



**Escuela Superior
POLITECNICA DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería
en Electricidad y Computación**

**“Construcción de un Simulador de Onda
Cardíaca”**

TOPICO DE GRADUACION

**Previo a la obtención del Título de
INGENIERO EN ELECTRICIDAD
Especialización: Electrónica**

Realizado por
Holguer Hernán Sánchez Arias

1997

AGRADECIMIENTO

Al Movimiento Juvenil Ecuatoriano por todas
las facilidades prestadas

Al Ing. MIGUEL YAPUR, Profesor del Tópico
por toda la ayuda para la realización de este
trabajo.

DEDICATORIA

A la memoria de mi padre, en quien siempre encontré
el apoyo incondicional, a lo largo de mi vida.

A mi madre, mis hermanos y a mis sobrinos.

Les dedico la culminación de mi carrera, y les
comparto la alegría de cumplir un sueño anhelado.

DECLARACION EXPRESA

" La responsabilidad por los hechos, ideas y doctrinas expuestas en esta tesis, me corresponden exclusivamente; y, el patrimonio intelectual de la misma, a la ESPOL."

(Reglamento de Exámenes y Títulos Profesionales de la ESPOL).



HOLGUER SANCHEZ A.



ING. ARMANDO ALTAMIRANO

Presidente del Tribunal



ING. MIGUEL YAPUR

Director de Tópico



ING. RAUL BARRIGA

Miembro del Tribunal



ING. FEDERICO BOZANO

Miembro del Tribunal

OBJETIVO

Este circuito ha sido armado para obtener un simulador de la señal cardíaca la cual será de mucha utilidad, para los técnicos encargados del mantenimiento de los instrumentos médicos, como también para la utilización en un laboratorio para la calibración y determinación de posibles fallas en los electrocardiógrafos, pues por su pequeño tamaño y su fácil manipulación puede ser transportado sin mayor dificultad.

INTRODUCCION

En los capítulos siguientes tenemos una clara explicación de los rangos de variación en las mediciones de los fenómenos biológicos en los cuales indicamos con una tabla de valores los posibles márgenes de las diversas señales que se pueden obtener.

En el capítulo dos se da una breve introducción del sistema circulatorio, de la actividad eléctrica del corazón que es lo que más nos interesa para el diseño del simulador, los potenciales de acción y la actividad eléctrica celular para entender las etapas de excitación celular, como son la polarización y repolarización de las mismas, también tenemos el ciclo cardíaco y una tabla de valores de las amplitudes y la duración de las ondas.

En el capítulo tres se hace una introducción a los electrodos, analizando el circuito equivalente que presentan en la interfaz, y se reseña los tipos de electrodos y las ventajas de cada tipo.

En el capítulo cuatro tenemos el diagrama del circuito separado en sus diferentes etapas, cada etapa es el tipo de onda necesaria para formar la señal cardíaca.

En el capítulo cinco tenemos el análisis de este circuito con una descripción del mismo.

INDICE

CAPITULO I

1.1 Rangos de los fenómenos bioeléctricos.....	1
--	---

CAPITULO II

2.1 El Sistema Circulatorio.....	3
2.2 Potenciales de Acción.....	4
2.3 Registro de la Actividad Eléctrica Celular.....	5
2.4 Ciclo Cardíaco.....	9
2.5 El lectrocardiograma.....	11

CAPITULO III

3.1 Electrodo.....	13
3.2 Electrodo Biopotenciales.....	14

CAPITULO IV

4.1 Diagrama Esquemático del circuito.....	17
--	----

CAPITULO V ANALISIS DEL CIRCUITO

5.1 Regulador de Voltaje.....	25
5.2 Trigger.....	25
5.3 Onda P.....	26
5.4 Onda R.....	27
5.5 Onda S.....	27
5.6 Onda T.....	28
5.7 Sumador.....	28

SEÑALES OBTENIDAS

-Bipolares.....	30
- Unipolares.....	31
- Material Utilizado.....	32
- Conclusiones.....	35
- Anexos.....	36
- Bibliografía.....	39

CAPITULO I

1.1 RANGOS DE LOS FENOMENOS BIOELECTRICOS

El conocimiento de los rangos dinámicos de los fenómenos biológicos es una necesidad primaria tanto del proyectista cuanto del reparador; es fundamental para establecer las necesidades de constante de tiempo, sensibilidad y respuesta en frecuencia de los equipos y para diseñar o elegir los transductores eléctricos adecuados.

Respecto de las constantes de tiempo requeridas, estas pueden variar entre unos 5 mseg para fenómenos rápidos (como por ejemplo, potenciales nerviosos sensoriales) hasta respuestas en C.C. a 0,1 Hz para termometría. La sensibilidad de entrada variará entre $1\mu\text{V}$ para EEG y mV ó hasta 1 Voltio para el caso de utilizar transductores. La relación de tensiones de un fenómeno particular puede ser tan grande como 200 en el caso del EMG ($20\mu\text{V}$ a $4000\mu\text{V}$) este rango plantea severos requerimientos para un registrador gráfico.

A continuación tenemos una tabulación de los fenómenos biológicos primarios, sus características dinámicas y los transductores necesarios para relevarlos.

Aplicación	Características de la señal	Transductor requerido
Electrocardiografía	rango de frecuencia: 0,05 a 1000Hz (usual 0,05 a 100Hz) Tensión: 10 μ V a 5mV (cubre rango fetal)	Electrodos de contacto directo con gel, pasta o crema. Los electrodos de aguja son menos ruidosos.
Frecuencia cardíaca	Rango: 25 a 660p.p.m.; N:60 a 90 p.p.m.	Obtenida del ECG, presión arterial o amplificadores de onda de pulso.

CAPITULO II

2.1 EL SISTEMA CIRCULATORIO

El corazón es un músculo hueco situado entre los pulmones. Se divide en dos partes: la derecha que contiene sangre venosa y la izquierda, que alberga la arterial. Cada una se subdivide a su vez, en dos cavidades, supuestas y llamadas aurículas y ventrículos respectivamente. El corazón del adulto pesa al rededor de 275 gramos.

Los ventrículos están separados de sus aurículas respectivas por orificio; el paso a través del mismo lo regula una válvula. La que separa el ventrículo derecho de la aurícula del mismo lado, se denomina tricúspide, mientras que la del lado opuesto se llama mitral. Los ventrículos presentan además, otro orificio mediante el cual comunican con las grandes arterias, la aorta en el lado izquierdo, y la pulmonar en el lado derecho. Dichos orificios también poseen sus válvulas: la aórtica y la pulmonar, respectivamente.

Las aurículas son unas cavidades más pequeñas, situadas encima de cada ventrículo y comunicadas con ellos a través de las válvulas. La función de las aurículas es principalmente de entrada a los ventrículos, pero también impulsan débilmente la sangre para desplazarla desde las aurículas hacia los ventrículos.

La aurícula derecha presenta, además de la válvula de comunicación con el ventrículo, otros dos orificios donde desembocan las grandes venas que retornan la sangre hacia el corazón, son las venas cavas, superior e inferior, respectivamente. La aurícula izquierda posee cuatro orificios destinados a recibir, mediante las venas pulmonares, procedentes dos de cada pulmón, la sangre ya oxigenada.

Las arterias siempre llevan sangre del corazón hacia el cuerpo; las venas del cuerpo al corazón. La arteria pulmonar a pesar de llamarse arteria, lleva sangre venosa del ventrículo derecho hacia el pulmón, y las venas pulmonares devuelven la sangre oxigenada hacia la aurícula izquierda.

El corazón también necesita un aporte especial de sangre que lleve sustancias nutritivas hacia las últimas células, hacia la última fibra muscular. Las arterias encargadas de esta misión se llaman coronarias, pues forman una verdadera corona colocada en su superficie externa.

Al circuito que nace en el ventrículo derecho y termina en la aurícula izquierda se llama circuito pulmonar o menor.

En cambio al que nace el ventrículo izquierdo, y termina en la aurícula derecha, se lo llama circuito aórtico o mayor.

Los mecanismos especiales del corazón conservan el ritmo cardíaco y transmiten los potenciales de acción a toda la musculatura del órgano para iniciar su contracción: dichos mecanismos al contrario que los músculos ventriculares y auriculares que se contraen fuertemente, sólo se contraen débilmente, ya que contienen muy pocas fibras contráctiles, brindando un sistema excitatorio y de transmisión para la rápida conducción de impulsos a través del corazón.

2.2 POTENCIALES DE ACCIÓN

Los potenciales de acción son cambios repentinos de tipo pursátil del potencial de la membrana, que duran unas cuantas milésimas de segundo.

