

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica



**Diseño y construcción de un Monitor
Sincronizado para Señales del Corazón**

TESIS

Para Optar el Título Profesional de

INGENIERO ELECTRÓNICO

JOSE SAMUEL GAMERO OLEA

1972 - I Promoción

Lima - Perú

1986

CONTENIDO

Pag.

INTRODUCCION	4
1. CONSIDERACIONES GENERALES	6
2. SENALES ELECTRICAS DEL CORAZON	8
2.1. Señales eléctricas del corazón	8
2.2. El corazón como generador eléctrico	11
3. ESPECIFICACIONES	15
3.1. Descripción	15
3.1.1. Diagrama de bloques	16
3.1.2. Diagrama de tiempos	20
3.2. Especificaciones	24
4. DISEÑO Y CONSTRUCCION	26
4.1. Amplificador de ELECTROCARDIOGRAMA	26
4.1.1. Filtro de entrada	27
4.1.2. Pre amplificador	28
4.1.3. Amplificador de aislamiento	31
4.1.4. Filtro de constante de tiempo	33
4.1.5. Filtro de 60 Hz	35
4.1.6. Control de sensibilidad	37
4.2. Generador de sincronismo y barrido	40
4.2.1. Detector de ondas QRS	40
4.2.2. Conformador de pulsos QRS	43
4.2.3. Circuito de espera	45

	Pag.
4.2.4. Generador de barrido	47
4.2.5. Generador de audio	50
4.3. Deflexión horizontal	53
4.3.1. Corrector de linealidad	53
4.3.2. Amplificador de deflexión horizontal	62
4.4. Deflexión vertical	66
4.4.1. Amplificador de deflexión vertical	66
4.5. Control de tubo de rayos catódicos	70
4.5.1. Alta tensión	70
4.5.2. Control de tubo	72
4.6. Fuente de poder	75
4.6.1. Fuente de poder	75
5. PRUEBAS Y OBSERVACIONES	78
CONCLUSIONES	83
BIBLIOGRAFIA	85
ANEXOS	86

INTRODUCCION

El propósito de la presente tesis es presentar los principios de operación, especificaciones, diseño, mediciones y pruebas de un MONITOR SINCRONIZADO PARA SEÑALES DEL CORAZON.

Las características principales del MONITOR son:

- a) La pantalla de deflexión es grande. Mediante un circuito de corrección de linealidad se ha obtenido una buena linealidad a lo largo del eje X de la pantalla, para 16 cm de deflexión horizontal.
- b) Trabaja a baja frecuencia. La velocidad de barrido horizontal es 2.5 cm/seg lo cual hace que el avance total de deflexión de 16 cm se complete a 6.4 seg.
- c) El amplificador de entrada está aislado eléctricamente. Por razones de seguridad para el paciente, si se presentara alguna falla en el transformador de línea, ésta no afectaría al paciente ya que no hay conexión eléctrica entre el amplificador de entrada y el resto de los circuitos.
- d) La sensibilidad del equipo es de 1 cm de deflexión vertical por 1 milivoltio de entrada con control de sensibilidad de 3 pasos: $\times 2$, $\times 1$ y $\times 1/2$.
- e) La deflexión horizontal está sincronizada. El barrido se sincroniza con la detección de las ondas del corazón. La ausencia de actividad del corazón luego de un tiempo de espera, inicia el barrido libre, activando una alarma de volumen modificable.

f) El Equipo está provisto de un filtro de 60 Hz para eliminar las interferencias. Este filtro se activa externamente cuando se requiera.

g) La pantalla tiene control de Brillo y Foco y control de posición de trazo horizontal y vertical.

Los criterios utilizados para el diseño del equipo son: máxima seguridad de operación, alta confiabilidad, facilidad de operación, consumo aceptable de potencia y costo razonable. En la presente tesis se presenta el planteamiento y diseño del equipo en su totalidad dividido en 6 bloques.

Este trabajo ha sido asesorado por mi amigo, el Ingeniero Manuel Márquez Marrou, a quien agradezco mucho la gentileza.

CAPITULO I

CONSIDERACIONES GENERALES

Dentro de la Ingeniería Electrónica aplicada a la medicina, uno de los campos de mayor interés para investigación ha sido el estudio de los fenómenos eléctricos del corazón, por los motivos siguientes:

- a) El comportamiento del corazón va ligado a ciertos fenómenos eléctricos cuya naturaleza es bien conocida.
- b) Los requerimientos de tecnología para acceder a los fenómenos eléctricos del corazón tienen más simplicidad y menos costo que los necesarios para acceder otros fenómenos tales como actividad cerebral, flujo sanguíneo, etc.
- c) Las enfermedades del corazón han ido incrementándose conforme han crecido las ciudades y de acuerdo al ritmo de vida moderno, siendo en la actualidad una de las mayores causas de problemas.

Para registrar los fenómenos eléctricos del corazón, existe una serie de equipos. Los más usados son los ELECTROCARDIOGRAFOS, que graban en cintas de papel los potenciales cardiacos, LOS MONITORES CARDIACOS, que muestran en pantalla la actividad del corazón, las UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS que mantienen un registro permanente de los signos vitales del paciente y los ANALIZADORES DE ONDAS que calculan una serie de parámetros a partir de la actividad registrada del corazón.

Además de los indicados, existen equipos de interacción con el corazón que pueden alterar, según las necesidades, la forma en que se comporta. Entre ellos se tiene los DEFIBRILADORES, que corrigen el desordenamiento que se pueda haber producido en las contracciones del corazón y los ESTIMULADORES ELECTRICOS para el corazón (marcapasos externos, implantables, etc), cuya función es suplir las deficiencias en la excitación eléctrica del corazón desde el sistema nervioso.

La figura 1.1. muestra el DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL MONITOR conectado al paciente por medio de un conjunto de electrodos.

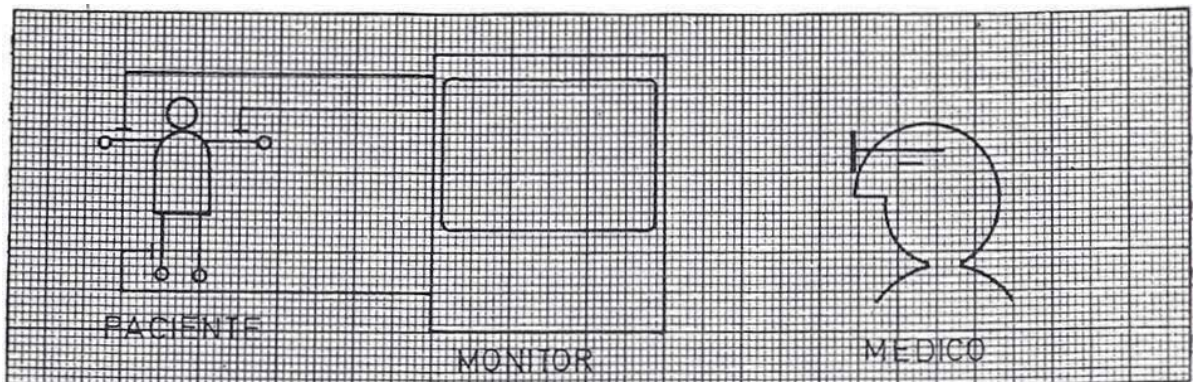


Figura 1.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL MONITOR CARDIACO.

Los electrodos obtienen los potenciales eléctricos del cuerpo humano y los transmiten a los amplificadores del MONITOR CARDIACO para ser mostrados a tiempo real en la pantalla.

CAPITULO II

SENALES ELECTRICAS DEL CORAZON

2.1. Señales eléctricas del corazón.

El corazón humano está compuesto por 2 pares de cámaras de bombeo llamadas aurículas y ventrículos. Los ventrículos son las bombas mayores y se denominan VENTRICULO IZQUIERDO y VENTRICULO DERECHO; las cuales al contraerse expelen la sangre hacia las arterias y a través de éstas, la sangre pasa a todo el cuerpo. La sangre llega a los ventrículos desde 2 cámaras de bombeo de menor tamaño y de paredes delgadas llamadas a su vez AURICULA IZQUIERDA y AURICULA DERECHA. La contracción de las cámaras se produce debido a una excitación eléctrica que comienza en la aurícula derecha y luego se propaga hacia los ventrículos.

La propagación de la excitación eléctrica a través del corazón se puede registrar externamente, con amplificadores de tensión de alta sensibilidad, bajo ruido y alta impedancia de entrada conectados a diferentes medios de representación gráfica tales como cintas de impresión en papel, pantallas, etc. Las señales obtenidas, corresponderán a deflexiones verticales tanto positivas como negativas a partir de una línea horizontal llamada LINEA DE POTENCIAL CERO. El conjunto de deflexiones verticales se denomina ELECTROCARDIOGRAMAS. La Figura 2.1. muestra un ELECTROCARDIOGRAMA normal.

Lo primero que se observa en el ELECTROCARDIOGRAMA, es una deflexión positiva, llamada ONDA P , que dura aproximadamente 80 milisegundos. La onda P corresponde a la propagación de la excitación eléctrica por las dos aurículas.

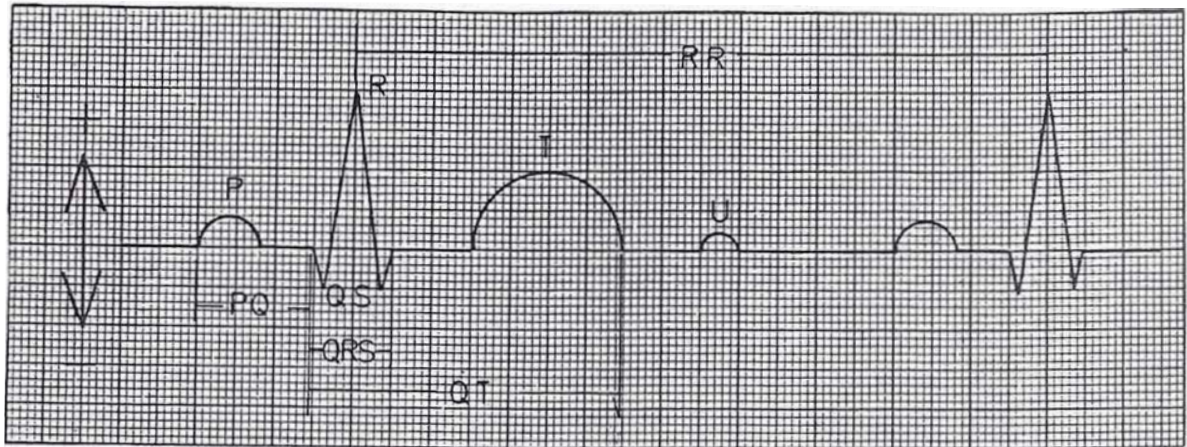


Figura 2.1. ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL.

Luego aparece un complejo de tres ondas, formado por una deflexión negativa denominada ONDA Q, una deflexión positiva de mayor amplitud denominada ONDA R y una segunda deflexión negativa denominada ONDA S. Este complejo corresponde a la propagación de la excitación eléctrica por los ventrículos y se denomina COMPLEJO QRS. La amplitud de la ONDA R medida desde la LINEA DE POTENCIAL CERO hasta el punto más alto es aproximadamente 1 milivoltio y es la más representativa.

El intervalo medido desde el comienzo de la ONDA P hasta el comienzo de la onda Q se denomina INTERVALO PQ y es de 150 milisegundos aproximadamente.

El intervalo medido desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda S se denomina INTERVALO QRS, su valor máximo es de 100 milisegundos.

Pasada su contracción, los dos ventrículos retornarán al estado de reposo en un tiempo determinado, este retorno se registrará como una deflexión positiva, denominada ONDA T. El tiempo medido desde el principio de la onda Q hasta el fin de la ONDA T se conoce como INTERVALO QT ; este intervalo varía con la frecuencia de los latidos del corazón, en casos normales no excede 420 milisegundos.

Es posible detectar una deflexión adicional, de pequeña amplitud, denominada ONDA U de origen desconocido.

Pasado un cierto tiempo, aparecerá nuevamente la ONDA P correspondiente al siguiente ciclo en la actividad del corazón. El ciclo completo se repetirá a una frecuencia que va desde 50 hasta 150 veces por minuto en condiciones normales. El periodo de duración del ciclo se mide tomando como referencia el intervalo entre dos ONDAS R, dado que son las de mayor amplitud y se denomina INTERVALO RR.

2.2. El corazón como generador eléctrico.

Debido a la propagación de la excitación eléctrica por sus paredes, el corazón, visto desde fuera, puede ser considerado como un generador eléctrico de voltaje encerrado dentro de un volumen que es el cuerpo humano. El voltaje generado será VECTORIAL porque tiene dirección y sentido y la amplitud será variable en el tiempo.

Es imposible medir directamente el voltaje de salida del generador sin recurrir a métodos invasivos, sin embargo, dado que el cuerpo humano está formado, en su mayoría por líquido, se le puede considerar como un buen conductor, y midiendo los potenciales eléctricos en la superficie, se podrá medir el voltaje correctamente.

Dada la naturaleza vectorial del voltaje, la dirección y sentido en que se realice la medición afectará los resultados.

La mejor forma de realizar las mediciones es obteniendo las proyecciones en tres planos perpendiculares entre sí llamados PLANOS DE REFERENCIA. Estos planos se denominan: PLANO FRONTAL correspondiente al eje X), PLANO TRANSVERSO (correspondiente al eje Y) y PLANO SAGITAL (correspondiente al eje Z). La figura 2.2. ilustra los PLANOS DE REFERENCIA.

El potencial eléctrico proyectado en el plano frontal se conoce como VECTOR CARDIACO FRONTAL. El vector obtenido en este plano, se puede a su vez proyectar sobre tres ejes a 60

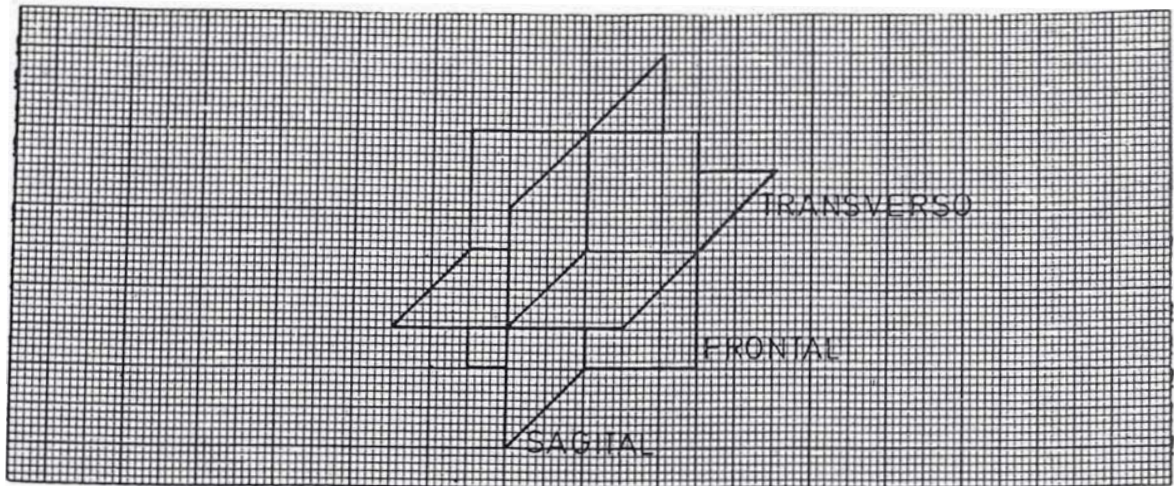


Figura 2.2. PLANOS DE REFERENCIA.

grados cada uno, dentro del plano para obtener sus tres componentes. Las componentes se denominan DERIVACIONES y se representan por los numeros I, II y III. La Figura 2 3. muestra las derivaciones en el plano frontal. Para lograr las mediciones se necesitará 3 electrodos metálicos conectados al BRAZO DERECHO, BRAZO IZQUIERDO y PIERNA IZQUIERDA y un electrodo adicional de tierra conectado a la PIERNA DERECHA. Las DERIVACIONES se obtendrán tomando los voltajes entre cada par de electrodos con respecto a tierra con las polaridades

DERIVACION I : BRAZO DERECHO (+) y BRAZO IZQUIERDO (-)
DERIVACION II : BRAZO DERECHO (-) y PIERNA IZQUIERDA (+)
DERIVACION III: BRAZO IZQUIERDO (-) y PIERNA IZQUIERDA (+)

Los electrodos son conectados por pares a amplificadores diferenciales de alta impedancia de entrada y gran capacidad

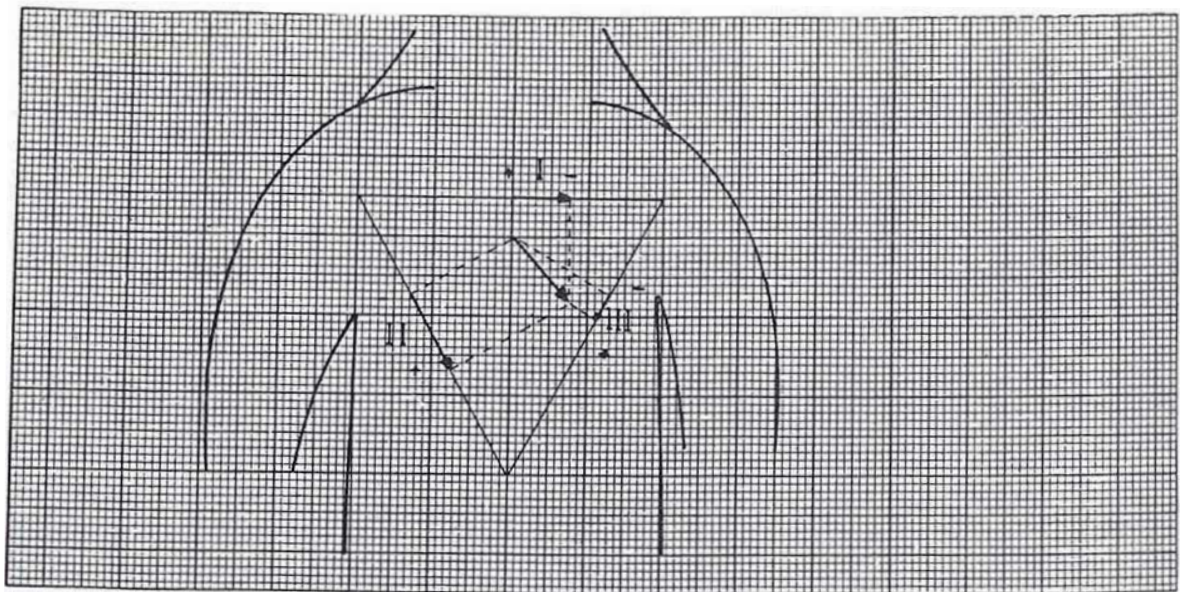


Figura 2.3. DERIVACIONES EN EL PLANO FRONTAL.

de rechazo al ruido (CMRR mínimo de 1000), con filtro para eliminar las interferencias de 60 Hz, -provenientes de las líneas de corriente AC cercanas. La capacidad parásita de contacto entre los electrodos y la piel origina voltajes DC en serie con los potenciales eléctricos del corazón. Estos voltajes se denominan VOLTAJES DE POLARIZACION y son del orden de algunos cientos de milivoltios. El orden de magnitud de los potenciales eléctricos del corazón varía desde algunas decenas de microvoltios hasta aproximadamente 10 milivoltios. El orden de magnitud de la resistencia de contacto entre la piel y cada electrodo es de algunos cientos de Kiloohmios. La capacidad varía desde 0.1 microfaradios. La resistencia interna del cuerpo humano es de algunos kiloohmios).

