catódicos (TRC) es el corazón del osciloscopio, proporcionando una representación visual de la forma de onda de la señal de entrada. Un TRC se compone de cuatro partes básicas

1. Un cañón de electrones para producir un flujo de electrones.
2. Elementos de enfoque y electrones para producir un flujo de electrones.
3. Bobinas deflectoras horizontales y verticales para controlar la trayectoria del haz de electrones.
4. Una ampolla de vidrio al vacío con pantalla fosforescente, que se ilumina visualmente cuando incide sobre ella el haz de electrones.



*Tubo de rayos catódicos.
Figura 2.1*

La figura 2.1 ilustra la construcción básica de un TRC. Consideramos en primer lugar el funcionamiento básico del dispositivo. Un cátodo (K) que contiene el recubrimiento de óxido se calienta en forma indirecta por medio de un filamento, lo que da por resultado la liberación de los electrones de la superficie del cátodo. Se suministra una rejilla de control (G) para controlar el número de electrones que pasan más adelante por el tubo. Un voltaje sobre la rejilla de control determina a cuántos electrones liberados por medio del calentamiento se les permitirá continuar moviéndose hacia la parte frontal del tubo. Después de que los electrones pasan la rejilla de control, son enfocados en un delgado haz y acelerados a muy alta velocidad por medio de los ánodos de enfoque y aceleración. Las partes discutidas hasta aquí comprenden el cañón de electrones del TRC.

El bien definido haz de electrones de alta velocidad pasa a continuación a través de dos conjuntos de bobinas deflectoras. El primer conjunto de estas bobinas se orienta para la desviación vertical se determina por la polaridad de la corriente aplicada a las bobinas deflectoras. El haz también se desvía en sentido horizontal (a la izquierda o a la derecha) mediante la aplicación de una corriente a las bobinas deflectoras. El haz desviado se acelera entonces en forma adicional por medio de muy altos voltajes aplicados al tubo, llegando finalmente el haz a incidir sobre el material fosforescente de la cara interna del tubo. Este fósforo brilla cuando inciden los electrones con su energía, permitiendo que la persona que emplea el instrumento observe el destello visible frente al tubo.

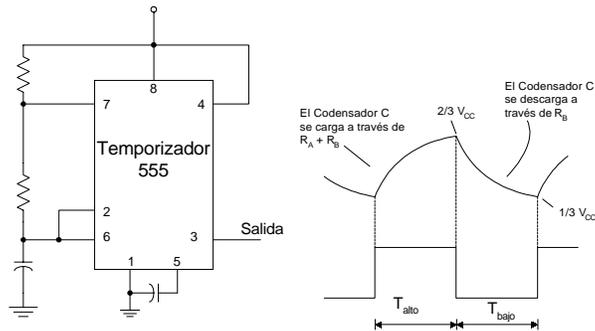
Se fabrican diversos tipos de TRC en una variedad de tamaños, con diferentes materiales fosforescentes.

2.2 CIRCUITO DE MAT (MUY ALTA TENSION).

Este circuito consta de las siguientes partes:

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

El Oscilador de Alta Frecuencia es el encargado de generar un tren de pulsos cuadrados de alta frecuencia para alimentar la base del transistor de switcheo.



(a) Circuito astable. (b) Forma de onda de salida del circuito astable
 Figura 2.2