El potencial de acción puede ser despertado en una fibra nerviosa casi por cualquier factor que aumenta repentinamente la permeabilidad de la membrana a los iones de sodio.

Los potenciales de acción se presentan en dos etapas separadas:

DESPOLARIZACION Y REPOLARIZACION.

2.3 REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELECTRICA CELULAR.

La célula cardiaca tal como cualquier otra del reino animal es negativa por dentro y positiva por fuera en estado de reposo por motivos que no expondremos aquí la figura anterior.

Cuando recibe un estímulo adecuado, mecánico, físico o eléctrico, se despolariza, es decir, luego de un lapso, se invierte las cargas quedando en el interior positivo y en el exterior negativo (figura 1), así permanece un momento y luego se repolariza, es decir, vuelve a acumular cargas negativas por dentro y positiva por fuera, quedando nuevamente en estado de reposo. A fin de estudiar las variaciones temporales de la despolarización y la repolarización de la célula muscular se puede recurrir a los llamados registros "unipolares" o a los registros "bipolares". En el primero, la célula se coloca en una solución adecuada para su subsistencia y emplaza un electrodo llamado indiferente en cualquier punto de la solución y el otro tocando un punto de la célula (electrodo activo). En el registro bipolar ambos electrodos se colocan en extremos diametralmente opuestos de la célula permaneciendo ésta en una solución similar a la anterior.

Los potenciales desarrollados temporalmente pueden ser interpretados como originados por la creación de un dipolo ya que, solo la superficie de la célula, a medida que progresa la despolarización, se desarrollarán cargas en el sector celular que se vaya despolarizando y positivas en el sector celular permanezca en reposo. Como se sabe la máxima diferencia de potencial sobre un dipolo se obtendrá sobre el eje que une las cargas y será nula en dirección perpendicular al mismo.

La forma siempre difásica de la perpendicular con la fase de despolarización (que llamamos QRS) es rápida, mientras que la repolarización (T) es lenta. Las ondas QRS y T tienen la misma polaridad, es decir, ambas hacen deflexionar a un galvanómetro o registrador hacia la misma dirección.

Ello es debido a que, por particularidades fisiológicas propias de las células miocárdicas de los ventrículos, el período isoelectrico ST, o sea el período de descanso que media entre la despolarización y la repolarización, de las células cercanas al endocardio, es mayor que el que corresponde a las situadas en la zona subepicárdica, de modo que, si bien la despolarización ventricular comienza en el endocardio, la repolarización tiene lugar primero en las células subepicárdicas.

Como podemos considerar que la miocardio se va repolarizando (también despolarizando) en capas (como catáfilos de cebolla) desde el epicardio hacia el endocardio, resulta que en un momento dado habrá varias capas positivas que envuelven el resto de las capas que aún se conservan negativas (permanecen despolarizadas). Con ello, el dipolo tisular que ven los electrodos tienen el mismo sentido durante la despolarización que durante la repolarización.

Esta interesante situación se da también en el verdadero registro bipolar electrocardiográfico (en condiciones cardíacas normales). Existen tres registros bipolares y nueve registros unipolares. Desde ya ,si durante el registro unipolar verdadero del corazón humano normal fuese posible poner el electrodo activo sobre el endocardio o sobre el epicardio se recogerán ondas QRS y T de igual dirección, es decir, se registraría un complejo similar al de un registro bipolar. Aunque no es posible colocar el electrodo activo directamente sobre el endocardio o sobre el epicardio, durante la práctica electrocardiográfica unipolar normal puede considerarse que el mismo se apoya sobre seis puntos distintos del epicardio y por lo tanto, registra los accidentes eléctricos que se producen específicamente en dichos puntos del corazón.

Para comprender ahora los fenómenos básicos que aparecen en un electrocardiograma (ECG) real nos remitimos a la siguiente explicación:

El sistema de conducción eléctrica del corazón, formado por haces musculares especializados en la conducción eléctrica, como si se tratara de conductores metálicos que distribuyen la energía a las células miocárdicas contráctiles.

La analogía va más lejos puesto que es como si estos conductores estuvieran asilados en las células que lo circundan y sólo contactan con ellas en un punto donde se haya pelado la vaina

El estímulo eléctrico en el corazón nace en el marcapaso o nódulo sino-auricular (NSA) que es una pequeña formación de tejido muscular especializado, localizado en la aurícula derecha en el sitio de unión de la venocava superior y el atrium.

La acción de este estímulo da origen a una pequeña corriente eléctrica, llamada corriente de excitación u onda de despolarización (onda P). Esta onda se propaga en forma de anillos concéntricos, envolviendo ambas aurículas. Cuando esta onda de excitación arriba a la zona de unión entre la aurícula y el ventrículo derecho debe pasar a través de otro pequeño nódulo llamado nódulo aurículo - ventricular AV, donde la velocidad de propagación es mucho menor que en las aurículas y que en el resto del tejido de conducción; por consecuencia la onda se retarda.

Esto revela en el ECG por la aparición de un segmento horizontal (isoelectrico, o de voltaje nulo) ya que la energía generada en este nódulo es demasiado pequeña como para captarse con los electrodos externos. En este nódulo AV tiene comienzo el llamado haz de His, el cual es un tejido cardíaco especializado, que presenta una mayor conductividad al paso de corriente que el tejido muscular circundante. El haz de His, que transcurre a través del septum (pared interventricular) desprenden tres ramas, dos izquierdas (para el VI) y una derecha (para el VD). Una vez en ellos, estas ramas emiten finas prolongaciones, llamadas fibras de Purkinje, que se entremezclan finalmente con las fibras musculares cardíacas a las que comunican la energía eléctrica a fin de lograr su contracción.

Durante la conducción del impulso desde el comienzo del haz de His hasta las últimas células cardíacas obtenemos una onda llamada QRS, que representa la llamada despolarización ventricular. La forma de complejo QRS nos indicará la dirección de las fuerzas eléctricas desarrolladas en los ventrículos. Los ventrículos, tras un momento de reposo durante el cual permanecen en un estado de despolarización, (segmento ST), comienzan a repolarizarse, partiendo, como la onda de despolarización, desde la punta hacia la base del corazón, siguiendo prácticamente el mismo camino que aquella. Se habrá dibujado entonces otra onda llamada T. La repolarización de las aurículas coinciden con la generación del QRS y por ser de mucho menor voltaje es ocultada totalmente por el mismo.

Además de las ondas descritas, muchas veces aparece luego de la onda T una última onda, U, cuyo origen es desconocido aunque no tiene ningún valor para efectuar ciertos diagnósticos.

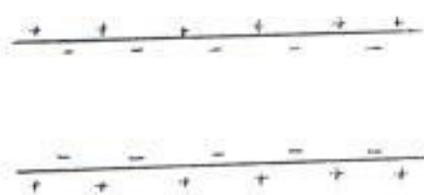


FIG 1

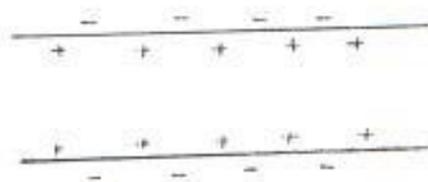


FIG 2

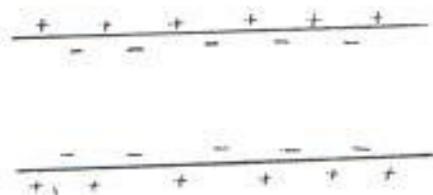


FIG 3

En la figura 1 se indica el estado de reposo de la membrana. Cuando la permeabilidad de la membrana para los iones de sodio aumenta bruscamente, muchos iones de sodio penetran en el interior de la fibra, llevando consigo suficientes cargas positivas, para causar la desaparición total del potencial normal de reposo y generalmente bastantes cargas para generar un estado positivo dentro de la fibra, este proceso es conocido como DESPOLARIZACION. Figura 2