Un factor de rechazo de ruido de 1000 a 60 Hz, permite

que el ruido inducido en el cuerpo humano, de hasta un orden de magnitud de 10 milivoltios sea reducido hasta un nivel de ruido de entrada de 10 microvoltios.

Los Equipos actuales emplean pre-amplificadores aislados eléctricamente de las siguientes etapas con acoplamiento ya sea magnético u óptico, lo que reduce el peligro de daños por desperfectos en el equipo y aumenta el rechazo al ruido.

CAPITULO III

ESPECIFICACIONES

El MONITOR CARDIACO presenta un tubo de rayos catódicos con deflexión electromagnética donde se muestra el ELECTROCARDIOGRAMA obtenido amplificando los potenciales eléctricos del corazón.

3.1. Descripción.

El MONITOR CARDIACO se conecta al paciente por medio de tres electrodos metálicos que se ubican en el BRAZO DERECHO (RA), BRAZO IZQUIERDO (LA) y PIERNA DERECHA (RL), siendo la última de éstas la conexión de tierra. Se obtendrá así la DERIVACION , DE ELECTROCARDIOGRAMA, la que será amplificada, filtrada y procesada.

El MONITOR CARDIACO para ser operado correctamente debe estar equipado con las siguientes llaves y controles:

CALIBRACION Presionando este botón, se generará en el MONITOR una tensión de milivoltio, la cual generará 1 cm de deflexión vertical durante todo el tiempo que se mantenga el botón presionado.

SENSIBILIDAD Es una llave de tres pasos que sirve para cambiar la sensibilidad de amplificación del ELECTROCARDIOGRAMA a 1/2, y 2:

FILTRO AC Es una llave que sirve para activar un filtro eliminador de banda con frecuencia central a 60 Hz para las interferencias de línea.

POSICION HORIZONTAL

Es un potenciómetro que permite variar la posición horizontal del trazo en pantalla. Sirve para centrar la imagen.

POSICION VERTICAL

Es un potenciómetro que permite variar la posición vertical del trazo en pantalla. Sirve para centrar la imagen.

FOCO Es un potenciómetro que sirve para variar el enfoque del trazo en la pantalla.

BRILLO Es un potenciómetro que sirve para variar la iluminación del trazo en la pantalla.

SONIDO Es un potenciómetro que sirve para variar la intensidad de los sonidos, tanto de sincronismo como de alarma desde cero.

3.1.1. Diagrama de bloques

La Figura 3.1. muestra el diagrama de bloques general del equipo. Puede notarse que está formado por 6 bloques

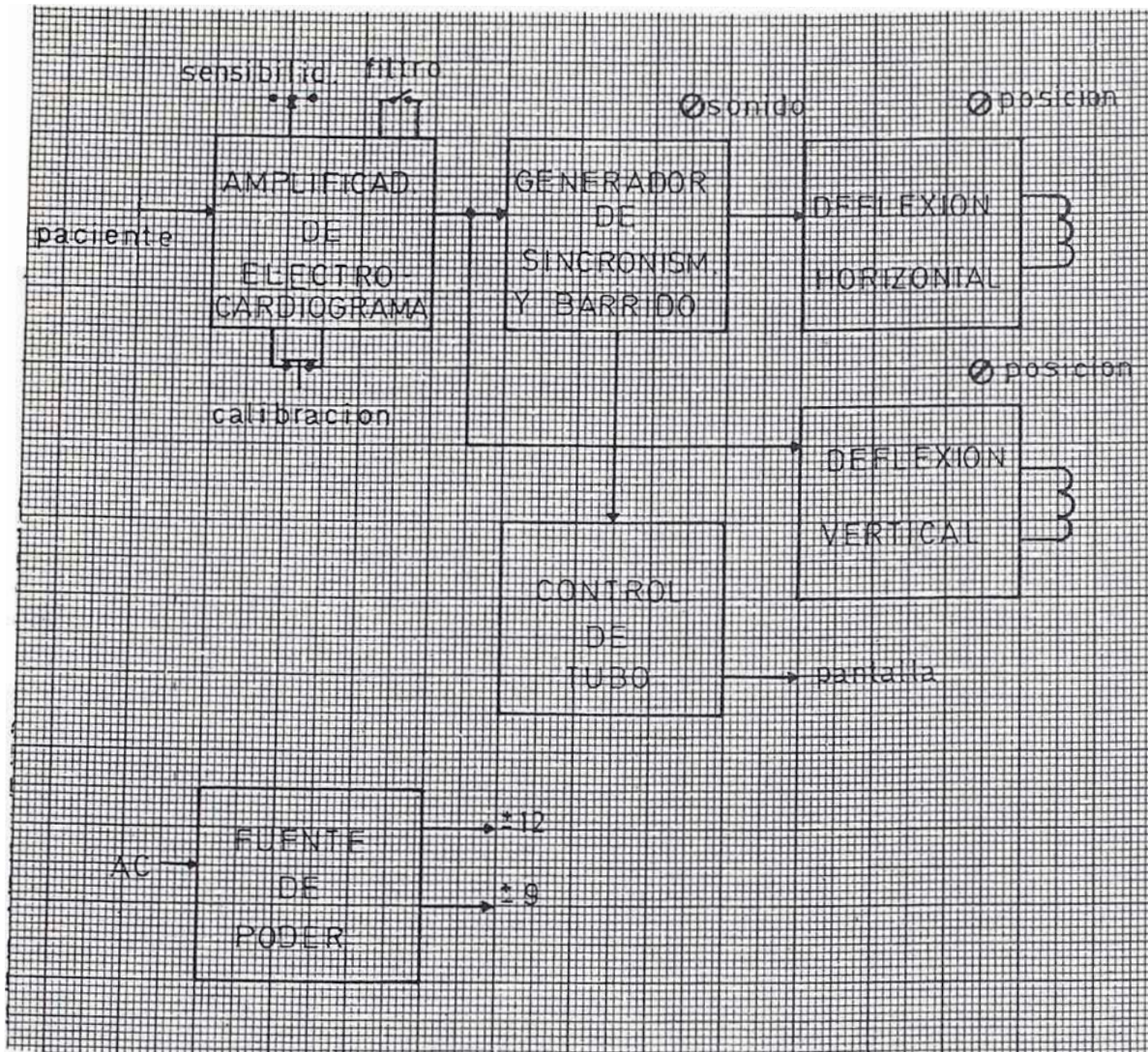


Figura 3.1. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL.

donde se ha agrupado todos los circuitos. A continuación se describe en detalle cada bloque:

1) Amplificador de ELECTROCARDIOGRAMA.

Se conecta al paciente a través de tres electrodos metálicos planos de área pequeña. Los electrodos van conectados a un circuito protector de sobretensiones y un

filtro PASA BAJOS para eliminar las interferencias.

La señal pasa a un amplificador de instrumentación con aislamiento eléctrico. Este amplificador modula la señal en amplitud a alta frecuencia y la acopla via transformador a la etapa siguiente para luego demodularla con un filtro PASA BAJOS. La señal demodulada pasa por un filtro PASA ALTOS para remover los componentes DC que acompañan al ELECTROCARDIOGRAMA, por un filtro eliminador de banda para interferencias de 60 Hz. y por un amplificador con control de sensibilidad.

2) Generador de sincronismo y barrido.

Está formado por un filtro PASA BANDA con frecuencia central en 23 Hz para separar la ONDA R. La onda es rectificadora, integrada y pasa por un detector de nivel y un circuito conformador de pulsos de sincronismo con la ONDA R. Este último circuito, se bloquea durante un periodo de tiempo determinado, para evitar varias señales de sincronismo QRS en un mismo ciclo.

La señal de sincronismo QRS es enviada a un circuito de espera, el que va a mantenerse durante un cierto tiempo en situación de espera. Pasado este tiempo, si no se ha presentado la ONDA R, el circuito de espera iniciará el barrido en la pantalla y activará la señal audible de alarma por medio de un oscilador de audio. El barrido se obtiene de un generador de rampa con periodo de subida y

bajada fijos.

Durante el periodo de bajada, se activará la señal de blanqueo para cancelar el trazo durante el retorno en la pantalla. Finalmente la rampa pasará por un circuito desplazador de nivel para mover el punto de cero V. al centro de la rampa.

3) Deflexión horizontal

Está formada por un circuito corrector de linealidad para la deflexión horizontal, y un amplificador de voltaje a corriente con salida complementaria, para alimentar las bobinas de deflexión horizontal.

4) Deflexión vertical.

Está formado por un amplificador que convierte voltaje a corriente, con salida complementaria para alimentar las bobinas de deflexión vertical. Esta etapa no requiere corrección de linealidad debido a que el espacio recorrido no es grande.

5) Control de tubo de rayos catódicos.

Está formado por un inversor de voltaje acoplado al transformador de alta tensión con salida a los circuitos de control de foco y brillo.

6) Fuente de poder.

Está formado por un transformador de alimentación conectado a dos puentes rectificadores tipo puente con toma central. Uno de los rectificadores se conecta a dos circuitos reguladores de tensión y el otro opera directamente para alimentar las bobinas de deflexión.

3.1.2. Diagrama de tiempos.

La Figura 3.2. muestra el diagrama de tiempos para sincronismo a partir de la señal de ELECTROCARDIOGRAMA.

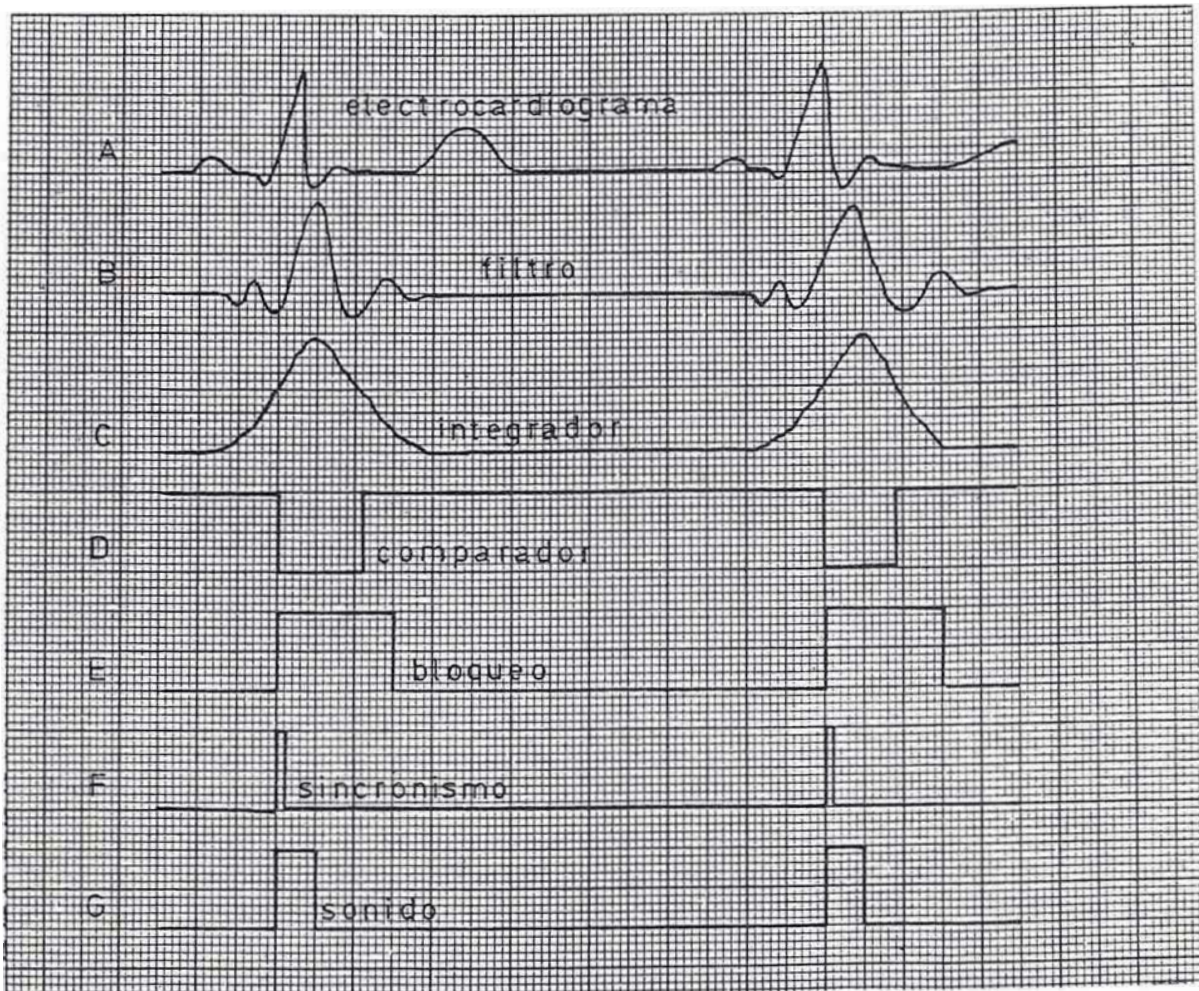


Figura 3.2. DIAGRAMA DE TIEMPOS DE SINCRONISMO.

A continuación se describe en detalle cada onda:

- A La onda de ELECTROCARDIOGRAMA es amplificada hasta el orden de los voltios.
- B La onda A es pasada por un filtro PASA BANDA de alto factor Q con frecuencia central en 23 Hz.
- C La onda B es rectificadora e integrada y está conectada al terminal negativo de un comparador de detección de nivel.
- D La salida del comparador será una onda cuadrada, cuya pendiente negativa servirá como referencia para las demás ondas.
- E La pendiente negativa de la onda D generará un periodo monostable de 200 milisegundos, el cual corresponde al periodo de bloqueo, para evitar otras ondas que puedan interferir con el sincronismo en el mismo ciclo.
- F La pendiente negativa de la onda D generará el pulso de sincronismo QRS con una duración de 1 milisegundo. La existencia de este pulso indicará la presencia de actividad eléctrica en el corazón.
- G La presencia del pulso de sincronismo QRS se podrá percibir en forma audible activando un oscilador de audio por medio de un pulso de activación de audio

durante un periodo monostable de 75 milisegundos.

La Figura 3.3. muestra el diagrama de tiempos de barrido para la deflexión horizontal.

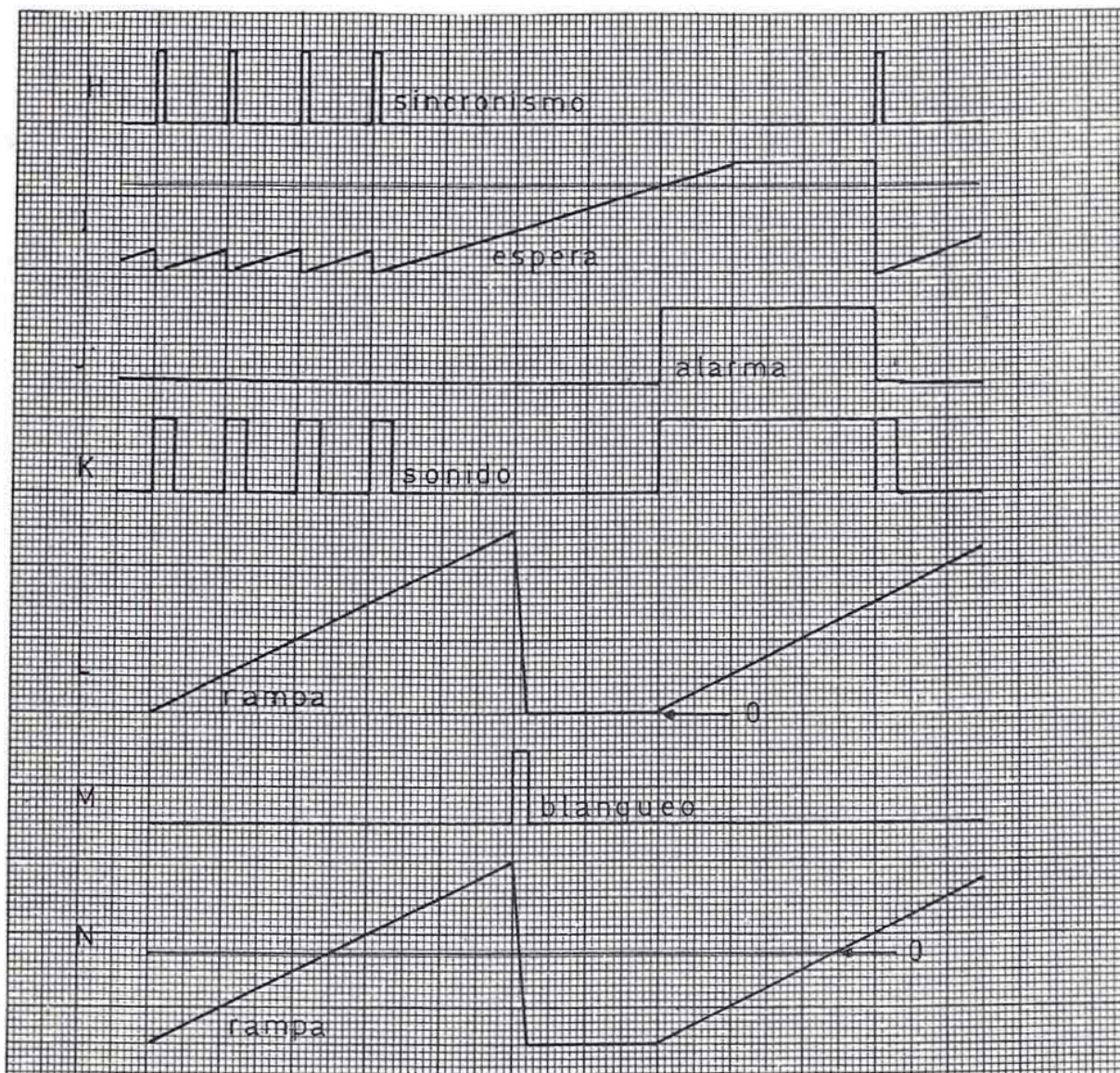


Figura 3.3. DIAGRAMA DE TIEMPOS DE BARRIDO.