$$T_{alto} = 0.7(R_A + R_B)C \quad (2.1)$$

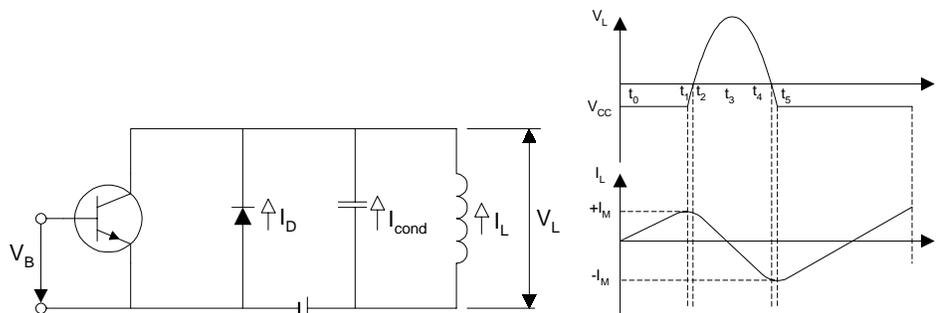
$$T_{bajo} = 0.7R_B C \quad (2.2)$$

El período total es

$$T = periodo = T_{alto} + T_{bajo} \quad (2.3)$$

La frecuencia de circuito astable es entonces calculada con

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C} \quad (2.4)$$



Circuito LC con diodo de recuperación
 Figura 2.3

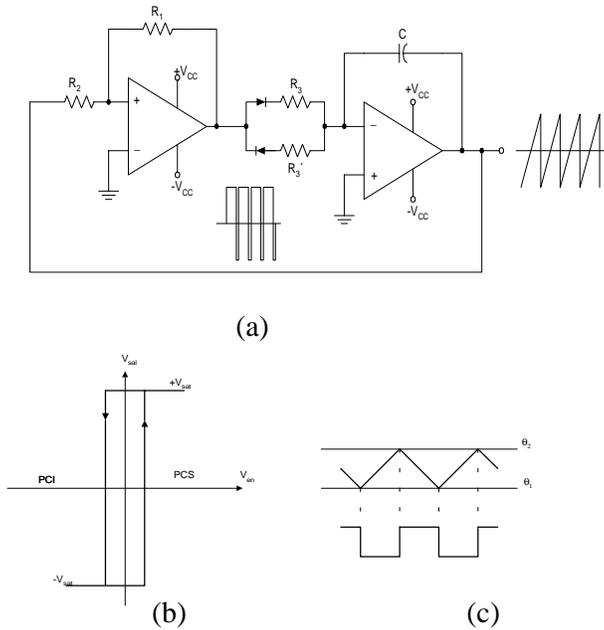
El funcionamiento del circuito de la figura 2.3 es como sigue: En el instante t₅ la tensión V_L bordes de la bobina se hace mayor que la tensión V_{CC} de la fuente de alimentación, por lo tanto el diodo queda polarizado en sentido directo y deja pasar la corriente entre los instantes t₅ y t₆.

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 t₆, 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.

3. DEFLEXIÓN HORIZONTAL

La figura ilustra un generador de señal rampa que es la que nos permite realizar el barrido horizontal, luego esta señal se la pasa por un circuito acoplador de voltaje que es el que realiza el acople entre el generador de la señal rampa y el amplificador de potencia clase B.

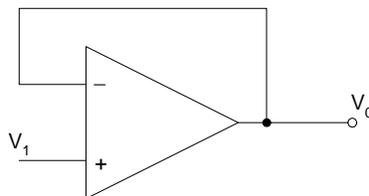


(a) Circuito generador de señal triangular. (b) Lazo de histéresis. Tensión de salida en función de la tensión de entrada. (c) Salida de la báscula de Schmitt e integrador (d)Circuito generador de señal rampa

Figura 3.1

3.1 SEGUIDOR ACOPLADOR DE VOLTAJE.

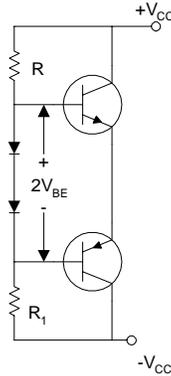
Un circuito seguidor acoplador de voltaje proporciona un medio para aislar una señal de entrada de una carga mediante el uso de una etapa con ganancia unitaria de voltaje.



Circuito seguidor acoplador de voltaje
Figura 3.2

3.2 AMPLIFICADOR DE POTENCIA.

El circuito amplificador de potencia nos da la ganancia de corriente requerida por las bobinas de deflexión horizontal.