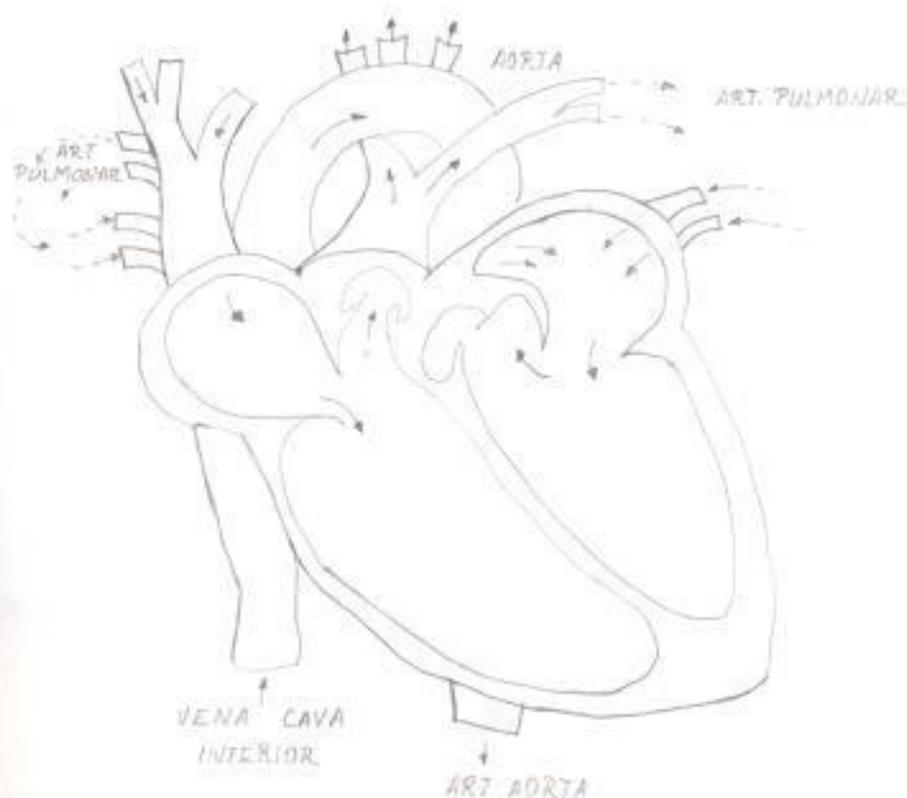
El potencial positivo que se desarrolla momentáneamente dentro de la fibra, se llama POTENCIAL DE INVERSION. Casi inmediatamente después que se lleva a cabo la despolarización, los poros de la membrana se hacen impermeables a los iones de sodio, pero al mismo tiempo, mucho mas permeables de lo normal a los iones de potasio; por lo tanto los iones de sodio ya no pasan al interior de la fibra, y en lugar de ellos salen los de potasio por su concentración alta en su interior. En consecuencia, como los iones de potasio tienen un exceso de cargas positivas dentro de la fibra, estos son transportados nuevamente al exterior para así recuperar su potencial de reposo; a este proceso se lo denomina REPOLARIZACION figura 3.

formando una meseta, seguida al término de la misma de una brusca repolarización, la presencia de esta meseta en el P.A. hace que este dure de 20 a 50 veces más en el músculo cardíaco que en el músculo esquelético, y también origina un periodo de contracción bastante prolongado.

2.4 CICLO CARDIACO.

El período que va desde el final de una contracción cardíaca hasta el final de la contracción siguiente se denomina CICLO CARDIACO.

Cada ciclo se inicia por la generación espontánea de un potencial de acción en el NODO SINO ATRIAL (nodo S.A.), el cual es el marcapasos natural del corazón y produce una señal eléctrica periódica de 72 ciclos por minuto normalmente en una persona adulto.



Este nodo se encuentra localizado en la pared posterior de la aurícula derecha, cerca de la abertura de la vena cava superior; el potencial viaja rápidamente por ambas aurículas hacia los ventrículo, hay un retazo de más de 0,1 segundos ente el paso del impulso cardíaco a través de las aurículas y luego a través de los ventrículos; esto permite que las aurículas se contraigan antes que los ventrículos, con lo cual impulsan sangre hacia los ventriculos antes de producirse la contracción ventricular enérgica.

Así las aurículas actúan como bomba de cebamiento para los ventriculos, y estos luego proporcionan la fuerza mayor para desplazar la sangre por todo el sistema vascular.

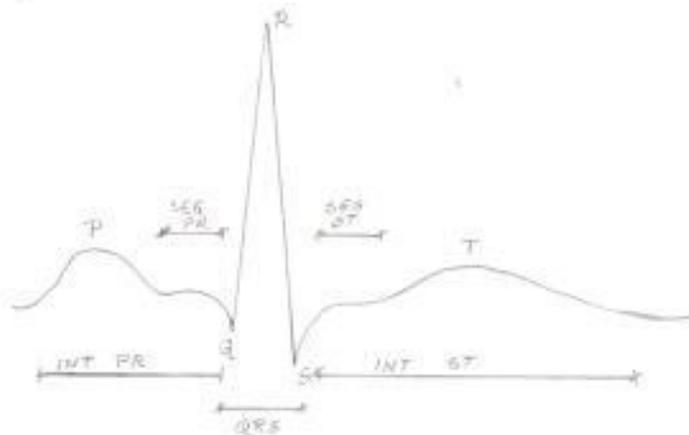
El ciclo cardíaco incluye un periodo de relajación denominado DIASTOLE, seguido de contracción llamada SISTOLE.

Algunos valores normales para las amplitudes y duración de los parámetros del ECG. son los siguientes:

AMPLITUDES:	ONDA	P	< 0,25 mV
	ONDA	R	Va-Vb < 2,7 mV
	ONDA	Q	25% de la onda R
	ONDA	T	< 0,8 mV

DURACION:	INTERVALO	P-R	0,12 a 0,20 seg.
	INTERVALO	QRS	0,07 a 0,10 seg.
	INTERVALO	P	< 0,11 seg.

2.5 EL ELECTROCRDIOGRAMA.



Cuando las mediciones de potencial eléctrico entre el brazo derecho y el brazo izquierdo se amplifican, la señal del Electrocardiograma tiene la forma del gráfico anterior.

Cada una de las tres ondas complejas P, QRS y T corresponden a un evento electrofisiológico particular. El inicio del ciclo eléctrico toma lugar debido al nodo sino atrial (SA), que es el marcapasos natural del corazón.

Se trata de un gráfico de las variaciones de voltaje del corazón en función del tiempo registrado por el electrocardiógrafo en la superficie corporal.

La onda P es causada por la disminución de la despolarización en la aurícula y va seguida por la contracción de esta cámara, esto causa un ligero aumento en la curva de presión auricular inmediatamente después de la onda P.

Aproximadamente después de 0.16 segundos de iniciada la onda P, aparecen las ondas QRS a consecuencia de la despolarización de los ventrículos, que inicia la contracción de los mismos y hace que la presión en su interior empiece a elevarse según se aprecia en la figura, por tanto el complejo QRS empieza poco antes de iniciarse la sístole ventricular.

La onda T ventricular del electrocardiograma, representa la etapa de repolarización de los ventrículos, cuando las fibras musculares correspondientes empiezan a relajarse, por lo tanto la onda T ocurre antes de terminar la relajación ventricular.

CAPITULO III

3.1 ELECTRODOS

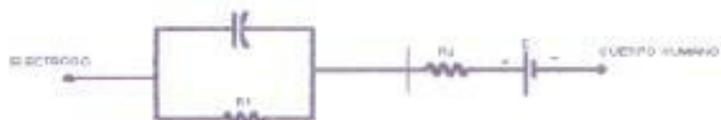
Los transductores o sensores que detectan radiaciones electroquímicas en un organismo vivo se llaman electrodos, como la mayoría de las mediciones biomédicas se relacionan con los potenciales de reposo y acción de las células, y estos son de carácter iónico o electroquímico, se comprende que los transductores más usados en bioinstrumentación son, sin duda los electrodos.

Los electrodos son dispositivos conductores, que permiten el paso de corriente desde el lugar donde la señal se origina hasta donde va a ser procesada. El material conductor de los electrodos debe, además, ser químicamente inerte ante las sustancias del organismo vivo con las que va a estar en contacto. La forma y el tamaño del electrodo deben minimizar los artefactos (ruido, interferencia) causados por el movimiento del paciente.

Existen dos grandes grupos de electrodos: a) Electrodos de biopotenciales y b) Transductores químicos. En ambos se aplica el principio de que, en ciertas interfaces químicas, aparece un potencial, llamado potencial de electrodo.

3.2 ELECTRODOS DE BIOPOTENCIALES.

Son electrodos usados para la medición de potenciales bioeléctricos. En ellos el potencial de electrodo corre en la interfaz de un metal y de un electrolito. Dicho potencial de electrodo es proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo. La doble capa de carga en la interfaz actúa como un capacitor de modo que el circuito equivalente del electrodo biopotencial en contacto con el cuerpo humano consiste de una fuente de voltaje en serie con una red resistiva-capacitiva del tipo mostrado en la figura:



Circuito equivalente de la interfaz del electrodo de biopotencial.