A continuación se describe en detalle cada onda:

H El pulso de sincronismo QRS sirve para indicar la

presencia de las ondas R en el corazón. Uno de estos pulsos iniciará el barrido en la pantalla.

- I La rampa de espera comienza a partir de cada pulso de sincronismo QRS detectado y alcanzará el nivel de comparación luego de 2 segundos siempre que en ese tiempo no hubiera aparecido una nueva onda QRS.
- J Una vez vencido el tiempo de espera, la rampa activará la señal de alarma, la que activará el audio.
- K El circuito de audio es activado tanto por la onda R como por la señal de alarma J.
- L La señal para la activación del audio se utiliza para controlar el barrido horizontal. La rampa comienza con la señal de sincronismo o con la señal de alarma y dura 6.4 segundos, durante los cuales no se va a interrumpir aún cuando aparezcan nuevas señales QRS. Terminado el avance, la rampa regresará a cero en un tiempo de 50 milisegundos y permanecerá en cero hasta el siguiente barrido.
- M Durante el tiempo de retorno, se activará la señal de blanqueo de pantalla para evitar que aparezca el trazo en la pantalla.
- N La rampa pasa por un desplazador de nivel para obtener deflexiones positivas y negativas.

3.2. Especificaciones.

Se ha seleccionado las especificaciones más actualizadas de MONITORES CARDIACOS que actualmente se venden en el mercado.

PANTALLA	Tubo de rayos catódicos con pantalla rectangular, plana, monocromática de 8 pulgadas, revestida con fósforo de alta persistencia (P7).
BARRIDO VERTICAL	Corresponde a la onda de la actividad del Corazón, con amplificación total de centímetro para milivoltio de entrada con control de posición vertical.
BARRIDO HORIZONTAL	16 centímetros de trazo con velocidad de 2.5 centímetros por segundo. El trazo total tardará 6.4 segundos en completarse. Además cuenta con un control de posición horizontal.
RESPUESTA EN FRECUENCIA	Ancho de banda de 0.5 a 100 Hz. para ELECTROCARDIOGRAMA, con detección de ONDA R a 23 Hz.
SENSIBILIDAD	Control de sensibilidad de 1/2, 1 y 2 por una llave de tres posiciones.
CALIBRACION	centímetro de deflexión vertical,

- 25 -

al presionar un botón de calibración de 1
milivoltio de entrada.

CONSUMO DE POTENCIA 57 vatios.

CAPITULO IV

DISEÑO Y CONSTRUCCION

El MONITOR ha sido diseñado y construido para que satisfaga los siguientes requerimientos: BAJO CONSUMO DE POTENCIA, ALTA ESTABILIDAD A LAS VARIACIONES DE TENSION DE LINEA, FACILIDAD DE CALIBRACION, DISPONIBILIDAD DE COMPONENTES Y PARTES Y COSTO RAZONABLE.

Todos los circuitos están alimentados con tensiones reguladas de + 12 voltios y - 12 voltios, con excepción de las etapas de potencia de los amplificadores de deflexión que se alimentan con tensiones de + 9 y - 9 voltios sin regular dado su gran consumo de corriente. Las tensiones de referencia de precisión se han obtenido con diodos zener polarizados adecuadamente. Debido a la poca disponibilidad de resistencias de precisión, se ha empleado resistencias de 5 % de tolerancia y 1/4 de vatio. El anexo muestra los valores de resistencias de 5% empleados.

Los condensadores usados han sido en su mayoría de 10 % de tolerancia

4.1. Amplificador de ELECTROCARDIOGRAMA.

Está formado por las siguientes etapas: FILTRO DE ENTRADA, PRE -AMPLIFICADOR, AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO, FILTRO DE CONSTANTE DE TIEMPO, FILTRO DE 60 Hz y CONTROL DE SENSIBILIDAD.

4.1.1. Filtro de entrada.

Está formado por un circuito de protección contra sobretensiones con diodos limitadores de tensión y tres etapas de filtros RC para eliminar las interferencias de alta frecuencia a la entrada. Las resistencias de los filtros, sirven como protección para el paciente, ya que limitarán las corrientes de entrada. La Figura 4.1. muestra el circuito correspondiente.

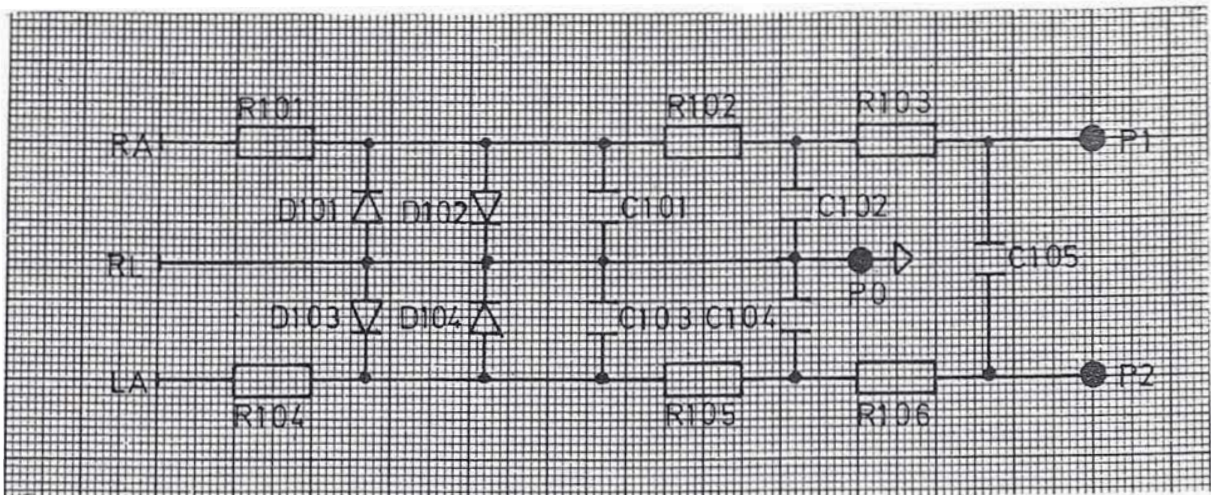


Figura 4.1. FILTRO DE ENTRADA.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta) 25 °C +/- 20 °C
Rango de frecuencias de 0.5 Hz a 100 Hz
Máxima frecuencia de entrada: 2500 Hz

COMPONENTES

R101,2,3,4,5,6 Resistencias 100K 1/2W 1% metal film

D101,2,3,4	Diodos	1N3604
C101,2,3,4,5	Condensadores	470P 150V 5% polystyrene

CALCULOS

RA, RL y LA corresponden a los puntos de conexión con los electrodos del paciente. La frecuencia de corte (fc) para los filtros RC por separado será:

$$f_c = 1 / (2 \times \pi \times R_{101} \times C_{101})$$
$$= 1 / (2 \times \pi \times 100 \times 10^5 \times 470 \times 10^{-12}) = 3386 \text{ Hz ;}$$

la cual es bastante mayor que el ancho de banda. Esto permitirá el paso de pulsos de excitación externa a que pudiera estar expuesto el paciente (marcapasos).

P0 corresponde a la tierra del circuito. P1 y P2 alimentan las entradas diferenciales del preamplificador de la etapa siguiente.

4.1.2. Pre amplificador.

Es un amplificador de instrumentación formado por tres amplificadores operacionales de bajo nivel, bajo ruido, alta impedancia de entrada y alto factor de rechazo en modo común. Está polarizado con las tensiones acopladas, rectificadas y filtradas del amplificador de aislamiento. Presenta además una derivación para obtener 1 milivoltio para calibración. La Figura 4.2. muestra el circuito

D105	Diodo	1N3604
R107,8	Resistencias	10K 1/4W 1% metal film
R109	Resistencia	470K 1/4W 5% metal film
R110	Resistencia	430K 1/4W 5% metal film
R111	Resistencia	2.2K 1/4W 5% metal film
R112	Resistencia	10K 1/4W 5% metal film
R113	Resistencia	5.1K 1/4W 10% carbon
RV101	Potenciometro	100K 150V cermet 10 vueltas
RV102	Potenciometro	47K 150V cermet 10 vueltas
C106,7	Condensadores	0.1u 150V 10% mylar
SW101	Push bottom	

CALCULOS

R107 y R108 son resistencias de precisión para no bajar el FACTOR DE RECHAZO EN MODO COMUN. La diferencia se corrige con RV101 haciendo $R110 + RV01$ igual a R109.

Al presionar SW101, se aplicará una pequeña tensión (Vp) de 47 milivoltios a los terminales de R111. Esta tensión equivale a una tensión antes de la amplificación de milivoltio. Para esto, RV102 se debe ajustar a:

$$RV102 = \frac{Vd \times R111}{Vp} - R112$$

$$0.7 \times 2.2 \times 10^3 / 47 \times 10^{-3} - 10 \times 10^3 = 2.28 \times 10^4$$

R113 polariza D105 a 1 milamperio para obtener (Vd) igual a 0.7 voltios. C106 y C107 son condensadores de desacoplo.

4.1.3. Amplificador de aislamiento.

Está formado por dos compuertas J FET activadas al mismo tiempo por un oscilador de alta frecuencia a través de un transformador. Las tensiones de entrada se modulan en amplitud y alimentan el primario del transformador de acoplamiento. El secundario está conectado a un filtro PASA BAJOS para eliminar la alta frecuencia y recuperar la señal original. La Figura 4.3. muestra el circuito correspondiente.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta)	: 25 oC +/- 20 oC
Fuentes de alimentación (Vcc)	: + 12 V
(Vcc'',Vee'')	: +/- 6 V.
Frecuencia de modulación	: 65 K Hz.

COMPONENTES

IC101	Timer	LM555
TR101,2	J FET	2N5640
TR103	Transistor	2N2222A
TR104	Transistor	2N2907A
D106,7	Diodos	1N3604
D108,9,10,11	Diodos	1N3604
R114	Resistencia	1M 1/4W 5% carbon
R115	Resistencia	100 1/4W 5% carbon
R116	Resistencia	1K 1/4W 5% carbon

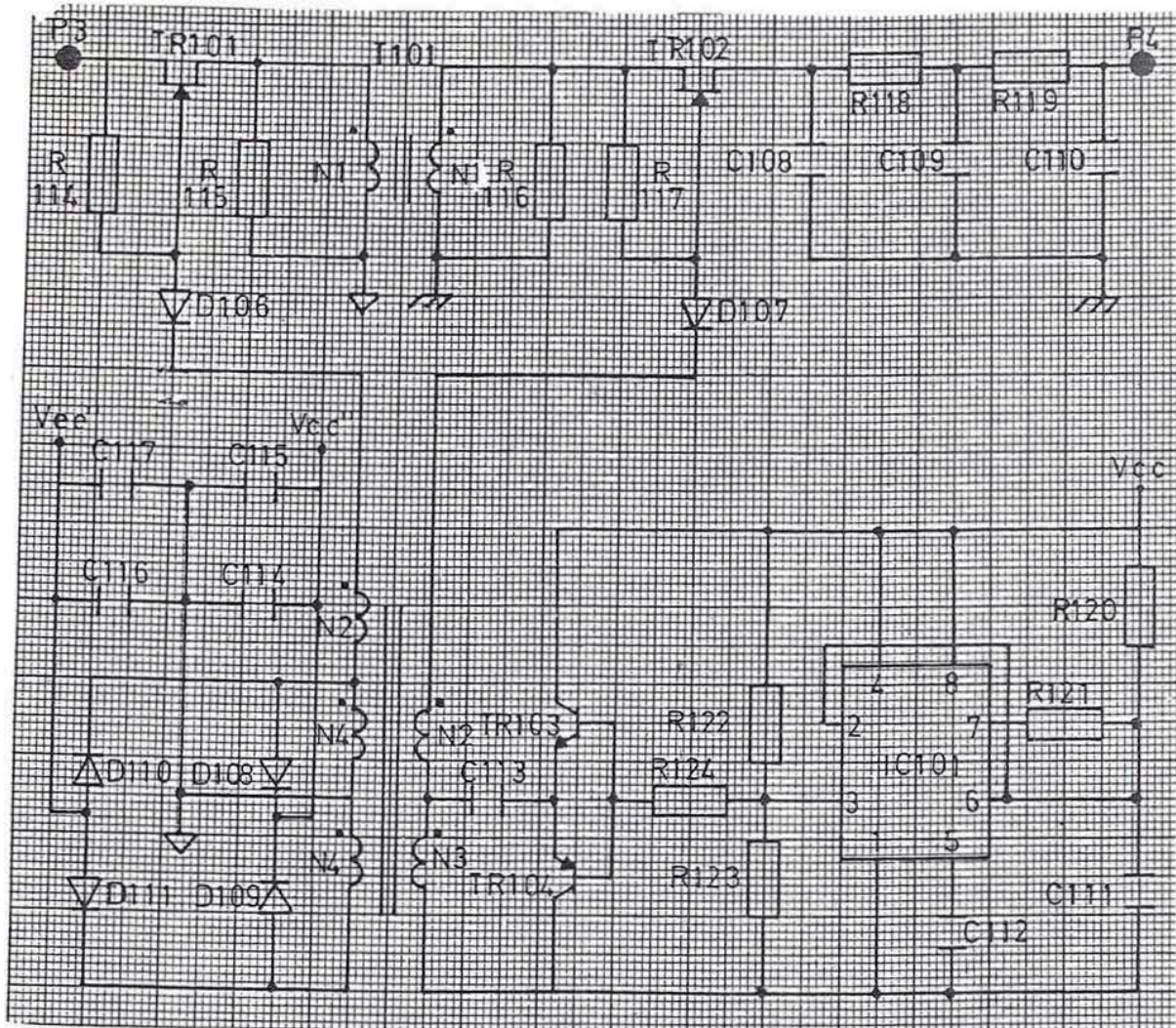


Figura 4.3. AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO.

R117	Resistencia	1M	1/4W	5%	carbón
R118,19	Resistencias	470	1/4W	5%	carbón
R120	Resistencia	5.1K	1/4W	5%	carbón
R121	Resistencia	2.2K	1/4W	5%	carbón
R122,23	Resistencias	3.3K	1/4W	5%	carbón
R124	Resistencia	100	1/4W	5%	carbón
C108,9,10	Condensadores	0.033u	100V	10%	metal film
C111	Condensador	0.0022u	100V	20%	metal film

C112	Condensador	0.01u 100V 20% mylar
C113	Condensador	100u 50V 20% eléct. aluminio
C114,16	Condensadores	33u 35V 20% eléct. tantalio
C115,17	Condensadores	0.1u 100V 20% mylar
T101	Transformador	N1=50 toroidal, de ferrita
T102	Transformador	N2=25, N3=50, N4=75 toroidal

CALCULOS

El oscilador IC101 trabaja a la frecuencia (fo) según los tiempos (t1) y (t2), dados por:

$$t1 = 0.693 \times R120 \times C111$$

$$= 0.693 \times 5.1 \times 10^3 \times 0.0022 \times 10^{-6} = 7.77 \times 10^{-6}$$

$$t2 = \left(\frac{R120 \times R121}{R120 + R121} \right) \times C \times \ln \frac{R121 - 2 \times R120}{2 \times R121 - R120}$$

$$= 8.24 \times 10^{-6}$$

$$f_o = 1 / (t1 + t2)$$

$$= 1 / (7.77 \times 10^{-6} + 8.24 \times 10^{-6}) = 62.46 \times 10^3$$

TR101 y TR102 son activados por los pulsos cuadrados inducidos en T102. D106 y D107 evitan la conducción directa de las J FETs. C114 y C116 filtran las tensiones inducidas en T102. C115 y C117 son condensadores de desacoplo para evitar oscilaciones a alta frecuencia.

4.1.4. Filtro de constante de tiempo.

Las señales del corazon van generalmente acompañadas

de tensiones DC, llamadas TENSIONES DE POLARIZACION, que son generadas por efecto capacitivo entre los electrodos metálicos y la piel. Para eliminar estas tensiones se emplea un filtro formado por un integrador, el cual a su vez realimenta un amplificador. La Figura 4.4. muestra el circuito correspondiente.