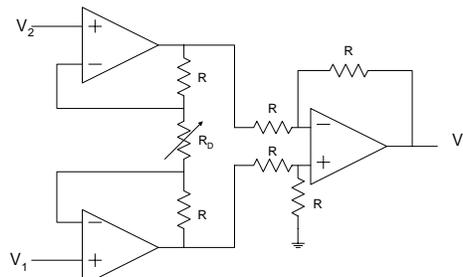
Amplificador de Potencia Clase B.
Figura 3.3

4. DEFLEXIÓN VERTICAL

La deflexión vertical es realizada por la señal a medir, en este caso la onda cardiaca, debido a que esta señal es pequeña tenemos que adquirirla y amplificarla, esto lo realizamos que un amplificador de instrumentación.

Entre sus ventajas tenemos básicamente dos:

- 1.- Alta impedancia de entrada.
- 2.- Alto CMRR.



Amplificador de instrumentación
Figura 4.1

Después de amplificarla al igual que en la deflexión horizontal existe una etapa acopladora y luego el amplificador de potencia.

5. CONTADOR CARDIACO

5.1 PARTES Y DIAGRAMAS DE BLOQUES DEL CONTADOR CARDIACO

Nuestro contador cardiaco consta de las siguientes partes:

- Amplificador y generador de pulsos de disparo
- Un circuito one shot
- Un control de arranque y parada
- Una base de tiempo con un banco de contadores
- Un banco de registros y circuito de codificador y manejador de alarmas
- Despliegues visuales y alarmas

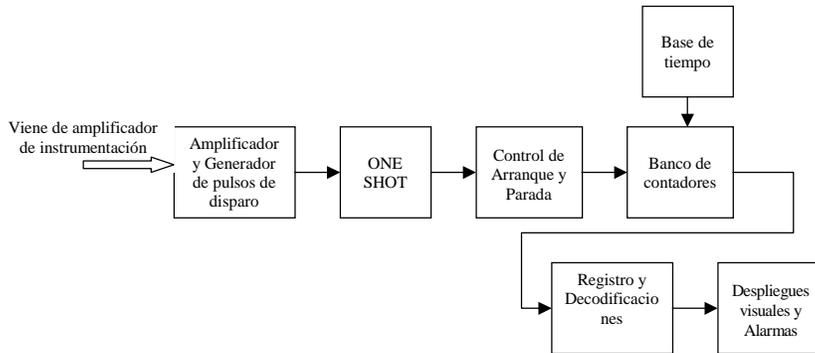


Diagrama de bloques del Contador Cardiaco
Figura 5.1

Tomamos la señal el amplificador de instrumentación entra en el amplificador y generador de pulsos de disparo que es el que toma el punto mas grande de la onda cardiaca y lo convierte en pulsos este alimenta un circuito de one shot o monoestable, entra a un circuito de control de arranque y parada constituido por un flip-flop JK, este es el que manda la señal arranque-parada a un Banco de contadores el que también tiene una entrada de un circuito base de tiempo (este circuito base de tiempo es un 555 en configuración de astable), luego se decodifica en unas memorias y presenta la frecuencia en unos despliegues visuales.

REFERENCIAS.

A. Cardenas, M. Romero, L. Valenzuela, "Monitor Cardiaco Portátil" (Tesis, Facultad de Ingenieria Electrica y Computación, Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2002).

Malvino, "Principios de Electrónica".

Robert L. Boylestad, "Electrónica Teoria de Circuitos

Bernard Grob, "Televisión Practica y Sistemas de Video"

J. Michel Jacob, "Applications and desing with analog Integrated Circuit"

Cronwell, Weibell, Pfeiffer, Usellman, "Biomedica Instrumentacion and Measurement"

Alvin a. Liff. "Color and Black and White Television: Theory and Servicing"

CONCLUSIONES.

Hemos logrado comprobar que es factible construir un monitor cardiaco de bajo costo usando como base un receptor de televisión con elementos fáciles de encontrar en el mercado, de diseño modular para facilitar su análisis y reparación; para ser usados en las áreas de cuidados intensivos de las diferentes casas de salud.