Como la medición de los potenciales bioeléctricos requiere dos electrodos, el voltaje medido es realmente la diferencia entre dos potenciales instantáneos de los dos electrodos, como se muestra en la figura:

Si los dos electrodos son del mismo tipo, la diferencia es usualmente pequeña y depende esencialmente de la diferencia real de los potenciales iónicos entre los dos puntos del cuerpo de donde se están tomando las mediciones.

Sin embargo, los dos electrodos son diferentes, esto puede producir un voltaje de significativo que causaría un flujo de corriente a través de ambos electrodos y del circuito de entrada del amplificador al cual están conectados. El voltaje dc debido a la diferencia en potenciales de electrodo es llamado voltaje offset de electrodo, el cual se puede disminuir a un mínimo usando electrodos del mismo tipo.

Además de este voltaje offset de electrodo, los experimentos han mostrado que la actividad química que ocurre dentro de un electrodo puede causar fluctuaciones de voltaje que aparecen sin que exista señal fisiológicas. Estas fluctuaciones producen ruido el cual pueden reducirse con el uso de electrodos de un material apropiado: Plata-Cloruro de plata es el más apropiado de todos.

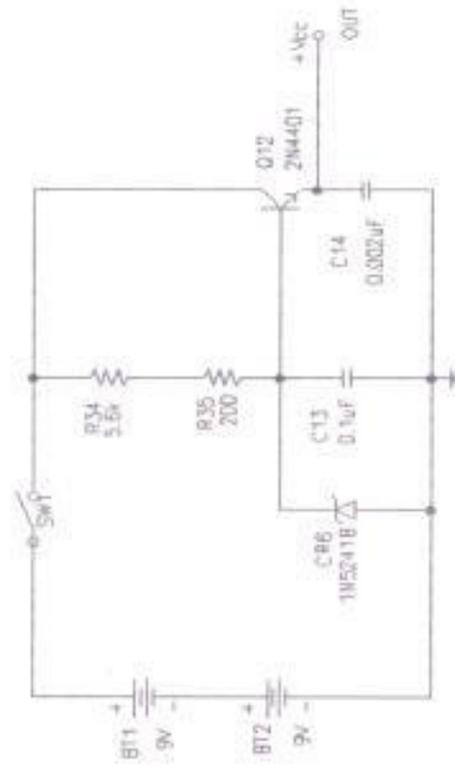
Las redes resistivo- capacitivas de las figuras anteriores, representan la impedancia de los electrodos (una de sus características más importantes) como valores fijos de resistencia y capacitancia. En realidad esta impedancia no es constante, pues depende de la frecuencia por efecto de la capacitancia. Además, tanto el potencial de electrodos como la impedancia varía por efecto de la llamada polarización.

El tamaño y el tipo de electrodo son también importantes en determinar la impedancia del electrodo. Los electrodos más grandes tienden a tener impedancias más bajas. Los electrodos de superficie tienen generalmente impedancias de 2 a 10 kilo ohmios, mientras que los pequeños electrodos de aguja y los microelectrodos tienen impedancias mucho mayores.

CAPITULO IV

DIAGRAMA ESQUEMATICO DEL CIRCUITO

REGULADOR DE VOLTAJE



CAPITULO V

ANALISIS DEL CIRCUITO

Analizaremos el circuito de acuerdo a cada bloque.

5.1 REGULADOR DE VOLTAJE.

En la etapa de la regulación de voltaje tenemos que para energizar este circuito debemos cerrar el switch S_1 , teniendo entonces que circula corriente por las resistencias R_{34} y R_{35} las cuales me dan una corriente y un voltaje de base para polarizar el transistor Q_{12} el cual trabajara en la parte lineal o en la zona saturación.

El diodo zener 1N5241B por sus características me fija un voltaje en la base del transistor de 11V. Los capacitores C_{13} y C_{14} tenemos para evitar la introducción de ruido.

5.2 EL TRIGGER.

Este circuito disparador esta compuesto por dos potenciómetros de 500k cada uno, marcados en el gráfico como R_2 y R_4 por medio de los cuales realizo el control de la frecuencia de los pulsos y del ancho de los mismos

Los transistores Q_1 y Q_2 se encuentran cortocircuitados la base con el colector de forma que trabajan como un diodo, y los transistores Q_3 y Q_4 realizan el switcheo de la señal que esta conectada al ánodo del PUT 2N6028, el cátodo del mismo esta conectado a tierra por medio de la resistencia R_{10} . A la puerta del PUT esta conectada un tren de pulsos que emite el circuito vibrador de la etapa de la onda p. Este tren de pulsos es filtrado por medio de la resistencias R_{11} y R_{12} y el capacitor C_2 para evitar las armónicas, en serie con un diodo. Se coloca también en paralelo entre el gate y el cátodo del PUT una resistencia R_8 de un mega.

5.3 ONDA P.

Esta tapa esta compuesta por un circuito vibrador, por medio de la carga y descarga del capacitor C_3 que corta y satura a los transistores pnp Q_7 y Q_8 a través de las resistencias R_{17} y R_{14} del cual obtenemos un tren de pulsos con los cuales alimentamos a las diferentes etapas de las ondas R y T. A la salida de esta etapa realizamos un filtrado de la señal por medio de los capacitores C_4 y C_5 y las resistencias R_{18} y R_{15} para dejar pasar las ondas a partir de una frecuencia determinada, evitando las armónicas y la deformación de la señal, conectando en serie el diodo CR₂, para fijar el voltaje.

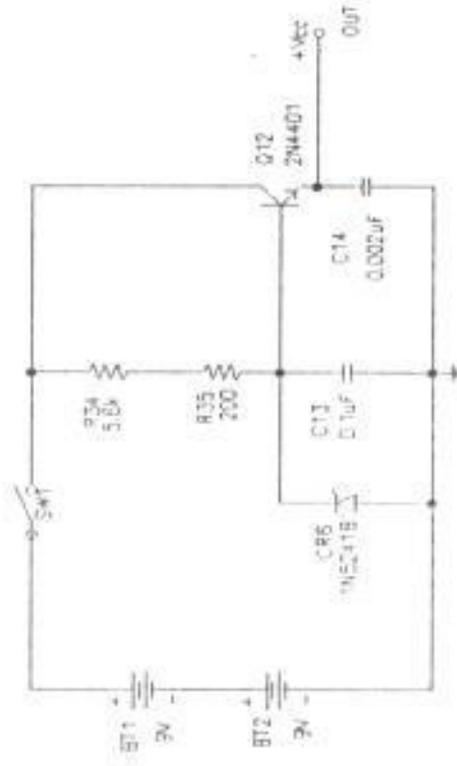
5.4 ONDA R.

Esta etapa esta compuesta por el transistor PNP Q_9 2N3906. El cual está conectado a V_{cc} en su emisor, el cual esta conectado a la base por medio de la resistencia R_{21} . A la base de este transistor se conecta el tren de pulsos de la etapa de la onda P a través del capacitor C_6 . A la salida de este transistor que es el colector se coloca a tierra por medio de la resistencia R_{20} . Al colector conectamos una resistencia R_{22} y un capacitor C_7 que va a tierra.

5.5 ONDA S.

Esta etapa es mas bien un complemento de la etapa anterior onda R, pues de la forma de onda obtenida en la onda R conectamos el capacitor C_8 en serie con la resistencia R_{23} y la mandamos a tierra , y fijamos esta señal por medio del diodo CR_4 . En esta etapa también se coloca la resistencia R_{25} en serie con el diodo CR_3 , conectándolo entre la capacitancia C_8 y la resistencia R_{24} , para realimentar la señal desde la salida de la etapa del sumador.