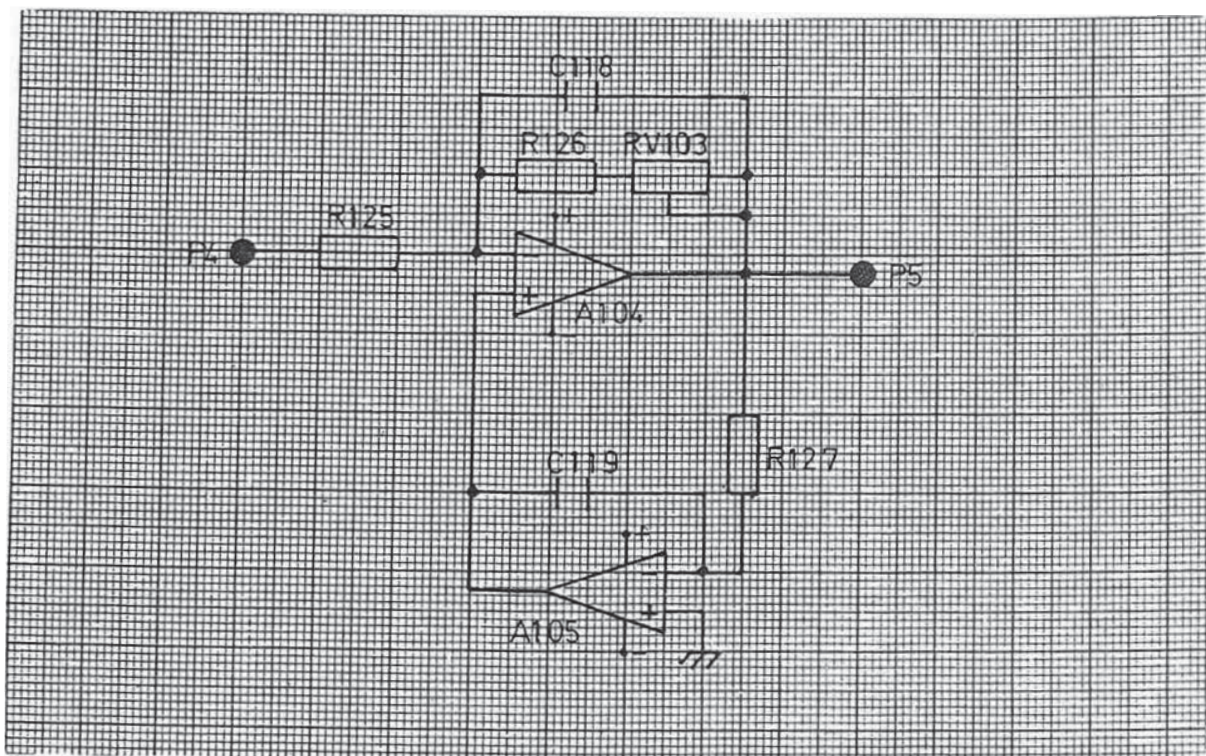


Figura 4.4. FILTRO DE CONSTANTE DE TIEMPO.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta)	: 25 oC +/- 20 oC
Fuentes de alimentación (Vcc,Vee):	+/- 12 V
Constante de tiempo	: 3.3 segundos
Amplificación (Av)	: 21.277

COMPONENTES

A104,5	1/2 Dual op amps	LM747
R125	Resistencia	10K 1/4W 1% metal film
R126	Resistencia	150K 1/4W 5% metal film
R127	Resistencia	1.5M 1/4W 5% carbón
RV103	Potenciómetro	100K 150V cermet 10 turn
C118	Condensador	0.001u 100V 10% metal film
C119	Condensador	2.2u 100V 10% metal film

CALCULOS

La frecuencia de corte (f_c) se calcula según:

$$f_c = 1 / (2 \times \pi \times R_{127} \times C_{119})$$
$$f_c = 1 / (2 \times \pi \times 1.5 \times 10^6 \times 2.2 \times 10^{-6}) = 0.048 \text{ Hz}$$

RV103 se calibra para que la amplificación sea igual 21.276 . Con esto la amplificación total será 47×21.276 igual a 1000.019

C118 es un filtro para eliminar componentes de alta frecuencia.

4.1.5. Filtro de 60 Hz.

Es un filtro de rechazo de banda con alto factor Q y frecuencia central en 60 Hz. Lleva un control de ajuste de Q y se activa a través de un interruptor. La Figura 4.5. muestra el circuito correspondiente.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta) 25 oC +/- 20 oC

Fuentes de alimentación (Vcc,Vee): +/- 12 V

Frecuencia central (fo) 60 Hz.

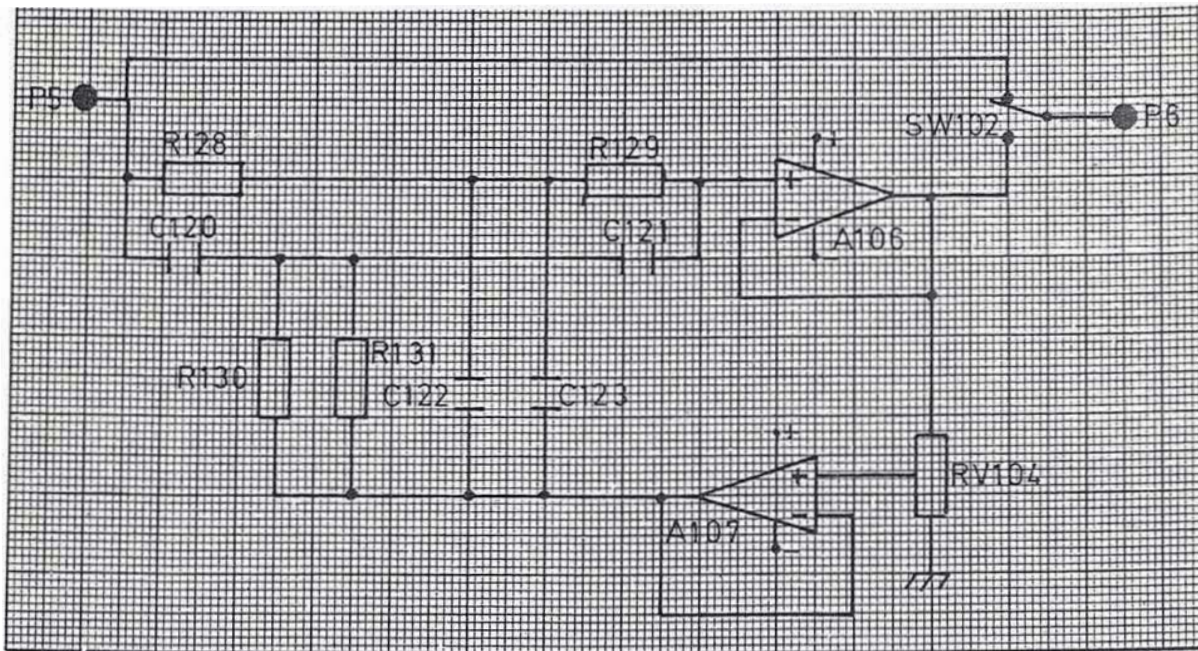


Figura 4.5. FILTRO DE 60 Hz.

COMPONENTES

A106,7	1/2 Dual op amps	LM747
R128,29,30,31	Resistencia	121K 1/4W 1% metal film
RV104	Potenciometro	10K 150V cermet 10 turn
C120,21,22,23	Condensador	0.022u 100V 5% metal film
SW102	Switch	

CALCULOS

La frecuencia central (fo) se calcula segun:

$$f_0 = 1 / (2 \times \pi \times R_{128} \times C_{120})$$
$$f_0 = 1 / (2 \times \pi \times 121 \times 10^3 \times 0.0022 \times 10^{-6}) = 60.28 \text{ Hz}$$

RV104 se calibra para obtener un factor Q alto en forma experimental.

4.1.6. Control de sensibilidad.

Es una etapa de amplificación de tensión con control de amplificación, variando la posición de la llave SW102. La relación de resistencias es tal que la ganancia total del circuito se podrá variar entre 2, 1 y 1/2. La Figura 4.6. muestra el circuito correspondiente.

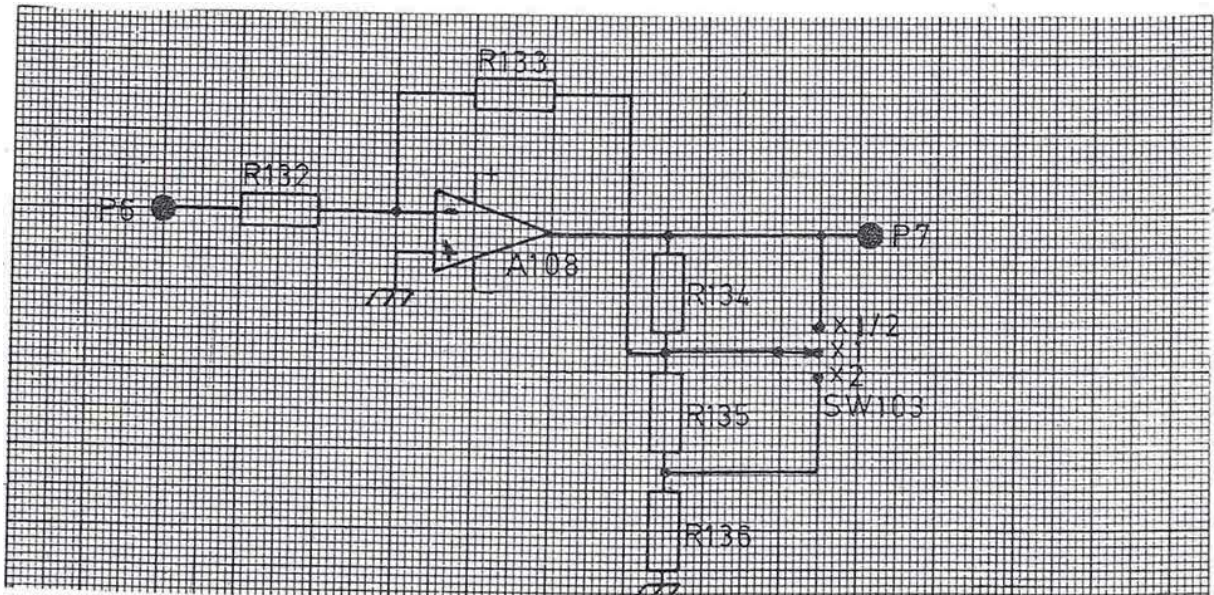


Figura 4.6. CONTROL DE SENSIBILIDAD.

Temperatura de trabajo (Ta) 25 °C +/- 20 °C
Fuentes de alimentación (Vcc,Vee): +/- 12 V
Amplificación (Av) 2, 1, 1/2

COMPONENTES

A108	op amp	LM741
R132	Resistencia	200K 1/4W 5% metal film
R133	Resistencia	100K 1/4W 5% metal film
R134	Resistencia	3K 1/4W 5% metal film
R135	Resistencia	2K 1/4W 5% metal film
R136	Resistencia	1K 1/4W 5% metal film
SW103	Switch	

CALCULOS

La amplificación de voltaje (Av) para SW103 en la posición mostrada, considerando que R134,5,6 son mucho menores que R132,33 sera:

$$\begin{aligned} Av &= \frac{(R133/R132)}{3} \times \frac{(R134+R135+R136)}{3} / \frac{(R135+R136)}{3} \\ &= \frac{(100 \times 10^3 / 200 \times 10^3)}{3} \times \frac{(3 \times 10^3 + 2 \times 10^3 + 1 \times 10^3)}{3} / \frac{(2 \times 10^3 + 1 \times 10^3)}{3} \\ &= 1 \end{aligned}$$

La amplificación para la posición X 2 será:

$$\begin{aligned} Av &= \frac{(R133/R132)}{3} \times \frac{(R134+R135+R136)}{3} / R136 \\ &= \frac{(100 \times 10^3 / 200 \times 10^3)}{3} \times \frac{(3 \times 10^3 + 2 \times 10^3 + 1 \times 10^3)}{3} / (1 \times 10^3) = 2 \end{aligned}$$

La amplificación para la posición X 1/2 será:

$$\begin{aligned} Av &= R133 / R132 \\ &= 100 \times 10^3 / 200 \times 10^3 \quad 0.5 \end{aligned}$$

4.2. Generador de sincronismo y barrido.

Está formado por las siguientes etapas: DETECTOR DE ONDAS QRS, CONFORMADOR DE PULSOS QRS, CIRCUITO DE ESPERA, GENERADOR DE BARRIDO y GENERADOR DE AUDIO.

4.2.1. Detector de ondas QRS.

Tiene como objeto detectar en que momento se presentan las ONDAS QRS en un ELECTROCARDIOGRAMA. La componente en frecuencia de mayor amplitud de la ONDA R se presenta entre 20 y 25 Hz. El detector deberá trabajar tanto para deflexiones positivas como negativas ya que los cables de conexión a los brazos del paciente podrían conectarse invertidos. Esta etapa está formada por los siguientes circuitos:

- FILTRO PASA BANDA con frecuencia central en 23 Hz, factor Q de 2.5 y amplificación 2.
- RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA de precisión.
- INTEGRADOR con constante de tiempo de 18 milisegundos.
- DETECTOR DE NIVEL DE VOLTAJE con tensión de comparación de 10 % del valor máximo de la ONDA R. (0.2 voltios).

A la salida del detector de nivel, se obtendrá una pendiente negativa sincronizada con la ONDA R. La Figura 4.7. muestra el circuito correspondiente.

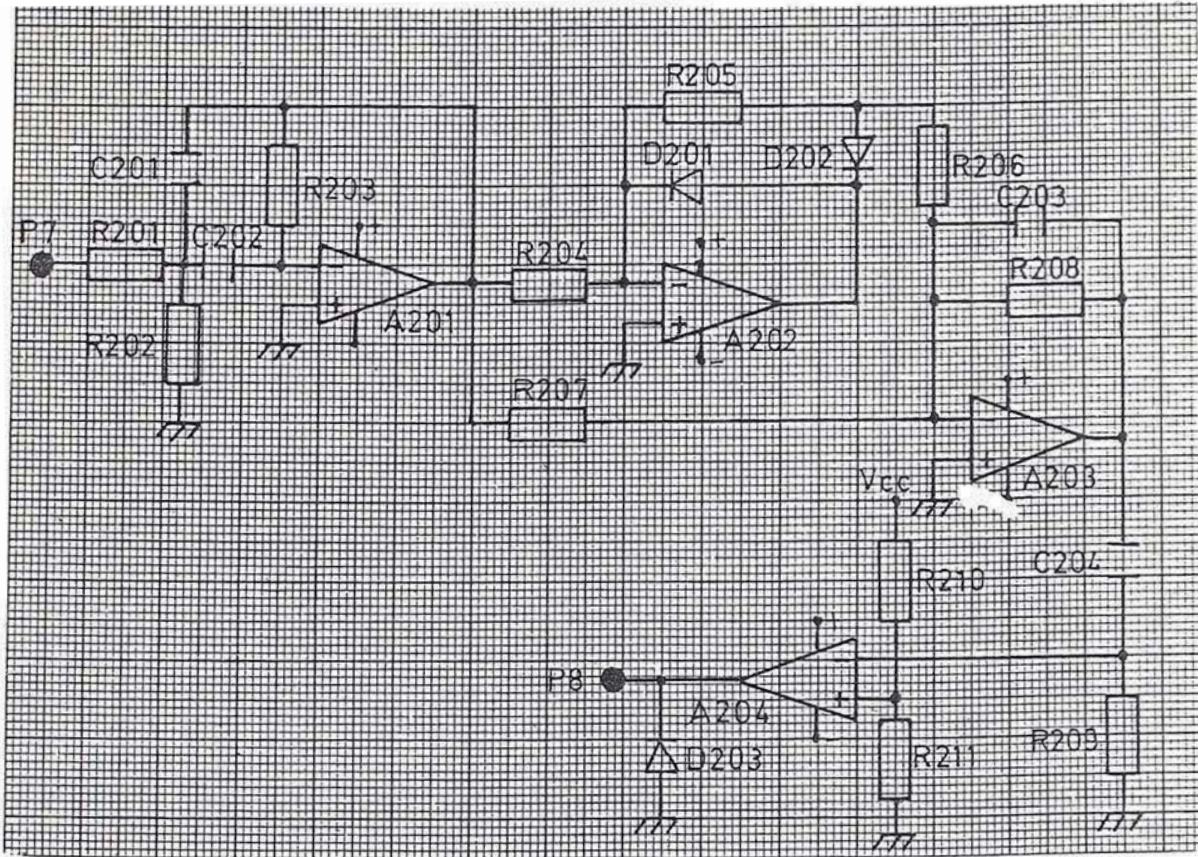


Figura 4.7. DETECTOR DE ONDAS QRS.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (T_a)	: 25 °C +/- 20 °C
Fuentes de alimentación (V_{cc}, V_{ee}):	+/- 12 V
Frecuencia central (f_0)	: 23 Hz
Amplificación a $f=f_0$ (A_0)	: 2
Factor de calidad (Q)	: 2.5
Nivel de detección (N_d)	: 0.2 voltios (10%)

COMPONENTES

U1,2,3,4 1/2 Dual op amps

LM747

D201,2,3	Diodos	1N3604
R201	Resistencia	180K 1/4W 5% carbón
R202	Resistencia	36K 1/4W 5% carbón
R203	Resistencia	750K 1/4W 5% carbón
R204,5,6	Resistencias	10K 1/4W 5% carbón
R207	Resistencia	20K 1/4W 5% carbón
R208	Resistencia	39K 1/4W 5% carbón
R209	Resistencia	220K 1/4W 5% carbón
R210	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
R211	Resistencia	2K 1/4W 5% carbón
C201,2	Condensador	0.047u 100V 5% metal film
C203	Condensador	0.47u 100V 10% mylar
C204	Condensador	1u 50V 10% mylar

CALCULOS

La frecuencia central del filtro para banda será:

$$f_0 = \left(\frac{1}{2\pi R C201} \right) \times \left(\frac{1}{R203} \right)^{1/2} \times \left(\frac{1}{R201 + R202} \right)^{1/2}$$
$$= 22.58$$

La amplificación (A_o) para f=f₀ será:

$$A_o = 0.5 \times R203 / R201 = 0.5 \times 750 \times 10^3 / 180 \times 10^3 = 2.08$$

El factor Q calculado será 2.59.

La ganancia total del rectificador de precisión es 1.

La frecuencia de corte del integrador (f_c) será:

$$f_c = 1 / (2 \times \pi \times R_{208} \times C_{203})$$

$$f_c = 1 / (2 \times \pi \times 39 \times 10^3 \times 0.47 \times 10^{-6}) = 8.68 \text{ Hz ;}$$

suficientemente menor para suavizar la onda rectificadada.

El nivel de detección (Nd) será:

$$N_d = V_{cc} \times R_{211} / (R_{210} + R_{211})$$

$$= 12 \times 2 \times 10^3 / (2 \times 10^3 + 100 \times 10^3) = 0.23$$

4.2.2. Conformador de pulso QRS.

Tiene como objeto generar un pulso de 1 milisegundo de duración con bloqueo durante 200 milisegundos para prevenir la generación de varios pulsos debido a ruido u otros factores externos. La Figura 4.8. muestra el circuito correspondiente.