REGULADOR DE VOLTAJE



-ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL
TOPICO DE ELECTRONICA MEDICA

SIMULADOR CIRCUITO

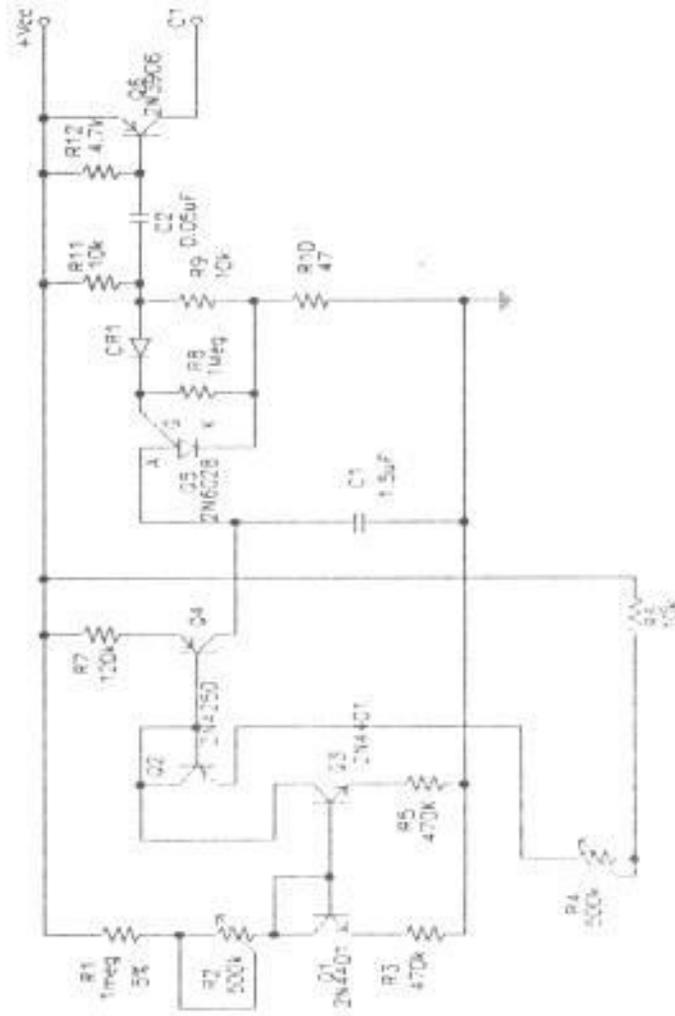
HOLGUER SANCHEZ A

PROFESOR: ING MIGUEL YAPIUR A. A

NOVIEMBRE 15 DE 1997

Page 5 1 of 1

TRIGGER



- ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL
TOPICO DE ELECTRONICA MEDICA

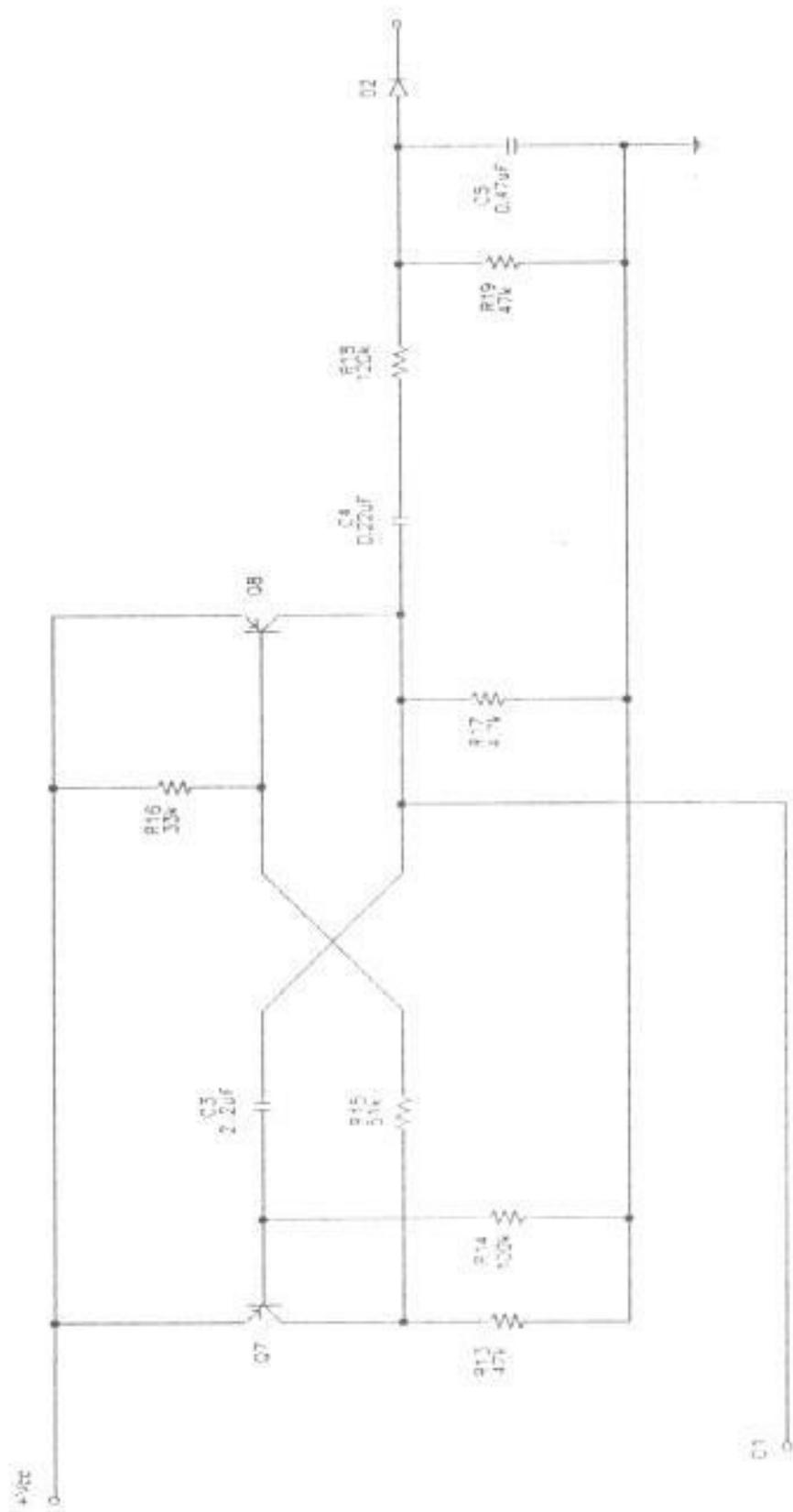
SIMULADOR CARDIACO

HOLGUER SANCHEZ A.

PROFESOR: ING MIGUEL YAPIR A. A

NOVIEMBRE 15 DE 1997.

Page 1 of 1



-ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL
 TOPICO DE ELECTRONICA MEDICA

SMULADOR CARONCO

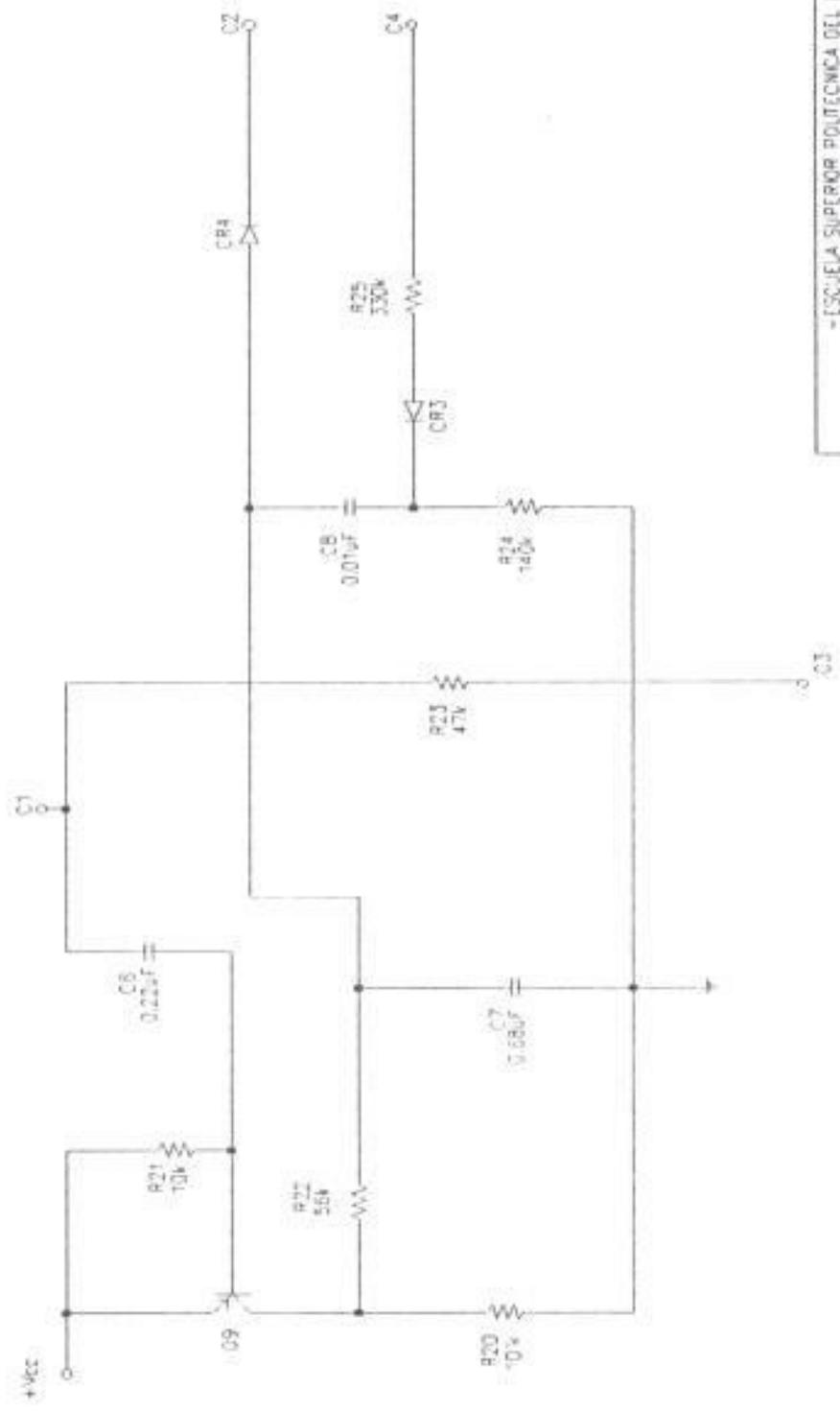
HOLGUER SANCHEZ A.

PROFESOR ING MIGUEL VAPUR A.

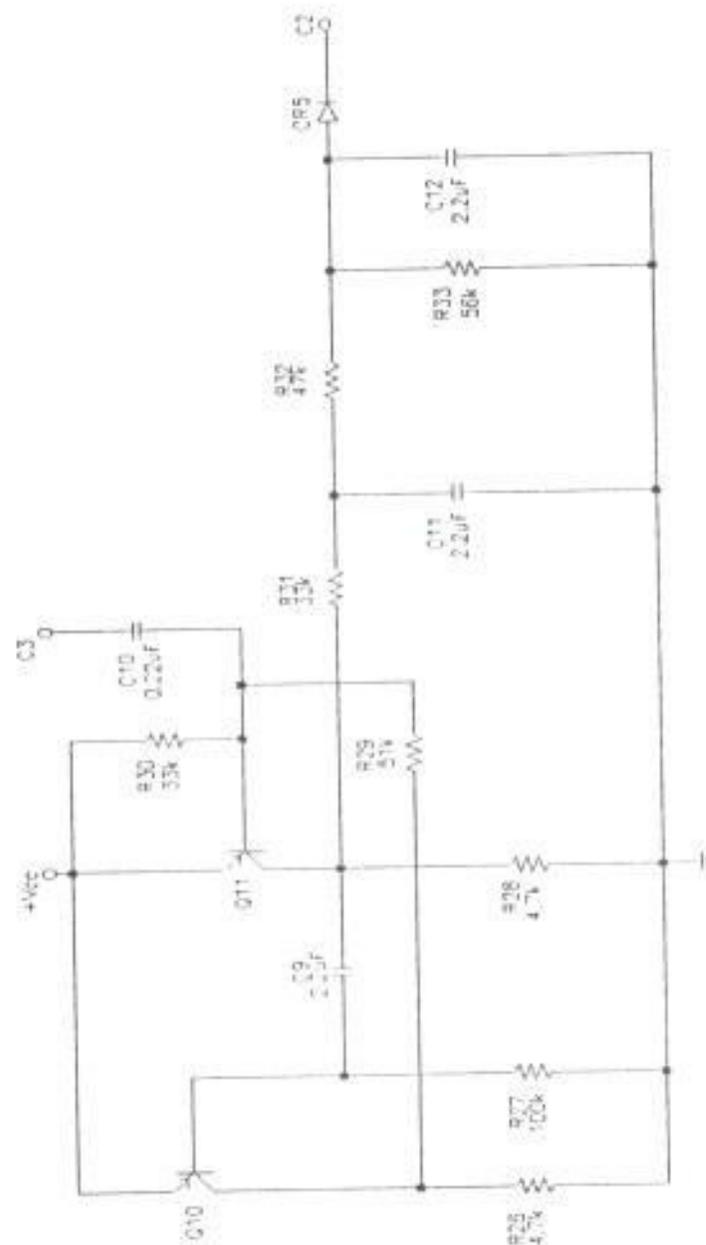
NOVIEMBRE 15 DE 1997

Page 2 of 1

ONDA S



ONDA I

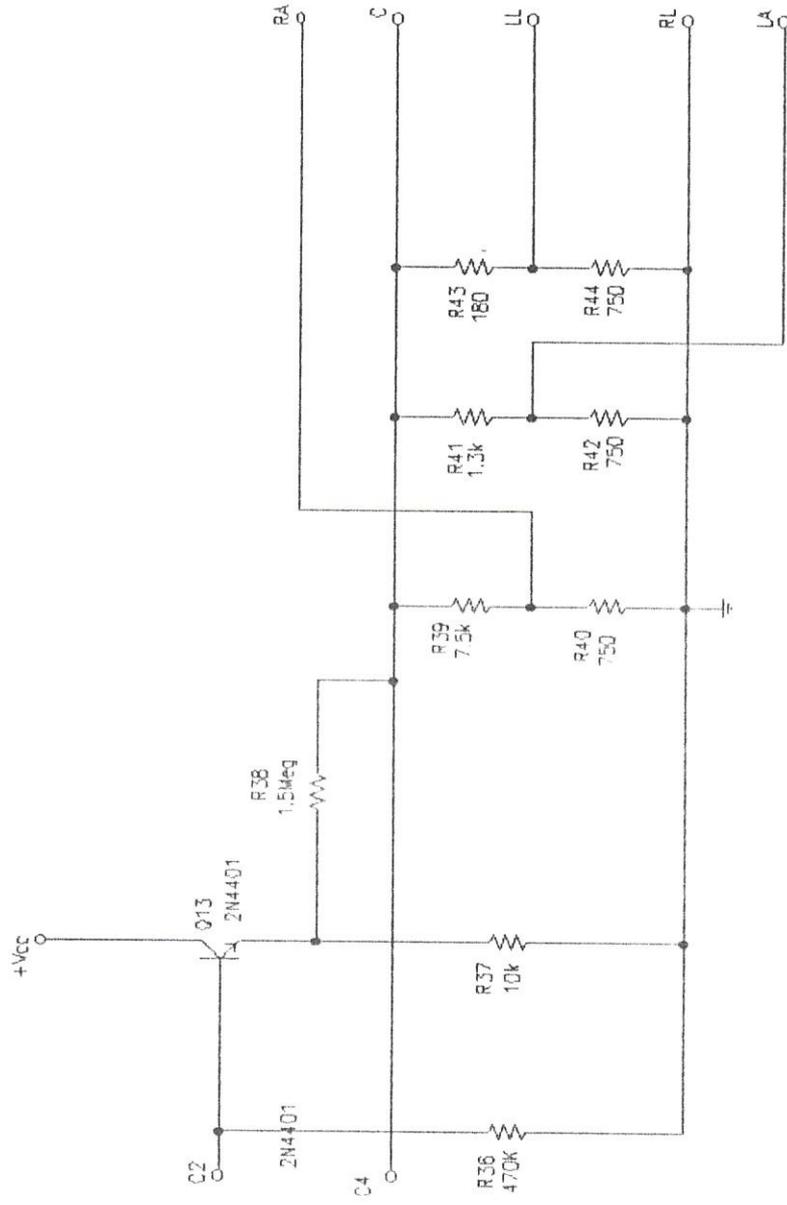


-ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL
TOPICO DE ELECTRONICA MEDICA
SIMULADOR CARDIACO

HOLGUER SANCHEZ A
PROFESOR: NG MIGUEL YAPUR A

NOVIEMBRE 15 DE 1997 Page 4 1 of 1

SUMADOR DE LAS SEÑALES



CAPITULO V

ANALISIS DEL CIRCUITO

Analizaremos el circuito de acuerdo a cada bloque.

5.1 REGULADOR DE VOLTAJE.

En la etapa de la regulación de voltaje tenemos que para energizar este circuito debemos cerrar el switch S_1 , teniendo entonces que circula corriente por las resistencias R_{34} y R_{35} las cuales me dan una corriente y un voltaje de base para polarizar el transistor Q_{12} el cual trabajara en la parte lineal o en la zona saturación.

El diodo zener 1N5241B por sus características me baja un voltaje en la base del transistor de 11V. Los capacitores C_{13} y C_{14} tenemos para evitar la introducción de ruido.