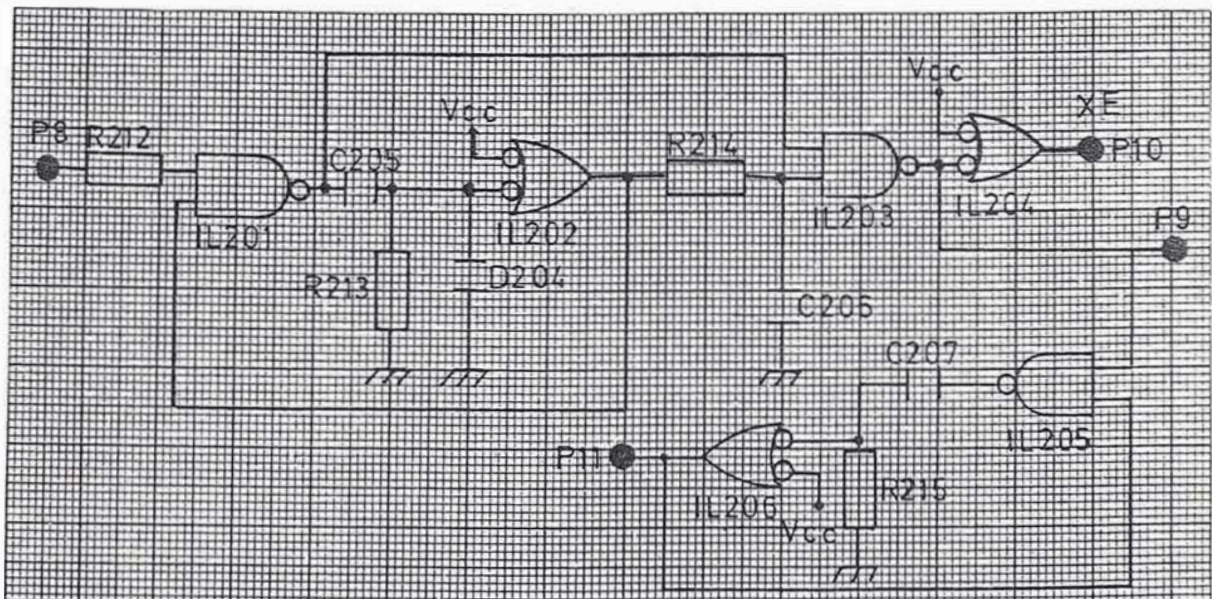


Figura 4.8. CONFORMADOR DE PULSO QRS.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta)	25 oC +/- 20 oC
Fuente de alimentación (Vcc)	+ 12 V
Ancho de pulso de sincronismo QRS (Ts):	1 milisecondo
Periodo de bloqueo (Tb)	200 milisegundos
Ancho de periodo audible (Tu)	75 milisegundos

COMPONENTES

IL201,2,3,4	1/4 Quad NAND gates	CD4011				
D204	Diòdo	1N3604				
R212	Resistencia	3.3K	1/4W	5%	carbòn	
R213	Resistencia	910K	1/4W	5%	carbòn	
R214	Resistencia	150K	1/4W	5%	carbòn	
R215	Resistencia	330K	1/4W	5%	carbòn	
C205	Condensador	0.33u	100V	10%	mylar	
C206	Condensador	0.01u	100V	5%	metal film	
C207	Condensador	0.33u	100V	10%	metal film	

CALCULOS

El ancho del pulso de sincronismo QRS (Ts) serà:

$$\begin{aligned} Ts &= 0.69 \times R214 \times C206 \\ &= 0.69 \times 150 \times 10^3 \times 0.01 \times 10^{-6} = 1.03 \text{ milisegundos} \end{aligned}$$

El periodo de bloqueo (Tb) serà:

$$Tb = 0.69 \times R213 \times C205$$

$$T_b = 0.69 \times 910 \times 10^3 \times 0.33 \times 10^{-6} = 207 \text{ milisegundos}$$

El ancho del periodo audible (T_u) será:

$$T_u = 0.69 \times R_{215} \times C_{207} = 0.69 \times 330 \times 10^3 \times 0.33 \times 10^{-6} = 75.14 \text{ milisegundos}$$

4.2.3. Circuito de espera.

Está formado por un generador de rampa y un comparador, de tal manera que alcance el nivel de cambio de estado pasados 2 segundos a partir del último pulso QRS. Una vez activado, deberá esperar un barrido completo para iniciar la espera nuevamente. La Figura 4.9. muestra el circuito correspondiente.

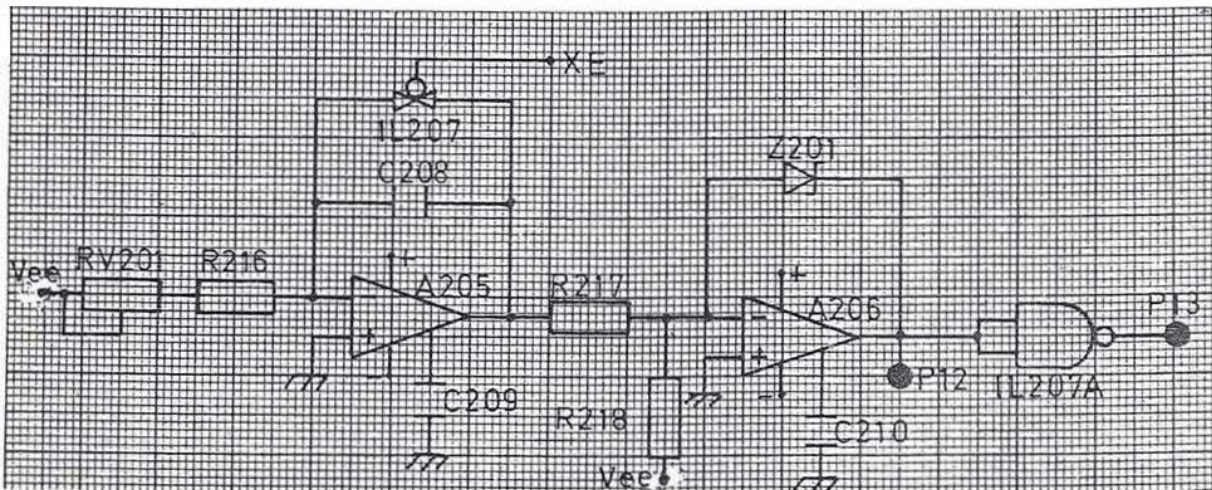


Figura 4.9. CIRCUITO DE ESPERA.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (T_a) : 25 °C +/- 20 °C

Fuente de alimentación (Vcc): + 12 V

Periodo de espera (Te) 2 segundos

COMPONENTES

A205,6	Op amp	LM308
IL207	1/4 Quad bil SWITCH	CD4016
IL207A	1/4 Quad NAND gate	CD4011
Z201	Zener	1N5999A (9.1 V)
R216	Resistencia	1M 1/4W 5% carbón
R217	Resistencia	22K 1/4W 5% carbón
R218	Resistencia	'33K 1/4W 5% carbón
RV201	Potenciómetro	,500K 10% cermet 10 vueltas
C208	Condensador	2.2u 100V 10% metal film
C209,10	Condensadores	100p 100V 20% cerámica

CALCULOS

RV201 se ajusta para que la corriente de carga por C208, (Iq) sea 8.8 microamperios. para esto:

$$RV201 = -V_{ee} / I_q - R_{216} = 12 / 8.8 \times 10^{-6} - 1 \times 10^6 = 3.6 \times 10^4$$

El nivel de tensión de salida para A205 que sirve como referencia (Vr) será 8 voltios. Para este nivel, el periodo de espera (Te) será:

$$Te = C_{208} \times V_r / I_q = 2.2 \times 10^{-6} \times 8 / 8.8 \times 10^{-6} = 2 \text{ segundos}$$

Los divisores de corriente R217 y R218 polarizan en

conducción directa a Z201, cuando la tensión de salida en A205 llegue al valor (Vs), dado por:

$$V_s = - V_{ee} \times R_{217} / R_{218} = - (-12) \times 22 \times 10^3 / 33 \times 10^3 = 8 \text{ v}$$

antes de este valor, Z201 estará polarizado inversamente.

La CORRIENTE DE POLARIZACION DE ENTRADA para A205, debe ser mucho menor que la corriente de carga para C207; para esto, se ha seleccionado el Amplificador operacional LM308 que tiene como máximo 3 nanoamperios.

4.2.4. Generador de barrido.

Está formado por un generador de rampa con tiempos de subida y bajada obtenidos por la carga y descarga de un condensador con dos FUENTES DE CORRIENTE CONSTANTE. Las fuentes de corriente se conectan y desconectan por medio de interruptores bilaterales controlados por ondas obtenidas de los circuitos de tiempos. Por precaución, durante el tiempo en que debe mantenerse descargado, el condensador es mantenido en corto circuito por un tercer interruptor bilateral.

La rampa se controla con dos COMPARADORES DE NIVEL, uno con tensión de referencia igual al valor pico de la rampa y el otro con tensión de referencia cero. Antes de salir, se desplaza el nivel de tensión DC de la rampa, para obtener deflexiones positivas y negativas a partir

de cero. La Figura 4.10. muestra el circuito correspondiente.

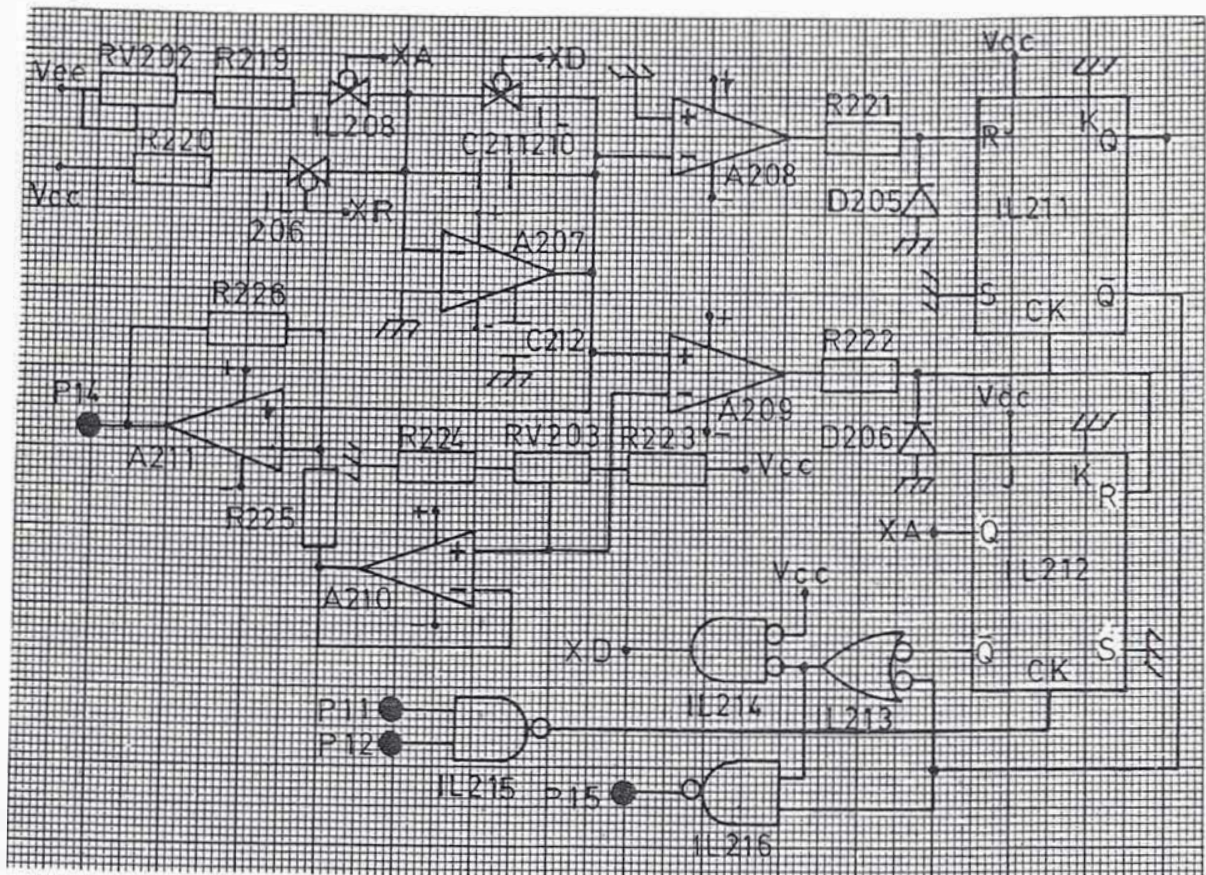


Figura 4.10. GENERADOR DE BARRIDO.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta)	25 oC +/- 20 oC
Fuente de alimentación (Vcc, Vee):	+/- 12 V
Periodo de avance (Ta)	6.4 segundos
Periodo de retorno (Tr)	50 milisegundos
Rampa de salida	+/- 8 voltios

COMPONENTES

A207 Op amp LM308

A208,9,10,11	1/2 Dual op amp	LM747
IL208,9,10	1/4 Quad bil SWITCH	CD4016
IL211,12	1/2 Dual m/s JK-Flip/Flop-RS	CD4027
IL213,14,15,16	1/4 Quad NAND gate	CD4011
D205,6	Diodos	1N3604
R219	Resistencia	1.5M 1/4W 5% carbón
R220	Resistencia	15K 1/4W 5% carbón
R221,22	Resistencias	10K 1/4W 5% carbón
R223	Resistencia	1.2K 1/4W 5% carbón
R224	Resistencia	3.6K 1/4W 5% carbón
R225,26	Resistencias	10K 1/4W 5% carbón
RV202	Potenciómetro	1M 10% cermet 10 vueltas
RV203	Potenciómetro	1K 10% cermet 10 vueltas
C211	Condensador	4.7u 35V 5% metal film
C212	Condensador	100p 100V 20% cerámica

CALCULOS

RV202 se ajusta para que la corriente de carga por C211 (Iq) sea 5.87 microamperios. Para esto:

$$RV202 = -V_{ee} / I_q - R_{219}$$

$$= -(-12) / 5.87 \times 10^{-6} - 1.5 \times 10^6 = 5.44 \times 10^5$$

El tiempo requerido para que la salida del comparador A209 alcance el nivel de referencia (Vr) de 8 voltios sera (ta) , dado por:

$$t_a = C_{211} \times V_r / I_q = 4.7 \times 10^{-6} \times 8 / 5.87 \times 10^{-6} = 6.405 \text{ seg}$$

El tiempo que tomará la descarga de C211 desde el valor máximo de 8 voltios hasta cero, instante en que se activa el segundo comparador A208 será (tr), dado por:

$$\begin{aligned} tr &= C211 \times V_r \times R220 / V_{cc} \\ &= 4.7 \times 10^{-6} \times 8 \times 15 \times 10^3 / 12 = 47 \text{ milisegundos} \end{aligned}$$

Los divisores de tensión R223, RV203 y R224 se ajustan para generar 8 voltios como tensión de referencia.

La CORRIENTE DE POLARIZACION DE ENTRADA para A207, debe ser mucho menor que la corriente de carga para C211; por esto, se ha seleccionado el Amplificador operacional LM308 que tiene como máximo 3 nanoamperios. El efecto de IL210 es despreciable, ya que la corriente de fuga es de +/- 100 picoamperios.

A211 duplica la rampa generada en A207 y le resta la tensión DC que sirve como referencia para la rampa con lo que se consigue un centrado exacto.

4.2.5. Generador de audio.

Está formado por un oscilador de corrimiento de fase controlado por un generador de pulsos de activación por un periodo de 75 milisegundos cada vez que se detecta la onda de sincronismo QRS, o en forma permanente cuando no hay actividad eléctrica en el corazón. La Figura 4.11. muestra el circuito correspondiente.

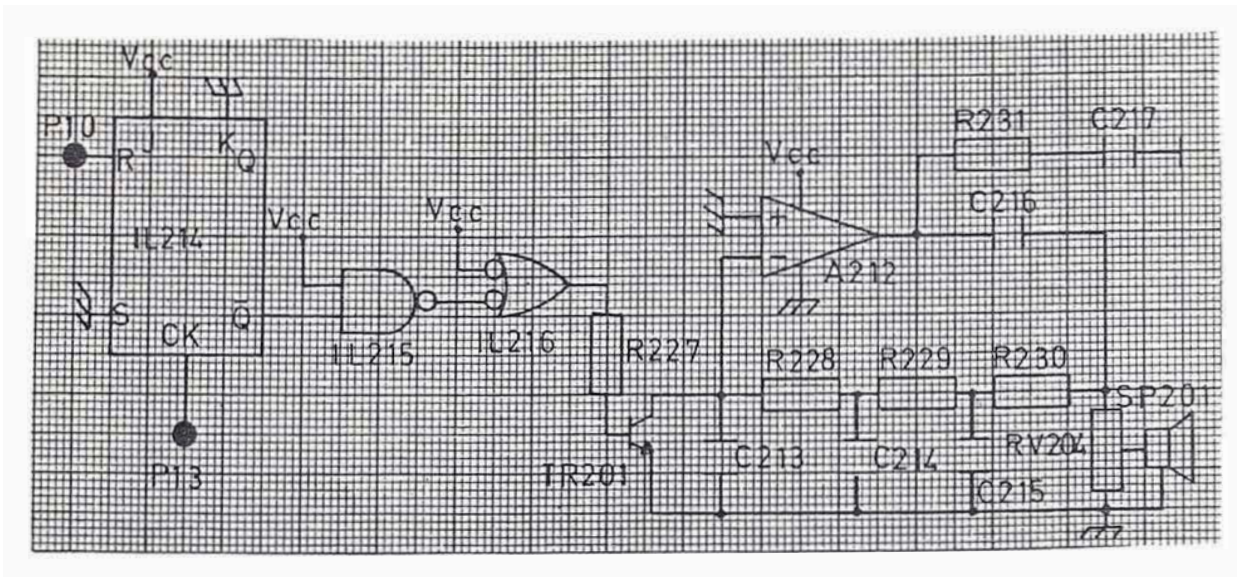


Figura 4.11. GENERADOR DE AUDIO.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de trabajo (Ta): 25 oC +/- 20 oC

Frecuencia de operación 3000 Hz

COMPONENTES

A212	Audio power amplifier	LM380
IL214	1/2 Dual m/s JK-Flip/Flop-RS	CD4027
IL215,16	1/4 Quad NAND gate	CD4011
TR201	Transistor	2N2222A
SP201	Parlante	8 ohmios
R227	Resistencia	22K 1/4W 10% carbón
R228,29,30	Resistencias	1.5K 1/4W 10% carbón
R231	Resistencia	10 1/4W 5% carbón
RV203	Potenciómetro	1K 10% carbón log
C213,14,15	Condensadores	0.1u 50V 10% mylar

C216	Condensador	100u	50V	20%	electr	aluminio
C217	Condensador	0.1u	100V	20%	cerámica	

CALCULOS

IL214 activa la alarma en forma permanente hasta la nueva detección de pulsos QRS.

La frecuencia de oscilación para A212 está alrededor de 3000 Hz, ajustada experimentalmente.

R231 y C217 tienen valores dados por el fabricante.

4.3. Deflexión horizontal.

Está formado por las siguientes etapas: CORRECTOR DE LINEALIDAD y AMPLIFICADOR DE DEFLEXION HORIZONTAL.

4.3.1. Corrector de linealidad.

La deflexión electromagnética consiste en desviar un haz de electrones emitido por un tubo de rayos catódicos, sometiéndolo a campos magnéticos perpendiculares a la dirección del haz. Los campos magnéticos se obtienen con rampas de corriente en bobinas de deflexión.

La figura 4.12 muestra una pantalla de deflexión electromagnética, donde H es el ancho longitudinal de la pantalla y L es el largo total de barrido horizontal.

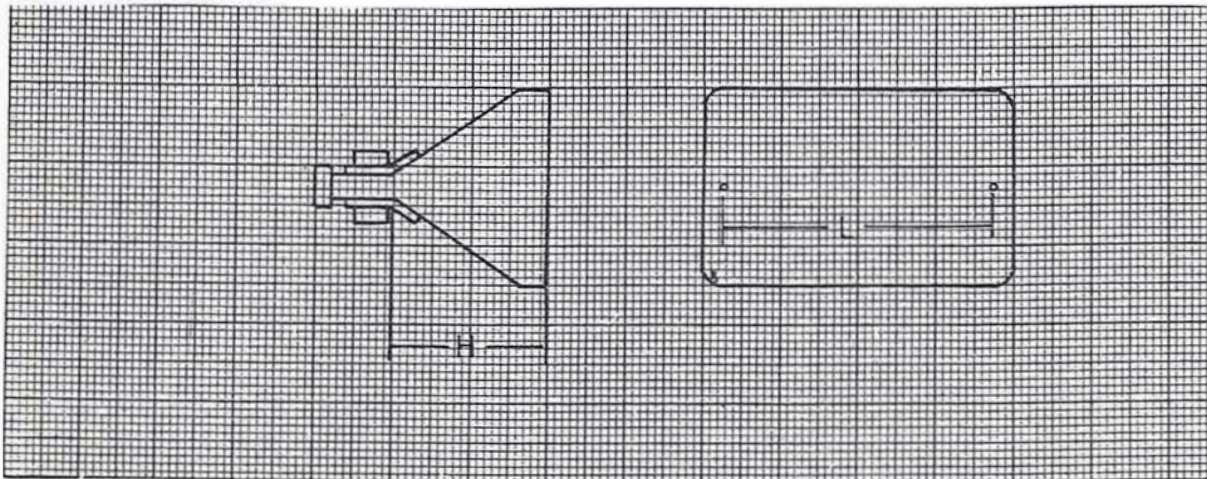


Figura 4.12. PANTALLA DE DEFLEXION.

La relación entre la corriente de deflexión en las bobinas (I_d) y el ángulo de salida del haz de electrones

(θ_d) no es lineal, está dada por:

$$\text{SEN}(\theta_d) = K_1 \times I_d$$

donde K_1 es una constante que depende de las dimensiones físicas de la pantalla.

Para pantallas de 8 pulgadas, con $H=9$ centímetros, y $L=16$ centímetros, se tiene que el máximo ángulo de deflexión (θ_{dM}) corresponderá a:

$$\begin{aligned}\theta_{dM} &= \text{ARC TAN } L / (2 \times H) \\ &= \text{ARC TAN } 16 / (2 \times 9) = 41.63 \text{ grados}\end{aligned}$$

o su equivalente en radianes de 0.726 Para la máxima deflexión el valor de $\text{SEN}(\theta_{dM})$ será:

$$\text{SEN}(\theta_{dM}) = \text{SEN}(41.63) = 0.664$$

Es posible utilizar la relación $\text{SEN}(X) = X$ para la relación entre la corriente de deflexión en las bobinas (I_d) y el ángulo de salida del haz de electrones (θ_d), con esto:

$$\theta_d = K_2 \times I_d$$

donde K_2 es una constante que depende de las dimensiones físicas de la pantalla. El máximo error que se comete al asumir esta relación será de 8.5 %

Con esto, intervalos iguales de corriente de deflexión

generan ángulos de deflexión iguales en la deflexión. Sin embargo, ángulos iguales de deflexión no generan espacios iguales en la pantalla. Conforme se incrementa el ángulo de deflexión, a partir del punto de deflexión cero, la imagen en pantalla se irá estirando debido al efecto tangente como se muestra en la Figura 4.13.

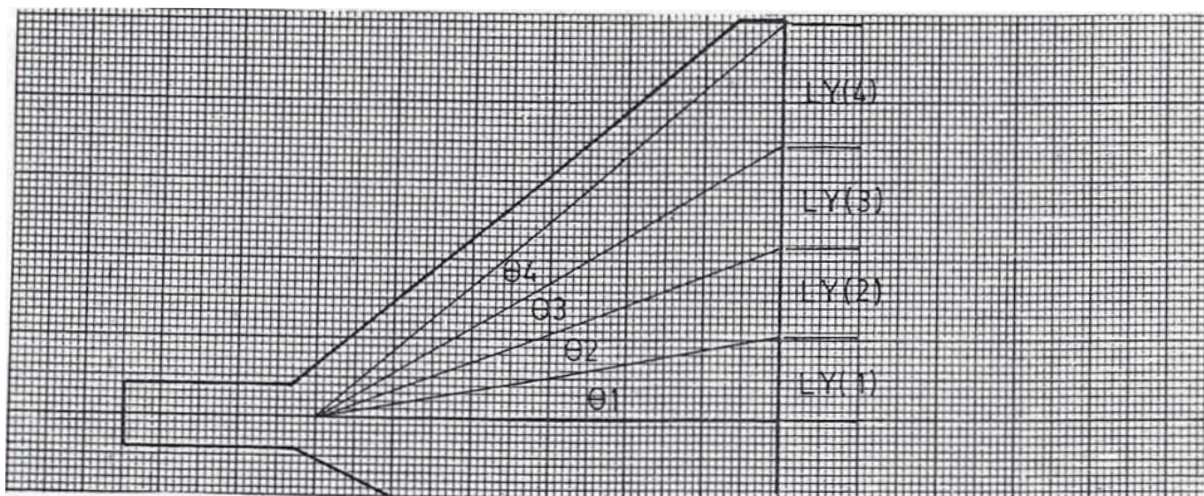


Figura 4.13. EFECTO TANGENTE EN DEFLEXION HORIZONTAL.

Para evitar la deformación en pantalla, será necesario reducir en forma gradual la corriente de deflexión en las bobinas, y para ello se deberá deformar las rampas de corriente. Los circuitos que realizan esta función se denominan correctores de linealidad y utilizan un conjunto de diodos que dividen las rampas en segmentos.

La figura 4.14. muestra la forma en que se corrige las rampas, dividiéndolas en S segmentos de longitud D . La rampa ya corregida tendrá S segmentos de diferente

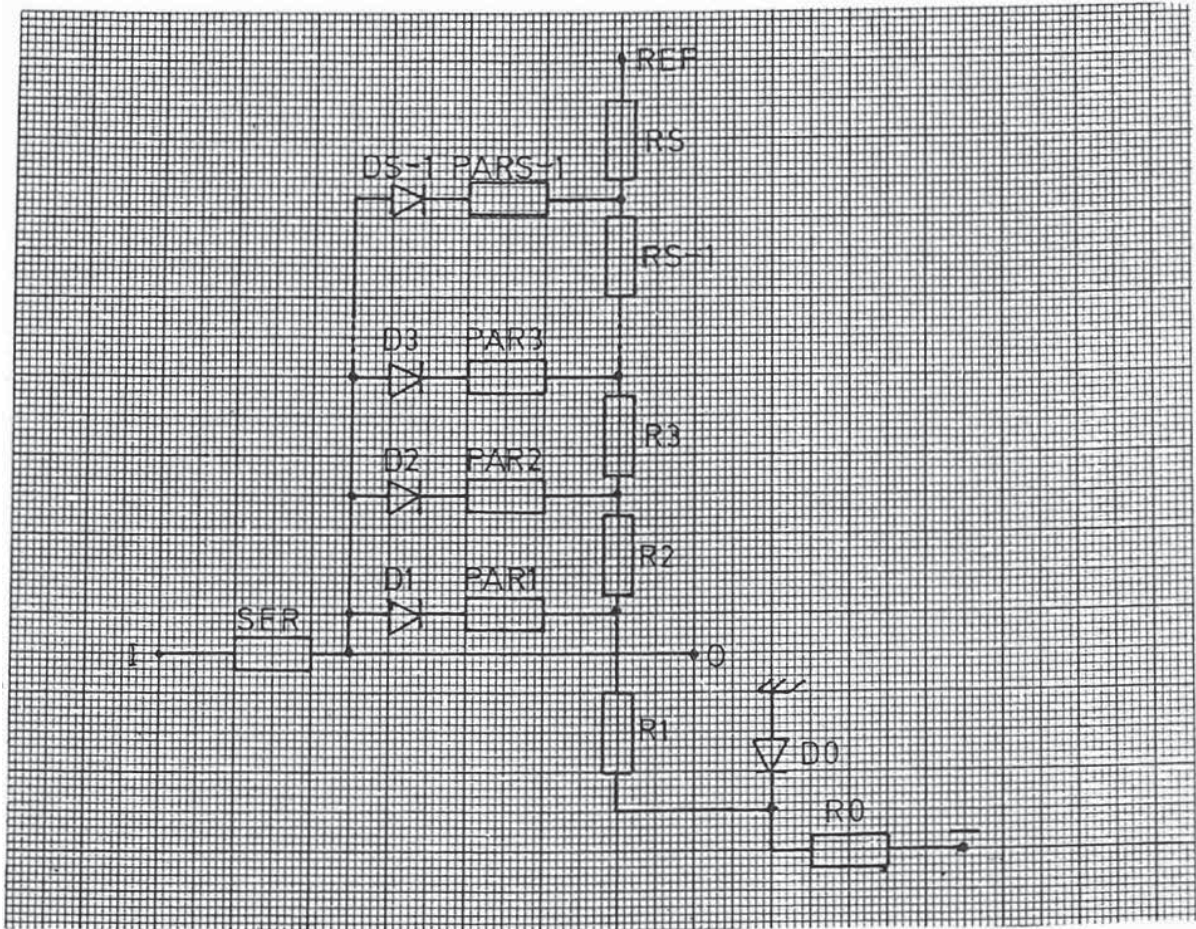


Figura 4.15. CONFIGURACION PARA CORRECCION DE LINEALIDAD.

El anexo II muestra un programa de cómputo preparado en lenguaje BASIC para un computador WANG 2200 VS, para calcular los valores de las resistencias SER, PAR Y R.

El programa selecciona los valores de resistencias normalizados para tolerancias de +/- 5 % a partir de una tabla de valores permitidos y selecciona el valor de la tensión de referencia REF que servirá para calcular el valor del diodo ZENER que la va a generar.

La figura 4.16. muestra el circuito correspondiente.

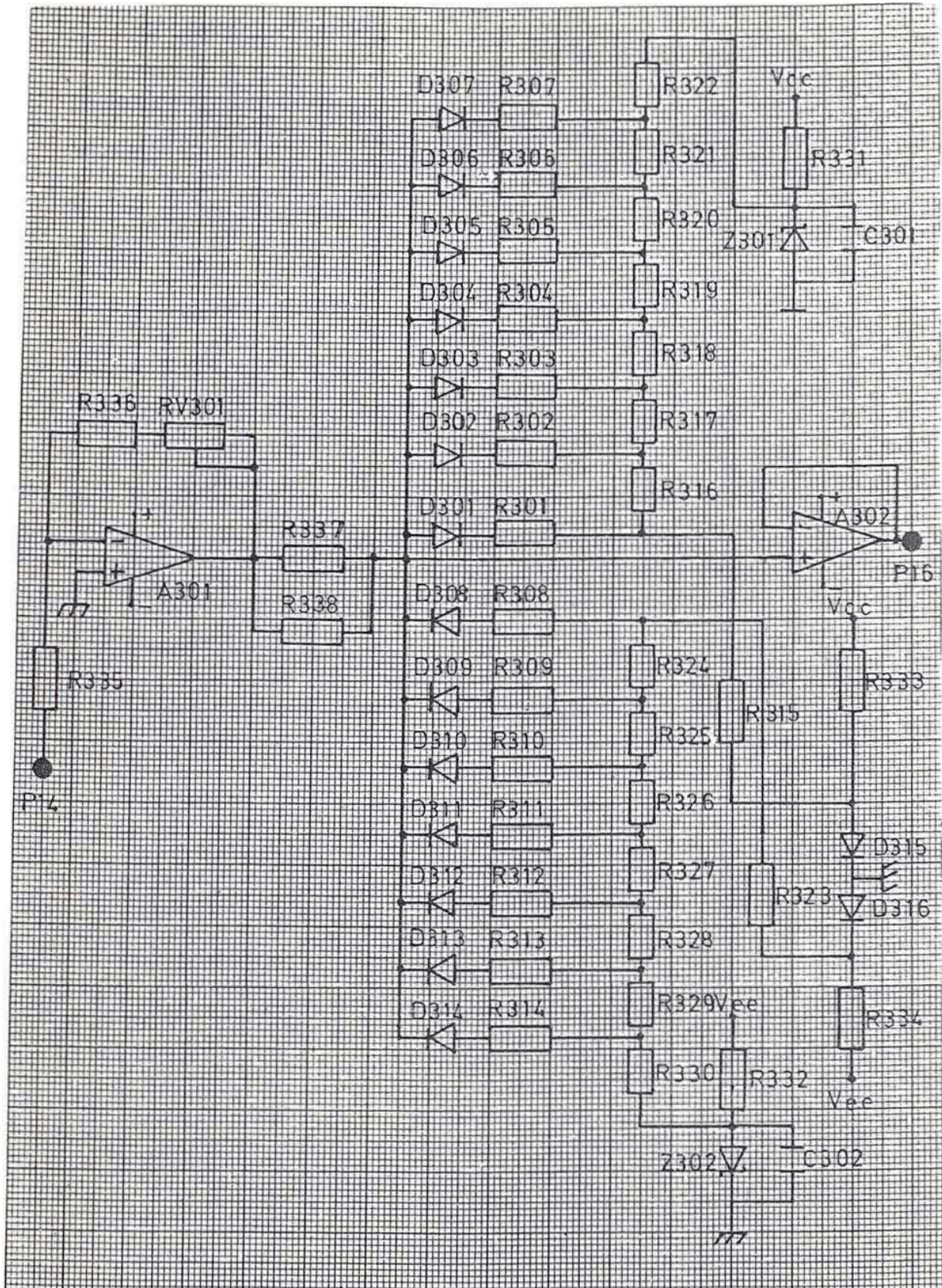


Figura 4.16. CORRECCION DE LINEALIDAD.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de operación (Ta)	25 °C +/- 20 °C
Fuente de alimentación (Vcc,Vee)	+/- 12 V
Largo total de pantalla (L)	16 cm
Ancho total de pantalla (H)	9 cm
Número total de segmentos por lado (S)	8
Tensión de rampa de entrada	+/- 8 Vp
Tensiones de referencia	5.6 V

COMPONENTES

A301,2	1/2 Dual op amp	LM747
D301-14	Diodos	1N4454
D315,16	Diodos	1N4454
Z301,2	Zener	IN4734A 5.6V
R301,8	Resistencias	390K 1/4W 5% carbón
R302,9	Resistencias	200K 1/4W 5% carbón
R303,10	Resistencias	130K 1/4W 5% carbón
R304,11	Resistencias	100K 1/4W 5% carbón
R305,12	Resistencias	82K 1/4W 5% carbón
R306,13	Resistencias	68K 1/4W 5% carbón
R307,14	Resistencias	56K 1/4W 5% carbón
R315,23	Resistencias	130 1/4W 5% carbón
R316,24	Resistencias	120 1/4W 5% carbón
R317,25	Resistencias	120 1/4W 5% carbón
R318,26	Resistencias	110 1/4W 5% carbón
R319,27	Resistencias	91 1/4W 5% carbón

R321,29	Resistencias	82	1/4W	5%	carbón
R322,30	Resistencias	75	1/4W	5%	carbón
R331,32	Resistencias	510K	1/4W	5%	carbón
R333,34	Resistencias	1.1K	1/4W	5%	carbón
R335	Resistencia	10K	1/4W	5%	carbón
R336	Resistencia	7.5K	1/4W	5%	carbón
R337	Resistencia	12K	1/4W	5%	carbón
R338	Resistencia	56K	1/4W	5%	carbón
C301,2	Condensadores	10u	25V	10%	electr tantalio
RV301	Potenciómetro	5K	10%	cermet	10 vueltas

CALCULOS

R333 y R334 polarizan directamente los diodos D315 y D316 respectivamente. R331 y R332 polarizan inversamente los diodos zener Z301 y Z302.

Los valores de entrada al programa de cálculo de resistencias son:

S = 8

H = 9

L = 16

SUM = 1000

Suma total de resistencias en serie desde R315 hasta R322 , o lo que es igual desde R323 hasta R330.

ERR = 3

Máximo error de cálculo al momento de normalizar los valores de resistencias obtenidos.

SER = 1000

Corresponde al valor SER mostrado en la figura 4.15

El anexo II-a , muestra que para 8 segmentos unitarios de corriente de deflexión se tendrá por efecto tangente 8 segmentos diferentes de avance a lo largo de la pantalla, comenzando el primer segmento en 1 y el octavo en 0.5928 con un valor máximo de 6.566 , que fija a su vez El valor de referencia.

El anexo II-b , muestra los valores calculados de las resistencias en serie. La suma total fue cambiada por el programa a 827.99 debido a los valores normalizados.

El anexo II-c , muestra los valores calculados de las resistencias en paralelo. El valor de la resistencia SER fue cambiado por el programa a 982 para que los valores normalizados no modifiquen los valores de corrección.

En la preparación del circuito definitivo, se ha multiplicado las resistencias en paralelo, junto con SER por un factor de 10 para obtener una mejor independencia con respecto a las resistencias en serie.

Para obtener SER igual a 9880 se ha tomado R337 y R338 en paralelo:

$$\begin{aligned} \text{SER} &= R337 \times R338 / (R337 + R338) = 12 \times 56 / (12 + 56) \\ &= 9.88 \times 10^3 \end{aligned}$$

RV301 se utiliza para cambiar la amplitud de la rampa de entrada ya que con REF = 6.566 y con el desplazamiento de 0.7 voltios tanto por D315 como D316 se requeriría una tensión zener (Vz) de:

$$V_z = \text{REF} - 0.7 = 6.566 - 0.7 = 5.866 ;$$

pero se dispone de 5.6 voltios. El ajuste de amplitud de la rampa fijará la máxima tensión de salida en +/- 6.3 V.