5.2 EL TRIGGER.

Este circuito disparador esta compuesto por dos potenciómetros de 500k cada uno, marcados en el gráfico como R_2 y R_4 por medio de los cuales realizo el control de la frecuencia de los pulsos y del ancho de los mismos



Los transistores Q_1 y Q_2 se encuentran cortocircuitados la base con el colector de forma que trabajan como un diodo, y los transistores Q_3 y Q_4 realizan el switcheo de la señal que esta conectada al ánodo del PUT 2N6028, el cátodo del mismo esta conectado a tierra por medio de la resistencia R_{10} . A la puerta del PUT esta conectada un tren de pulsos que emite el circuito vibrador de la etapa de la onda p. Este tren de pulsos es filtrado por medio de la resistencias R_{11} y R_{12} y el capacitor C_2 para evitar las armónicas, en serie con un diodo. Se coloca también en paralelo entre el gate y el cátodo del PUT una resistencia R_8 de un mega.

5.3 ONDA P.

Esta tapa esta compuesta por un circuito vibrador, por medio de la carga y descarga del capacitor C_3 que corta y satura a los transistores pnp Q_7 y Q_8 a través de las resistencias R_{17} y R_{14} del cual obtenemos un tren de pulsos con los cuales alimentamos a las diferentes etapas de las ondas R y T. A la salida de esta etapa realizamos un filtrado de la señal por medio de los capacitores C_4 y C_5 y las resistencias R_{18} y R_{19} para dejar pasar las ondas a partir de una frecuencia determinada, evitando las armónicas y la deformación de la señal, conectando en serie el diodo CR_2 , para fijar el voltaje.

5.4 ONDA R.

Esta etapa esta compuesta por el transistor PNP Q_9 2N3906. El cual está conectado a V_{cc} en su emisor, el cual esta conectado a la base por medio de la resistencia R_{21} . A la base de este transistor se conecta el tren de pulsos de la etapa de la onda P a través del capacitor C_6 . A la salida de este transistor que es el colector se coloca a tierra por medio de la resistencia R_{20} . Al colector conectamos una resistencia R_{22} y un capacitor C_7 que va a tierra.

5.5 ONDA S.

Esta etapa es mas bien un complemento de la etapa anterior onda R, pues de la forma de onda obtenida en la onda R conectamos el capacitor C_8 en serie con la resistencia R_{23} y la mandamos a tierra , y fijamos esta señal por medio del diodo CR_4 . En esta etapa también se coloca la resistencia R_{25} en serie con el diodo CR_3 , conectándolo entre la capacitancia C_8 y la resistencia R_{24} , para realimentar la señal desde la salida de la etapa del sumador.

5.6 ONDA T.

La etapa de esta onda está compuesta por los transistores pnp Q_{10} y Q_{11} 2N3906, los cuales están siendo alimentados por V_{cc} a través de los emisores, en el transistor Q_{11} se conecta la base a V_{cc} .

A través de la resistencia R_{30} , a la base de este mismo transistor está colocado la señal del tren de pulsos de la etapa de la onda P a través del capacitor C_{10} . La salida de este capacitor conectamos a la base del capacitor Q_{10} a través del capacitor C_9 . Se conecta a tierra los colectores de los dos transistores a través de las resistencias R_{26} y R_{28} . La base del conector Q_{10} también se lo conecta a tierra a través de la resistencia R_{27} . Sin embargo la salida de la señal la obtenemos del colector de Q_{11} , la cual es filtrada por medio de las resistencias R_{31} , R_{32} , y R_{33} , y los capacitores C_{11} y C_{12} . Conectamos en serie a este filtro un diodo CR_5 para fijar la señal de la salida.

5.7 SUMADOR.

La salida de cada una de las etapas se la conectamos a la base del transistor Q_{13} . Al colector del mismo lo conectamos a V_{cc} y al emisor lo conectamos a tierra a través de la resistencia R_{37} . La base de este transistor también conectamos a tierra por medio de la resistencia R_{36} .

A la salida de esta etapa, esta conectada una red de resistencias desde la R_{37} a la R_{44} de las cuales obtenemos las diferentes derivaciones que corresponden a las salidas del simulador.

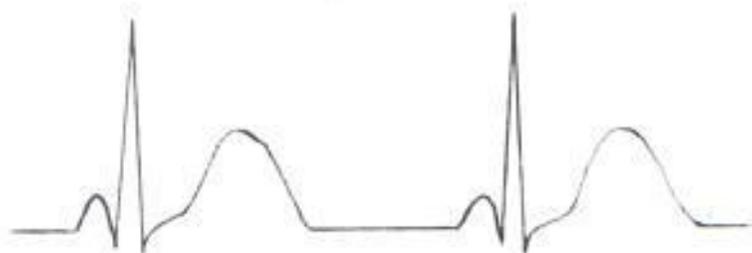
SEÑALES OBTENIDAS

BIPOLARES

I



II



III



UNIPOLARES

a.VR



a.VL



a.VF



LISTA DEL MATERIAL UTILIZADO

RESISTENCIAS

1.5M Ω	1
1 M Ω	2
470K Ω	1
330K Ω	2
140K Ω	1
120K Ω	2
100K Ω	1
56K Ω	1
51K Ω	1
47K Ω	1
33K Ω	1
10K Ω	1
7.5K Ω	1
5.6K Ω	1
4.7 Ω	1

750Ω 3

200Ω 1

POT 500K 2

Todas las resistencias son de ¼ de Wat.