4.3.2. Amplificador de deflexión horizontal.

Corresponde a un amplificador que convierte la tensión de rampa con linealidad corregida, en corriente, a través de una pequeña resistencia en serie con las bobinas de deflexión horizontal. La resistencia sensa la corriente y la convierte en tensión, con que realimenta el terminal negativo del amplificador operacional A303. A la salida de A303 se tiene un par de amplificadores diferenciales conectados a dos transistores de gran corriente con salida complementaria. Los transistores de gran corriente, están alimentados por tensiones sin regular, para no recargar los reguladores de alimentación.

La entrada positiva de A303, está conectada a un divisor de tensiones que proporciona un pequeño pedestal de tensión positiva o negativa para variar la posición del barrido. La figura 4.17. muestra el circuito correspondiente

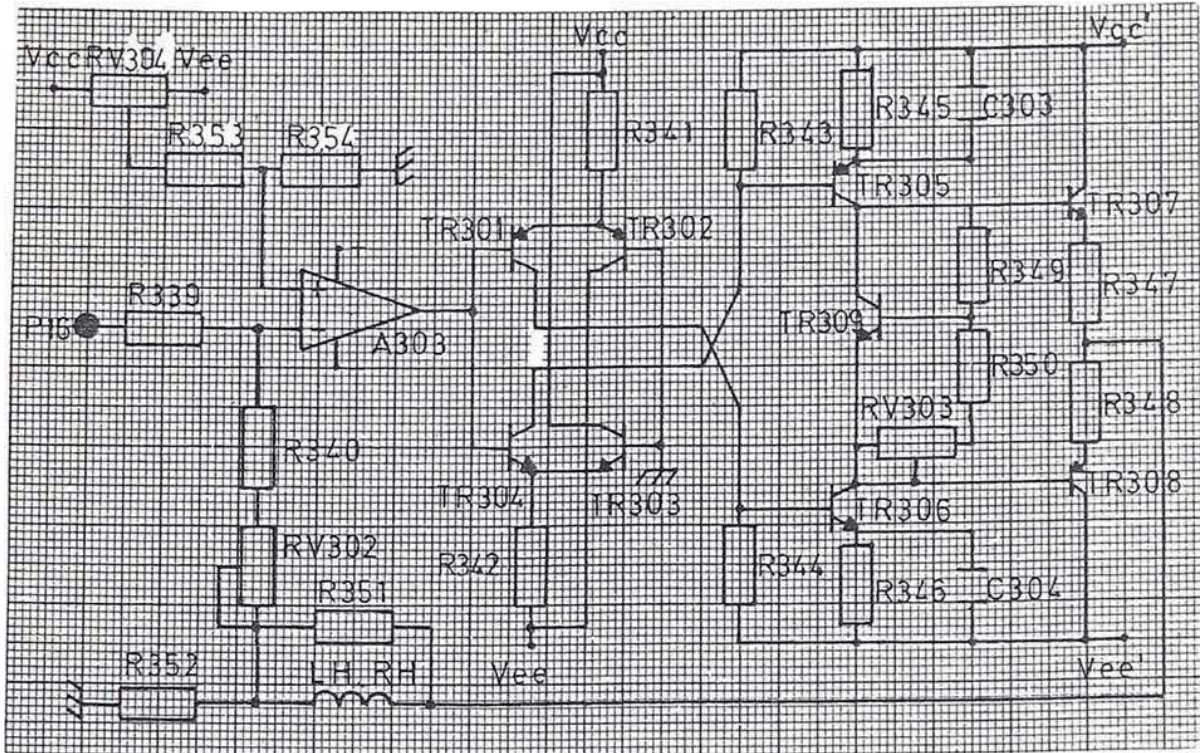


Figura 4.17. AMPLIFICADOR DE DEFLEXION HORIZONTAL.

ESPECIFICACIONES

- Temperatura de operación (Ta) : 25 °C +/- 20 °C
- Fuente de alimentación (Vcc,Vee) : +/- 12V
- (Vcc',Vee') : +/- 9V no regulados
- Corriente máxima de deflexión (IdM): 2 amperios
- Resistencia de bobina (Rh) : 0.25

COMPONENTES

A303	op amp	LM741
TR301,2	Transistores	2N3906
TR303,4	Transistores	2N3904
TR305	Transistor	2N6556

TR306	Transistor	2N6553
TR307	Transistor	MJ15003
TR308	Transistor	MJ15004
TR309	Transistor	2N6553
R339	Resistencia	47K 1/4W 5% carbón
R340	Resistencia	2.2K 1/4W 5% carbón
R341,42	Resistencias	680 1/4W 5% carbón
R343,44	Resistencias	100 1/4W 5% carbón
R345,46	Resistencias	10 1/2W 5% carbón
R347,48	Resistencias	0.5 2W 10% alambre
R349,50	Resistencias	2.2K 1/4W 5% carbón
R351	Resistencia	100 1/2W 5% carbón
R352	Resistencia	0.5 2W 10% alambre
R353	Resistencia	330K 1/4W 5% alambre
R354	Resistencia	330K 1/4W 5% alambre
RV302	Potenciómetro	10K 10% cermet 10 vueltas
RV303	Potenciómetro	10K 10% carbón
RV304	Potenciómetro	10K 10% carbón
C303,4	Condensadores	10p 100V 20% cerámica

CALCULOS

Los componentes descritos desde R341 hasta 348 se han ajustado experimentalmente. R351 reduce el efecto de la inductancia LH sobre el amplificador.

La corriente de deflexión (I_d) se va a tierra a través de R352 produciendo una tensión (V_r) igual a:

$V_r = R_{352} \times I_d$; el valor máximo de corriente (I_{dM}) de 2 amperios hará que V_r tenga un valor máximo (V_{rM}), de:

$$V_{rM} = R_{352} \times I_{dM} = 0.5 \times 2 = 1 \text{ voltio}$$

La corriente que circule por R_{339} cuando la rampa éste en su valor máximo de 6.3V será I_{rM}

$$I_{rM} = 6.3V / R_{339} = 6.3 / 47 \times 10^3 = 0.134 \text{ miliamperios}$$

RV_{302} deberá ajustarse para que la corriente I_{rM} genere 1 voltio a través de $R_{340} + RV_{302}$, para esto:

$$\begin{aligned} RV_{302} &= 1 / I_{rM} - R_{339} = 1 / 0.134 \times 10^{-3} - 2.2 \times 10^3 \\ &= 5.26 \times 10^3 \end{aligned}$$

R_{353} y R_{354} forman un divisor de tensión para los voltajes positivos o negativos en el punto central de RV_{304} . El voltaje variará dentro del rango V_p .

$$\begin{aligned} V_p &= +/- V_{cc} \times R_{354} / R_{353} = +/- 12 \times 330 / 330 \times 10^3 \\ &= +/- 0.0012 \text{ voltios} \end{aligned}$$

V_p permite variar la posición del trazo horizontal.

TR_{307} y TR_{308} deberán estar montados en un disipador térmico para evitar sobrecalentamientos.

4.4. Deflexion vertical.

Está formado por una sola etapa: AMPLIFICADOR DE DEFLEXION VERTICAL y no requiere corrección de linealidad.

4.4.1. Amplificador de deflexion vertical.

Como el amplificador para deflexión horizontal, es un amplificador de potencia que convierte la tensión de deflexión en corriente por las bobinas. Tiene un par de amplificadores diferenciales conectados a transistores de gran corriente. Los transistores están polarizados con tensiones sin regular. La figura 4.18. muestra el circuito correspondiente.

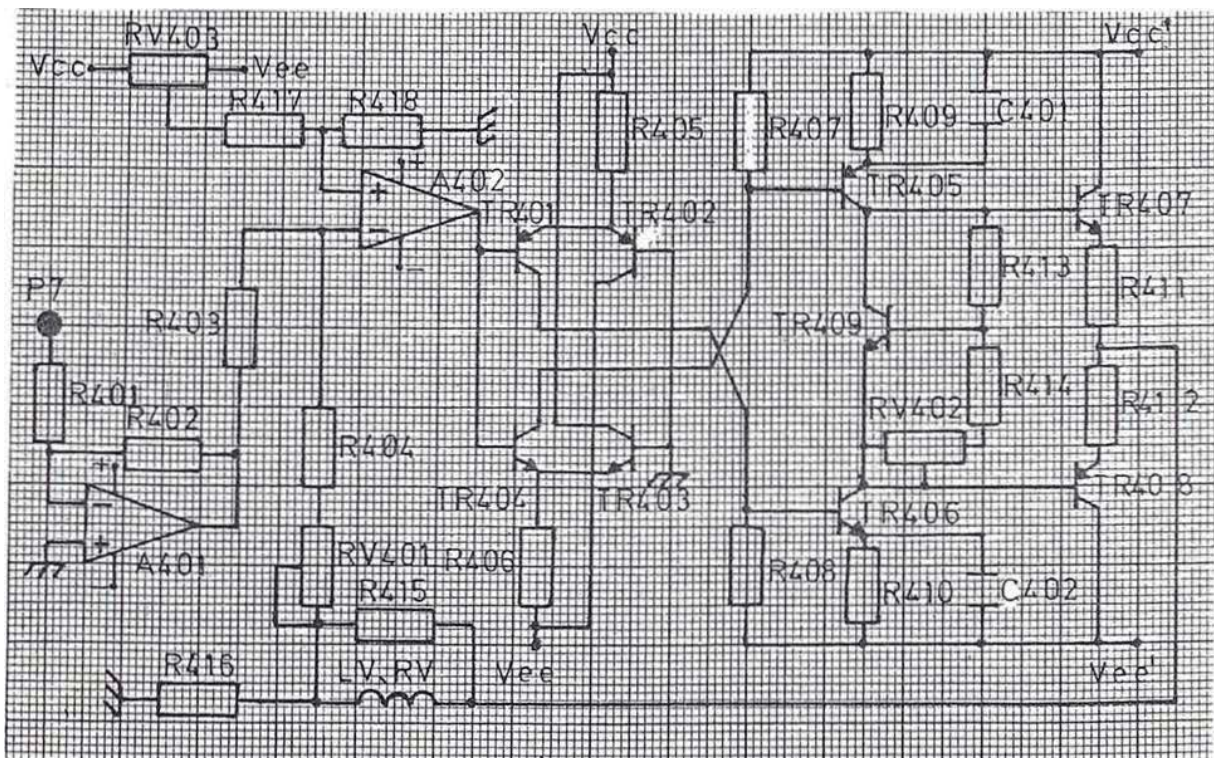


Figura 4.18. AMPLIFICADOR DE DEFLEXION VERTICAL.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de operación (Ta)	25 °C +/- 20 °C
Fuente de alimentación (Vcc,Vee)	+/- 12V
	(Vcc',Vee'): +/- 9V no regulados
Corriente máxima de deflexión IdM:	50 miliamperios
Resistencia de bobina (Rv)	40

COMPONENTES

A401,2	1/2 OP AMP	LM747
TR401,2	Transistores	2N3906
TR403,4	Transistores	2N3904
TR405	Transistor	2N6556
TR406	Transistor	2N6553
TR407	Transistor	2N3055
TR408	Transistor	MJ2955A
TR409	Transistor	2N6553
R401,2	Resistencias	10K 1/4W 5% carbón
R403	Resistencia	4.7K 1/4W 5% carbón
R404	Resistencia	1K 1/4W 5% carbón
R405,6	Resistencias	1.2K 1/4W 5% carbón
R407,8	Resistencias	470 1/2W 5% carbón
R409,10	Resistencias	47 1/2W 5% carbón
R411,12	Resistencias	1.8 1W 10% alambre
R413	Resistencia	1K 1/4W 5% carbon
R414	Resistencia	2.7K 1/4W 5% carbón
R415	Resistencia	1K 1/2W 5% carbón

R416	Resistencia	10	2W	10%	alambre
R417	Resistencia	330K	1/4W	5%	carbón
R418	Resistencia	330K	1/4W	5%	carbón
RV401	Resistencia	5K	cermet	10	vueltas
RV402	Resistencia	10K	10%		carbón
RV403	Resistencia	10K	10%		carbón
C401,2	Condensadores	10p	20%		cerámica

CALCULOS

Los componentes descritos desde R405 hasta 412 se han ajustado experimentalmente.

R415 reduce el efecto de la inductancia LH sobre el amplificador.

La corriente de deflexión (Id) se va a tierra a través de R416 produciendo una tensión Vr tal que:

$$V_{rmax} = R416 \times I_{rmax} = 10 \times 50 \times 10^{-3} = 0.5 \text{ voltios}$$

La corriente por R403 para el máximo valor de tensión de deflexión que corresponde a 1 voltio será I_{rmax}.

$$I_{rmax} = 1 / R403 = 1 / 4.7 \times 10^3 = 0.213 \text{ miliamperios}$$

RV401 deberá ajustarse para que la corriente I_{rmax} genere 0.5 voltios a través de R404 + RV401, para esto:

$$RV401 = 0.5 / I_{rmax} - R404 = 0.5 / 0.213 \times 10^{-3} - 1 \times 10^3 = 1.347 \times 10^3$$

R417 y R418 forman un divisor de tensión para los voltajes positivos o negativos en RV403. Este voltaje variará dentro del rango v_p .

$$\begin{aligned} V_p &= \pm V_{cc} \times R_{418} / R_{417} = \pm 12 \times 330 / 330 \times 10^{-3} \\ &= \pm 0.0012 \text{ voltios} \end{aligned}$$

V_p permite variar la posición vertical del trazo.

4.5. Control de tubo de rayos catódicos.

Está formado por 2 etapas: ALTA TENSION Y CONTROL DE TUBO.

4.5.1. Alta tensión.

La alta tensión, se genera a partir de un Inversor de voltaje que opera junto con el transformador de FLY BACK. Adicionalmente, se utiliza el inversor para generar las tensiones alternas para controlar el tubo. La figura 4.19. muestra el circuito correspondiente.

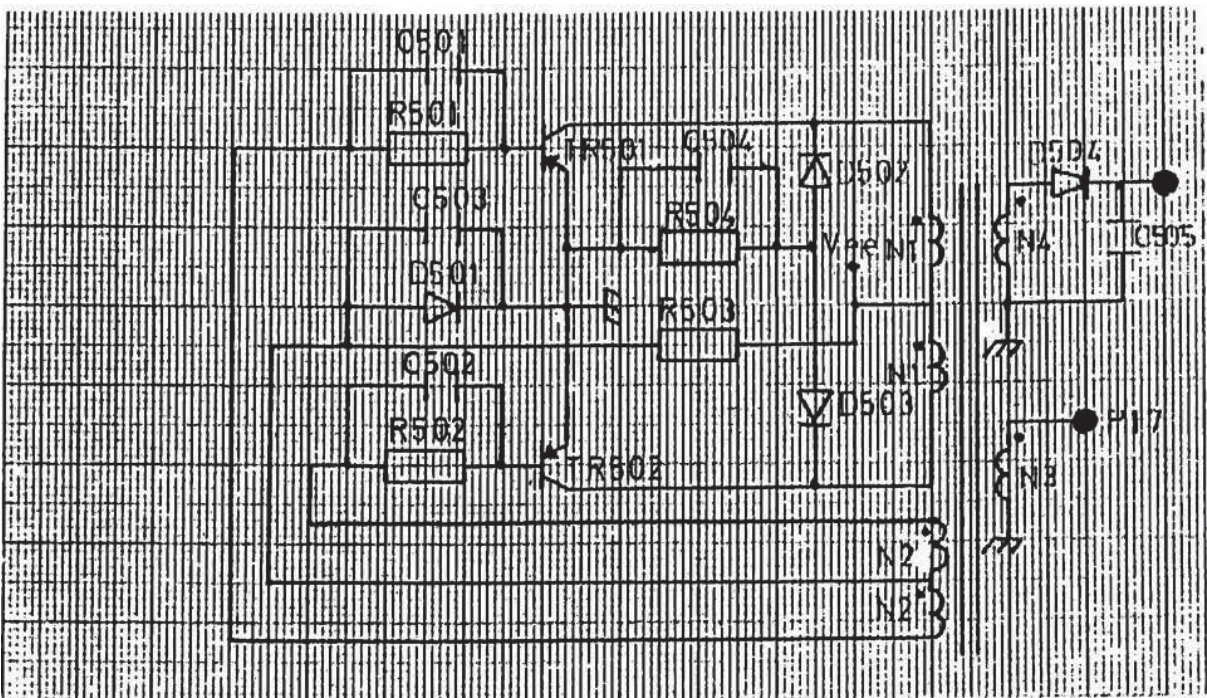


Figura 4.19. ALTA TENSION.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de operación (Ta)	25 °C +/- 20 °C
Frecuencia de operación	10KHz

Alta tensión (HT) : 3000 voltios
Tensión de control de tubo : 300 voltios
Densidad de flujo saturado (BS): 4000 gauss
Area de Núcleo de Ferrita (A) : 1 cm².

COMPONENTES

TR501,2	Transistor	2N6107
D501,2,3	Diodos	1N4001
D504	Diodo	HS 9 / 1 - 5N
R501,2	Resistencias	27 1W 10% alambre
R503	Resistencia	1K 1W 5% carbón
R504	Resistencia	10K 1W 5% carbón
C501,2,3	Condensadores	0.047u 100V 20% mylar
C504	Condensador	0.1u 100V 20% mylar
C505	Condensador	470p 5KV cerámica
T501	Transformador de ferrita	N1=8, N2=4, N3=150, N4=2000

CALCULOS

La frecuencia del inversor de alta tensión (f) será:

$$\begin{aligned} f &= V_{cc} \times 10^8 / (4 \times BS \times A \times N1) \\ &= 12 \times 10^8 / (4 \times 4000 \times 1 \times 8) \\ &= 9375 \text{ Hz.} \end{aligned}$$

N4 genera la alta tensión para el rectificador y el filtro.

N3 genera la tensión alterna para el control de tubo.

4.5.2. Control de tubo.

El control de tubo se hace a partir de la tensión AC del inversor de alta tensión, para en control de BRILLO y para el control de FOCO. Adicionalmente se controla el apagado del trazo en el retorno por medio de cambiadores de nivel de tensión formados por transistores. La figura 4.20. muestra el circuito correspondiente.

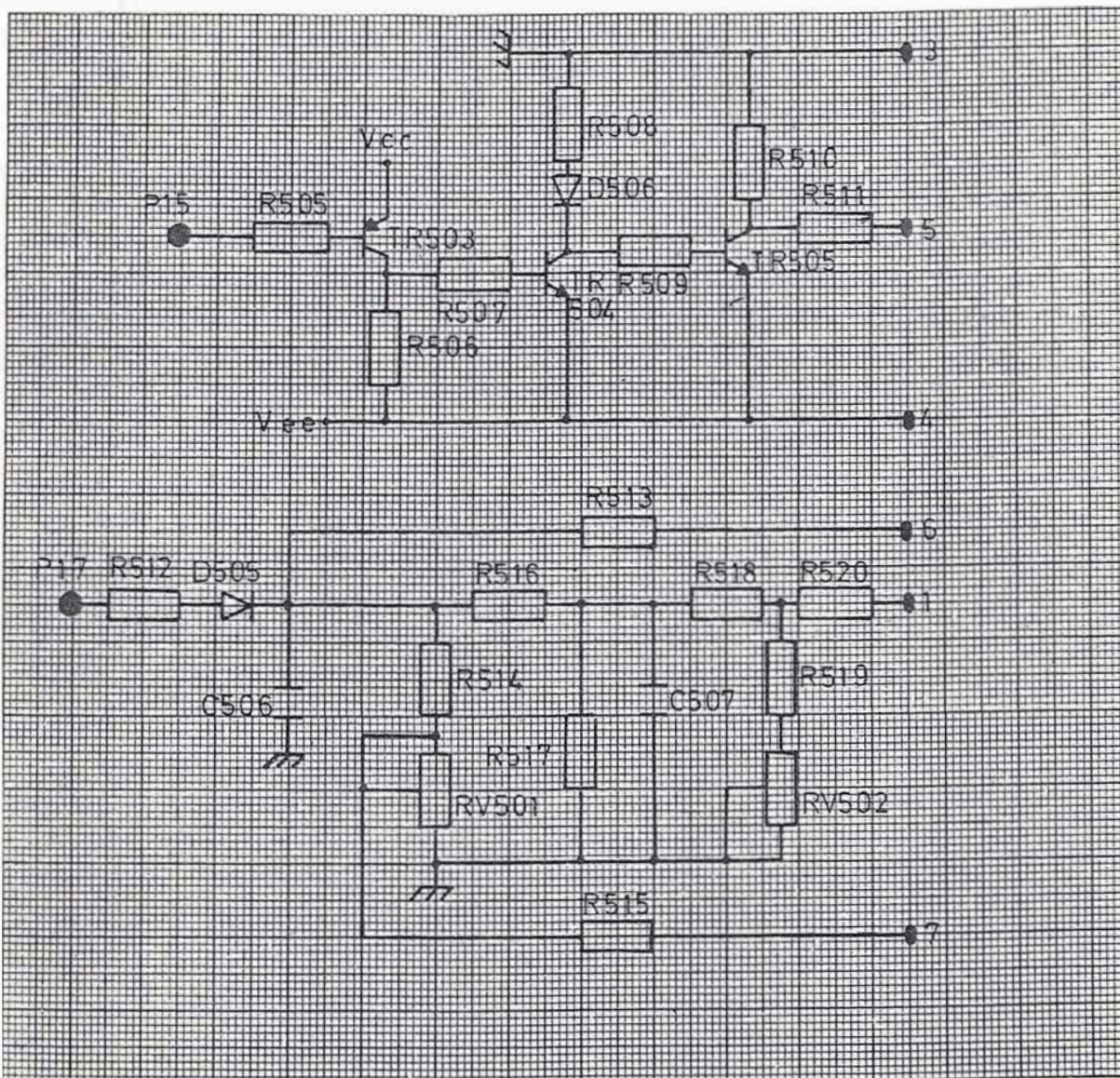


Figura 4.20. CONTROL DE TUBO.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de operación (Ta) 25 °C +/- 20 °C

Fuente de alimentación (Vcc,Vee): +/- 12V

Tensión AC 300V

COMPONENTES

TR503	Transistor	2N3906
TR504,5	Transistores	2N3904
D505,6	Diodos	1N4001
R505	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
R506	Resistencia	10K 1/4W 5% carbón
R507	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
R508	Resistencia	4.7K 1/4W 5% carbón
R509	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
R510	Resistencia	4.7K 1/4W 5% carbón
R511	Resistencia	10K 1/4W 5% carbón
R512	Resistencia	10K 1/2W 5% carbón
R513	Resistencia	10K 1/4W 5% carbón
R514	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
R515	Resistencia	10K 1/4W 5% carbón
R516	Resistencia	150K 1/4W 5% carbón
R517	Resistencia	270K 1/4W 5% carbón
R518	Resistencia	270K 1/4W 5% carbón
R519	Resistencia	10K 1/4W 5% carbón
R520	Resistencia	100K 1/4W 5% carbón
RV501	Potenciómetro	1M 10% carbón

RV502	Potenciómetro	500K	10%	carbón
C506	Condensador	0.1M	300V	cerámica
C507	Condensador	0.22M	300V	cerámica

CALCULOS

El tubo se controla por medio de los potenciómetros RV501 y RV502. RV501 es el ajuste de FOCO y RV502 es el ajuste de BRILLO. Ambos potenciómetros son externos.

El circuito formado por TR601, TR602 y TR603 es un desplazador de nivel para apagar el trazado durante el retorno del barrido.

4.6. Fuente de poder.

Está formado por un sólo bloque: FUENTE DE PODER.

4.6.1. Fuente de poder regulada.

Las tensiones DC se obtienen a partir de una fuente regulada que proporciona + 12 voltios y - 12 voltios.

Adicionalmente proporciona + 9 voltios y - 9 voltios sin regular para alimentar las etapas de salida de los amplificadores de deflexión. La figura 4.21. muestra el circuito correspondiente.

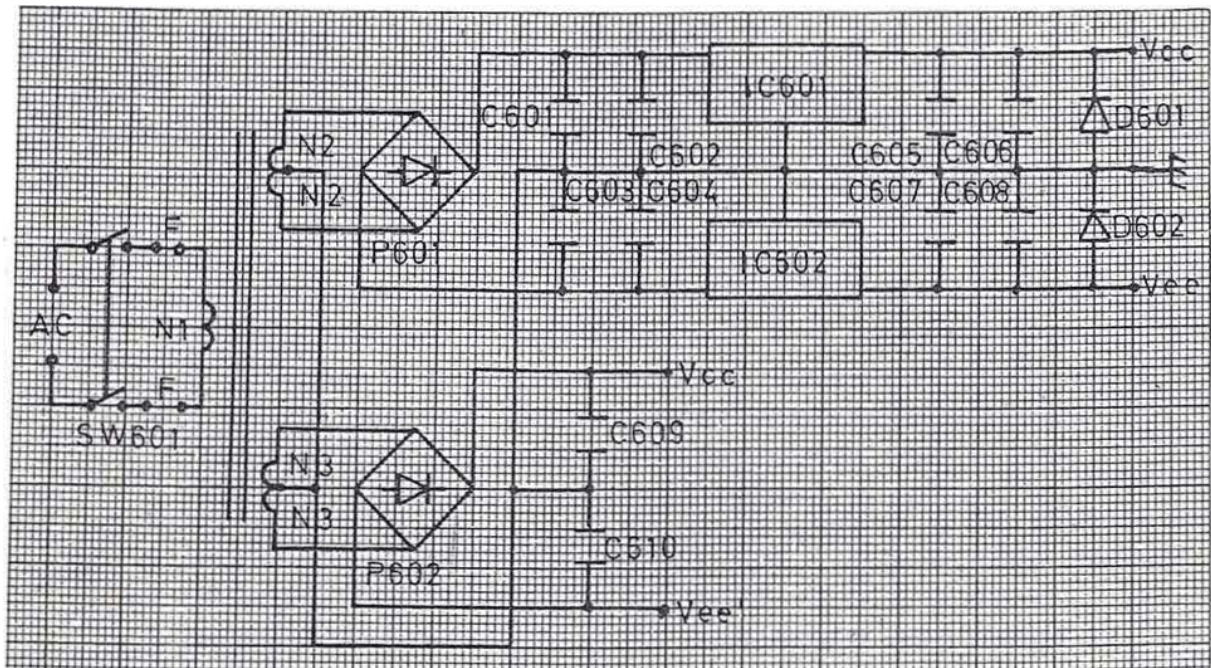


Figura 4.21. FUENTE DE PODER.

ESPECIFICACIONES

Temperatura de operación (T_a): 25 °C +/- 20 °C

Tensión de Entrada 220V 60Hz
Tensiones de Salida (Vcc,Vee): +/- 12V regulados
 (Vcc',Vee'): +/- 9V sin regular
Consumo de corriente DC (Vcc): 250 miliamperios
 (Vee): 750 miliamperios
 (Vcc'): 1.5 amperios
 (Vee'): 1.5 amperios

COMPONENTES

IC601	12V Regulador de voltaje MC7812	
IC602	12V Regulador de voltaje MC7912	
P601	Puente rectific 4 A	2KBP04
P602	Puente rectific 8 A	UPI8206
D601,2	Diodos	1N4001
C601,3	Condensadores	2200u 50V 20% elect.aluminio
C602,4	Condensadores	0.1u 100V 20% mylar
C605,7	Condensadores	33u 25V 20% elect. aluminio
C606,8	Condensadores	0.1u 100V. 20% mylar
C609,10	Condensadores	22000u 16V electr aluminio
T601	Transformador N1=800, N2=53, N3=36	

CALCULOS

El consumo total de Potencia del Equipo será la suma de las potencias consumidas por cada fuente de tensión.

$$12 \times 0.25 + 12 \times 0.75 + 9 \times 1.5 + 9 \times 1.5 = 39 \text{ vatios}$$

Un transformador de 100 vatios será suficiente para alimentar los circuitos.

El Puente Rectificador P602 deberá llevar disipador térmico para evitar sobrecalentamiento; lo mismo que los reguladores IC601 e IC602.

CAPITULO V

PRUEBAS Y OBSERVACIONES

El MONITOR CARDIACO diseñado, ha sido construido a partir de un televisor monocromático de 8 pulgadas NATIONAL; del cual se ha utilizado los siguientes componentes básicos:

a) PANTALLA

La pantalla es de poca persistencia, y no es posible ver el trazo completo durante todo el barrido; sin embargo, aumentando el brillo del trazo, es posible obtener una imagen de persistencia aceptable. La mejor forma de mejorar la persistencia es cambiar el revestimiento interno a uno de mayor persistencia tal como P7. Este proceso es simple y da buenos resultados.

b) CIRCUITOS DE CONTROL DE BRILLO Y FOCO.

Se han usado sin modificaciones, pero conectados a una de las salidas del transformador de alta tensión.

c) RECTIFICADOR DE ALTA TENSION

Se ha utilizado los mismos componentes ya que el valor de la alta tensión usado, es inferior al que originalmente tenía el televisor.

d) TRANSFORMADOR DE ALTA TENSION

Se ha utilizado el núcleo de ferrita del transformador de alta tensión como elemento integrante del inversor, que genera la alta tensión. Los devanados del primario y del secundario del transformador se han construido en base a los requerimientos del

oscilador. La preparación del SECUNDARIO ha demandado gran cuidado debido a que se necesita alto aislamiento para evitar los arcos de voltaje por la alta tensión que perforan el transformador.

e) BOBINA DE DEFLEXION VERTICAL.

Se ha utilizado sin cambios, ya que los valores de la resistencia DC y la inductancia son aceptables para deflexiones del orden de 1 a 2 centímetros a partir del eje horizontal.

f) BOBINA DE DEFLEXION HORIZONTAL.

Se ha construido de nuevo porque la original está compuesta por varios devanados en paralelo, lo cual reduce la resistencia DC a valores muy pequeños. La nueva bobina tiene la misma forma y dimensiones, y la resistencia DC es mayor.

g) CIRCUITO DE DEFLEXION HORIZONTAL.

Se ha reemplazado por un amplificador de baja frecuencia, bajo ruido y alta capacidad de corriente para manejar las bobinas de deflexión horizontal.

h) CIRCUITO DE DEFLEXION VERTICAL.

Se ha reemplazado por un amplificador de baja frecuencia y bajo ruido para controlar la deflexión vertical.

Todos los otros circuitos, se han construido específicamente para cada una de las funciones requeridas.

El funcionamiento de los circuitos, se ha comprobado, primero por separado y luego ensamblados dentro del equipo. No se ha encontrado diferencias importantes entre los valores calculados y

los valores medidos.

El consumo real de potencia, cuando el MONITOR CARDIACO está en operación, se ha medido como sigue:

para Vcc = 150 miliamperios

para Vee = 800 miliamperios

para Vcc' = 1.2 amperios

para Vee' = 1.2 amperios,

lo cual significa un consumo total de potencia de 33 vatios, valor que está por debajo del total asumido durante el diseño.

La frecuencia de modulación del amplificador de aislamiento ha sido medida en 63500 hertz y la ganancia del amplificador ha sido medida en 45.14. La frecuencia de oscilación del inversor de tensión para alta tensión ha sido medida en 9350 hertz. Los transistores TR501 y TR502 que forman parte del inversor, han requerido disipadores de calor para evitar calentamiento.

Los MONITORES CARDIACOS constituyen una herramienta muy útil en clínicas y hospitales para mantener un control ininterrumpido de la actividad cardíaca de los pacientes. Son diseñados para que trabajen 24 horas al día y por esta razón deben ser equipos muy confiables. Teniendo el MONITOR CARDIACO en la configuración que se presenta en esta tesis, será posible la adición de los muchos accesorios para cumplir funciones auxiliares. Entre los accesorios más utilizados se tiene:

a) MEDIDOR DE FRECUENCIA CARDIACA.

Es un medidor del INTERVALO RR comprendido entre dos ciclos consecutivos de actividad del corazón. Este intervalo es cambiado a voltaje mediante un integrador y luego a frecuencia mediante un conversor V-F. El resultado de la medición se presenta en forma analógica o digital.

b) DETECTOR DE ALTAS Y BAJAS FRECUENCIAS.

Está formado por un par de comparadores de frecuencias, ya sea ANALOGICOS por medio de integradores o digitales si la frecuencia se ha convertido a digital. Este equipo tendrá dos fijadores de límites de frecuencia SUPERIOR e INFERIOR y al pasar estos límites, la frecuencia activará una alarma.

c) DETECTOR DE ARRITMIA.

Consta de un medidor de frecuencia cardiaca con registro de varios ciclos. En base a esto, una adecuada comparación de las frecuencias de hasta 8 ciclos previos, permitirá detectar las variaciones de la frecuencia, activando la alarma correspondiente si las variaciones exceden un margen permitido.

d) INTERFASE CON MODEMS DE AUDIO.

El ELECTROCARDIOGRAMA registrado, se puede pasar hasta un circuito modulador en frecuencia, el cual tendrá la portadora dentro del rango de frecuencias de audio, con el fin de almacenar o transmitir esta información. Un segundo modem que reciba la onda, la demodulará y recuperará el ELECTROCARDIOGRAMA ORIGINAL.

e) CONVERSORES ANALOGICO-DIGITALES.

Las ondas del ELECTROCARDIOGRAMA registrado son filtradas, normalizadas, muestreadas y convertidas a señales digitales de 8 bits, así podrán ser almacenadas en dispositivos semiconductores o magnéticos, procesadas por circuitos lógicos o microprocesadores y transmitidas por cualquier medio.

Finalmente, convirtiendo las ondas del ELECTROCARDIOGRAMA a ondas digitales, se podrá convertir el barrido lento en barrido de alta frecuencia para obtener en pantalla un ELECTROCARDIOGRAMA permanente desplazándose a la misma velocidad que el MONITOR ANALOGICO. Los Principios que se aplican al MONITOR DIGITAL son los mismos que se aplican al MONITOR ANALOGICO.

CONCLUSIONES

Las monografías y tesis sobre equipos electromédicos son muy importantes porque abren un campo muy poco avanzado en nuestro país. Son varias las causas por la que no se ha adelantado mucho en este campo. Entre las principales se tiene las siguientes:

a) Los conocimientos que se requiere para trabajar en este campo no sólo deberán ser técnicos, ya que son necesarios por lo menos los principios fundamentales de fisiología, química y otras ramas necesarias.

b) Los equipos electromédicos deberán ser muy confiables porque tienen relación con la salud de las personas., Esto desalienta a los estudiantes y egresados a trabajar en ellos, sobre todo si previamente no han tenido experiencia en este campo.

c) Las pruebas de los equipos se tendrán necesariamente que hacer con seres vivos y ello requerirá de todos los conocimientos y precauciones necesarios para evitar malos resultados. Todas los conocimientos sobre la interacción del equipo sobre los seres vivos son importantes, entre ellos: CORRIENTES DE ENTRADA DEL EQUIPO, PUESTA A TIERRA DE TODAS LAS PARTES METALICAS DEL EQUIPO PARA EVITAR TIERRAS FLOTANTES, EFECTOS QUIMICOS ENTRE LOS ELECTRODOS Y LA PIEL, CAPACIDADES PARASITAS QUE PUEDAN INDUCIR TENSIONES INDESEABLES, PROTECCION EN CASO DE QUE SE PRESENTEN FALLAS EN EL EQUIPO y sobre todo lo que es más importante, ASESORIA Y SUPERVISION DE PERSONAL MEDICO ESPECIALIZADO.

d) Las señales con que trabajan los equipos médicos son casi

siempre de bajo nivel, lo cual obliga a disponer de amplificadores de muy buenas características, sin embargo el costo de estos amplificadores es alto y no siempre está al alcance de los estudiantes y egresados.

e) Los accesorios para los equipos médicos, casi siempre son muy especializados, por lo que no se pueden adquirir junto con los demás componentes electrónicos. Entre ellos se tiene ELECTRODOS, TRANSDUCTORES OPTICOS, TRANSDUCTORES DE PRESION, PAPEL DE DIMENSIONES ESTANDARIZADAS PARA ELECTROCARDIOGRAMAS, etc.

Es objetivo de la presente tesis contribuir en la medida de nuestras posibilidades a la propagación del interés en trabajar sobre equipos médicos, ya que mientras más trabajos se presenten sobre el tema, más habremos caminado en este todavía desconocido, pero fascinante mundo.

BIBLIOGRAFIA

- 1) GUYTON C. Arthur
Tratado de Fisiologia Medica. Parte III.
- 2) GORDON J.
Introduccion a la electrocardiografia. Capitulo I.
- 3) TEKTRONIX Co. Ltd.
Principles of Physiology. Cap: 5,6
- 4) BURDICK CORPORATION.
Operation Manual 5K/5A Electrocardiograph
- 5) NATIONAL SEMICONDUCTORS
Linear Data Book
- 6) NATIONAL SEMICONDUCTORS
C-MOS Data Book
- 7) MOTOROLA
Semiconductor Data Library - LINEAR
- 8) MOTOROLA
Master Selection Guide and Catalog