TRANSISTORES

2N4250 2

T1598 2

2N3906 6

2N4401 2

DIODOS

1N914 6

DIODOS ZENERS

1N5241B 1

PUT

2N6098	1
--------	---

CAPACITORES

1 μ F	1
-----------	---

0,005 μ F	1
---------------	---

0,22 μ F	3
--------------	---

2,2 μ F	4
-------------	---

0.47 μ F	1
--------------	---

0.068 μ F	1
---------------	---

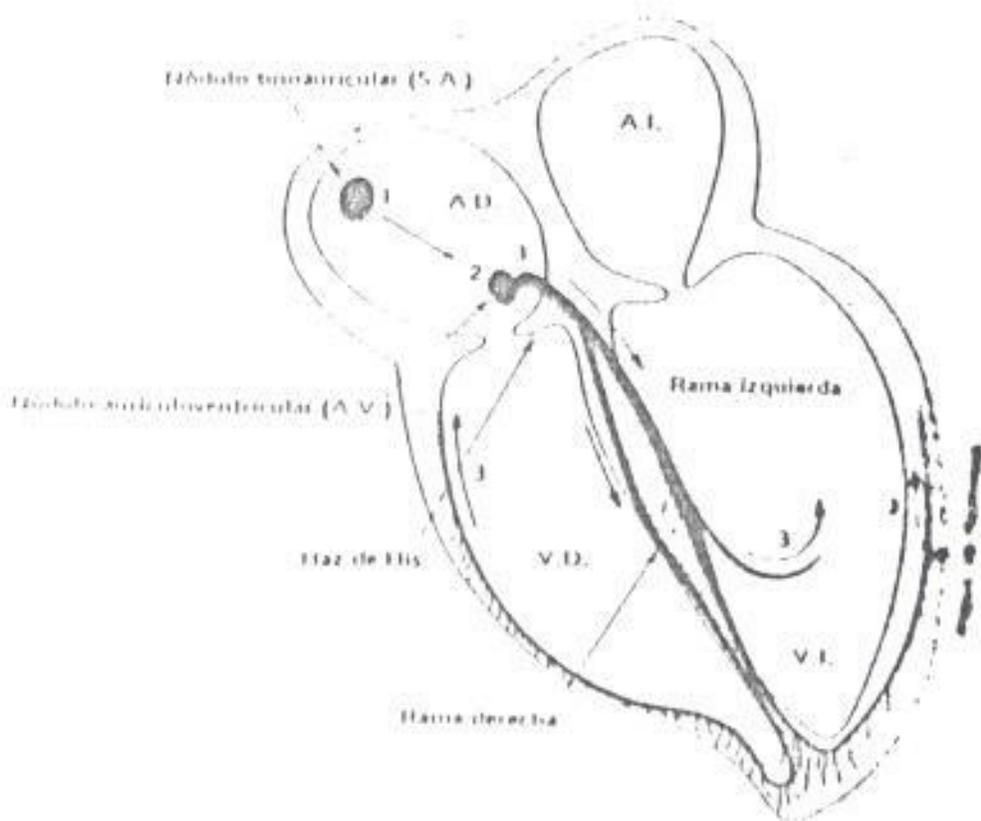
0.01 μ F	1
--------------	---

0.002 μ F	1
---------------	---

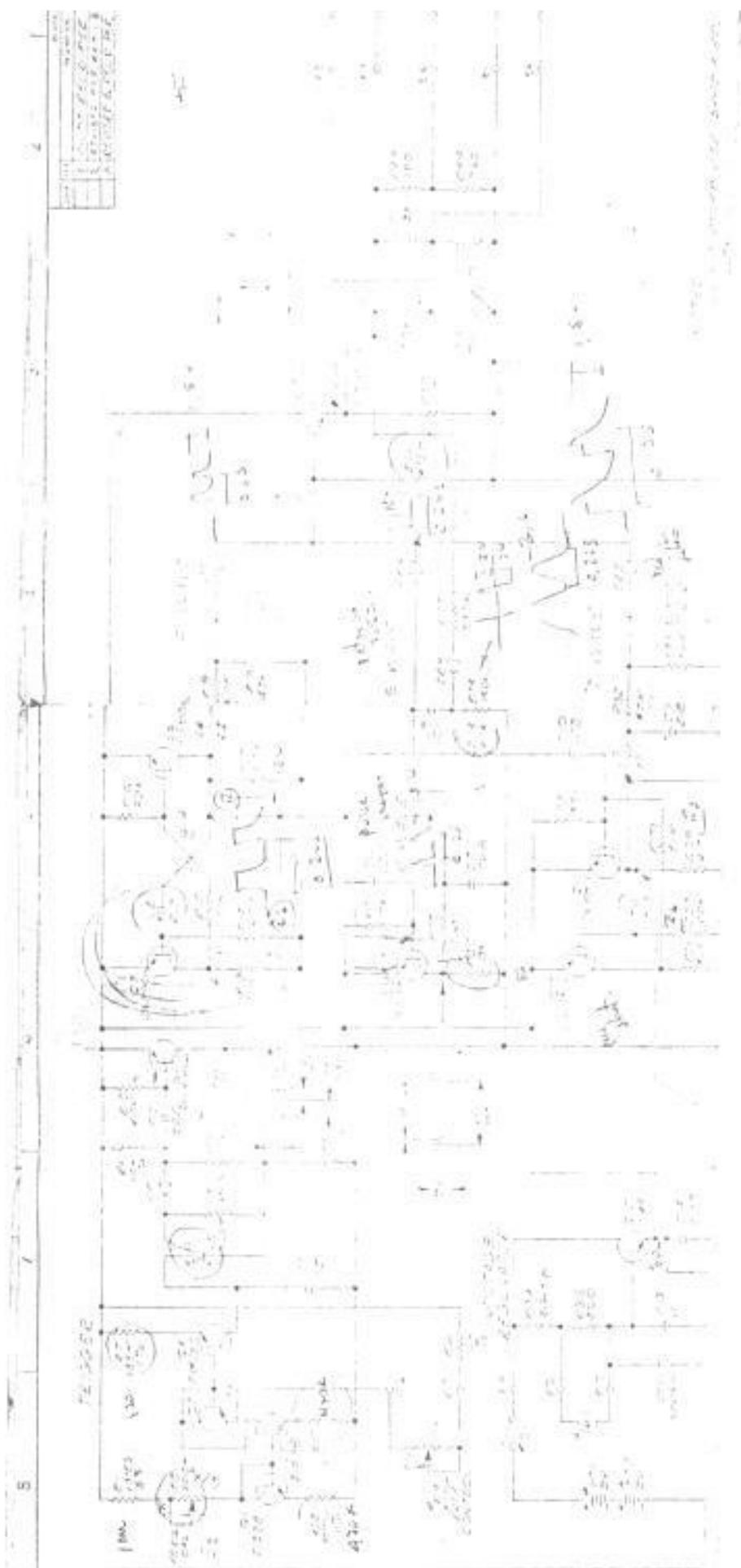
CONCLUSIONES

- Los valores de las señales de cada una de las ondas, tanto en amplitud como en frecuencia están de acuerdo a los valores esperados.
- La señal de la onda cardíaca tiene buena ganancia y es limpia por tanto el circuito está armado correctamente.
- Los elementos utilizados son de valores que se pueden encontrar fácilmente en el mercado y los costos no son elevados.
- El tiempo entre la onda P y el complejo QRS, corresponde al necesario para que la onda de activación simule el traslado desde el nodo sinusal al nodo A-V
- El complejo QRS se debe a la despolarización de la masa ventricular.
- La etapa de las ondas R y S prácticamente es la misma, pues la onda S es la misma onda R, solamente que esta es filtrada nuevamente.
- Los diodos a la salida de las etapas de cada una de las ondas nos permiten asegurar que no se produzca una corriente de reversión.

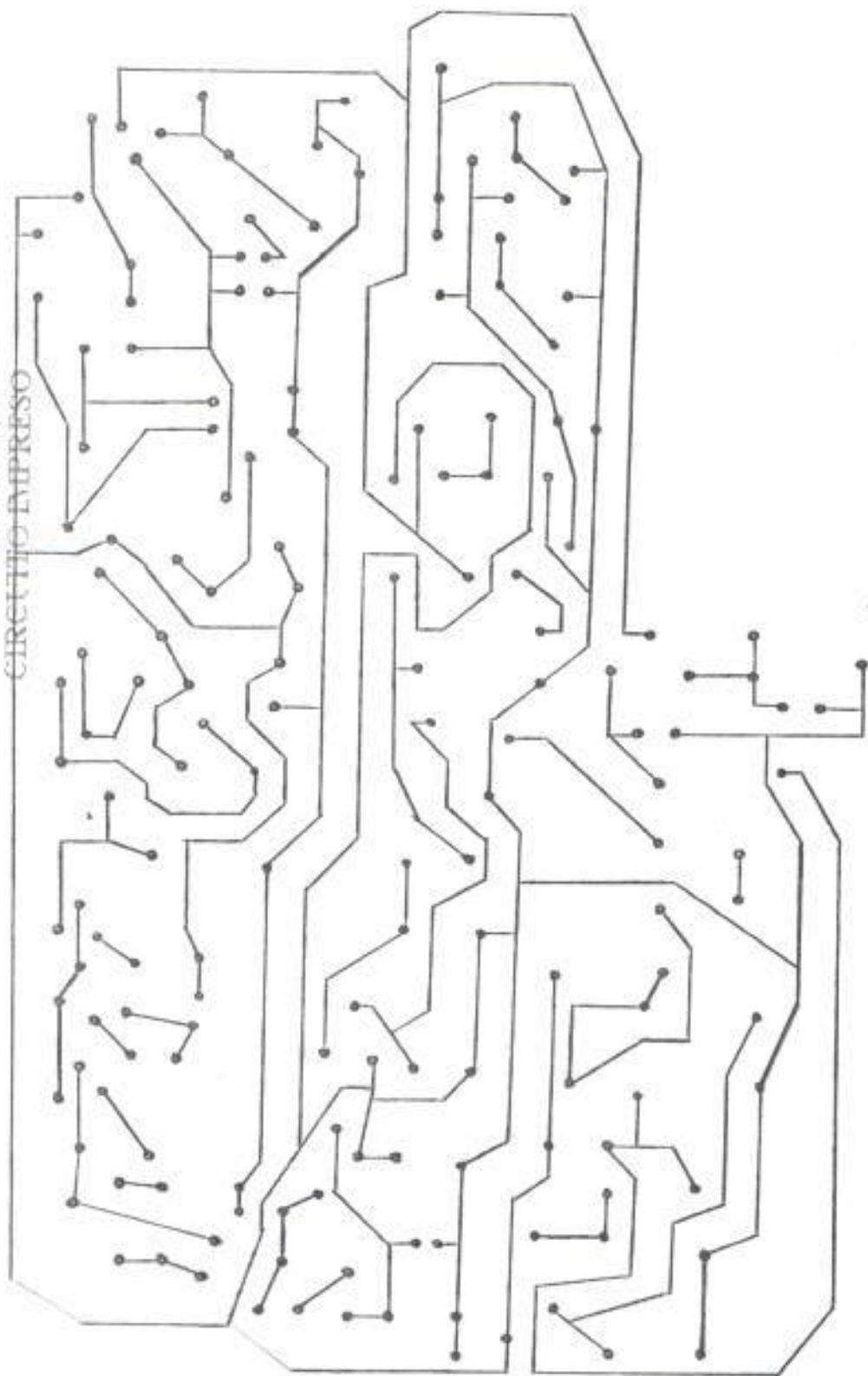
ANEXO I



ANEXO II



ANEXO III
CIRCUITO IMPRESO



BIBLIOGRAFIA

- CARLOS DEL AGUILA, *Electromedicina*, Editorial H.A., 1986
- JOHN G. WEBSTER, *Medical Instrumentation*, Bishop Graphics, 1988.
- BARRY N. FEINBERG, Ph.D, PE, CCE, U.S.A. 1986