

67
Zaj



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN
ELECTROCARDIOGRAFO**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
P R E S E N T A
RUBEN HUERTA TREJO

MEXICO, D. F.

1987



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE.

	<u>PAG.</u>
PROLOGO - - - - -	1
INTRODUCCION - - - - -	2
CAPITULO I ELECTROFISIOLOGIA - - - - -	4
1.1. ELECTROFISIOLOGIA CARDIACA - - - - -	4
1.2. POTENCIAL DE ACCION - - - - -	6
1.3. FASES DEL POTENCIAL DE ACCION - - - - -	8
1.4. PROPIEDADES DE LAS CELULAS ESPECIALIZADAS - - - - -	9
CAPITULO II ELECTROCARDIOGRAMA. - - - - -	12
2.1. NOMENCLATURAS DE LAS ONDAS - - - - -	14
2.2. NOMENCLATURAS DE LOS INTERVALOS - - - - -	16
2.3. RELACION DE LAS ONDAS ELECTROCARDIOGRAFICAS - - - - -	18
2.4. EL PAPEL ELECTROCARDIOGRAFICO - - - - -	20
2.5. RESUMEN DE LA NOMENCLATURA ELECTROCARDIOGRAFICA - - - - -	21
2.6. VALORES NORMALES - - - - -	22
2.7. DESCRIPCION DE LA ONDA P - - - - -	23
2.8. DESCRIPCION DEL COMPLEJO QRS - - - - -	24
2.9. DESCRIPCION DE LAS VARIANTES NORMALES O ANORMALES DEL SEGMENTO ST Y ONDA T - - - - -	25
2.10. LAS VARIACIONES - - - - -	27
2.11. DERIVACIONES PRECORDIALES - - - - -	29

.....

CAPITULO III ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL - - - - -	31
3.1. DESCRIPCION DEL ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL - - - -	32
3.2. LAS POSICIONES ELECTRICAS DEL CORAZON NORMAL - -	34
3.3. ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL DEL LACTANTE Y EL NIÑO-	35
CAPITULO IV LECTURA DEL ELECTROCARDIOGRAMA - - - - -	36
4.1. DETERMINACION DEL RITMO - - - - -	36
4.2. CALCULO DE LA FRECUENCIA CARDIACA - - - - -	38
4.3. EL EJE ELECTRICO - - - - -	39
4.4. LOS EJES DE LAS DERIVACIONES - - - - -	40
4.5. LOCALIZACION DEL EJE ELECTRICO - - - - -	41
4.6. METODO RAPIDO PARA DETERMINAR A SIMPLE VISTA EL - EJE ELECT. APROX. - - - - -	42
4.7. LOCALIZACION DEL EJE ELECTRICO - - - - -	44
4.8. SEMIOLOGIA DEL EJE ELECTRICO- - - - -	45
4.9. TRAZOS CON DEFECTOS O ERRORES EN LA REALIZACION - DEL ECG - - - - -	47
CAPITULO V DISEÑO ELECTRONICO - - - - -	48
5.1. DIAGRAMA DE BLOQUES - - - - -	49
5.2. FUENTES DE ALIMENTACION - - - - -	50
5.3. TRANSDUCTORES - - - - -	52
5.4. EL AMPLIFICADOR DIFERENCIAL - - - - -	53
5.5. CONTROL DEL OFF-SET - - - - -	55

5.6.	PRE-AMPLIFICADOR - - - - -	56
5.7.	FILTRO SUPRESOR DE RUIDO DE 60 HZ - - -	56
5.8.	AMPLIFICADOR - - - - -	59
5.9.	PLANO DEL DISPOSITIVO COMPLETO - - - -	60
CAPITULO VI SEPARACION DE SEÑALES - - - -		61
COMISIONES - - - - -		62
BIBLIOGRAFIA - - - - -		63

P R O L O G O

Dentro de la rama de la medicina Cardiovascular se han utilizado dispositivos electronicos para detectar las - señales del cuerpo humano que ayuden al medico Cardiologo a realizar y hacer el diagnostico más acertado. El - motivo de realizar el presente trabajo es el de Construir un Dispositivo que amplifique dichas señales cardia- cas con más facilidad utilizando medios electronicos - para poder ser representados en un Graficador. Dentro - de la Cardiologia moderna existe la necesidad de cono- cer a traves de registros de superficie los potenciales electricos, este tipo de registros comunmente son llama- dos Electrocardiogramas.

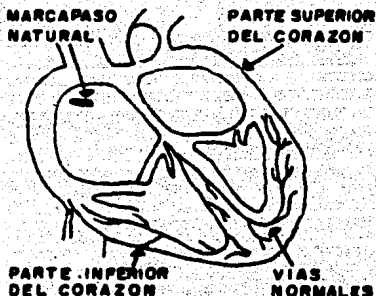
INTRODUCCION

El corazón es un órgano extraordinariamente importante considerado como la bomba del cuerpo humano, esta bomba muscular se contrae rítmicamente más de 100,000 veces al día impulsando y haciendo circular el equivalente a unos 6813 litros de sangre, la que es distribuida a cada una y todas las partes del cuerpo humano.

Antes de poder explicar más ampliamente los potenciales eléctricos del cuerpo humano como consecuencia de los latidos del corazón se debe explicar el funcionamiento del mismo, su mecanismo de control así como el flujo de la sangre.

Este órgano está formado de cuatro cavidades rodeadas de paredes musculares, las cavidades superiores llamadas Aurículas y las dos cavidades inferiores llamadas Ventriculos.

El esquema siguiente nos muestra la constitución del corazón con sus partes esenciales.



De donde se observa que las dos cavidades inferiores son de mayor tamaño y de paredes musculares más gruesas y poderosas que bombean la sangre hacia los pulmones y hacia todo el cuerpo.

La frecuencia de los latidos del corazón está regida por un marcapaso fisiológico que no es más que un cúmulo de células cardíacas especializadas que producen rítmicamente impulsos -

bieléctricos a intervalos regulares produciendo la contracción y el correspondiente bombeo e impulsión de la sangre contenida en los ventriculos denominados volumen sistólico alguna de las fallas que pudieran darse en el corazón, se consideran con alteraciones en el ritmo cardíaco o bien se manifiestan como impulsos potenciales eléctricos fuera de los patrones convencionales de los diagnósticos sons a través de electrocardiogramas o sensores que determinen la actividad eléctrica de los potenciales eléctricos detectados en determinadas zonas del cuerpo humano. De ahí que exista la necesidad de implementar electrocardiografos que censan la actividad eléctrica del cuerpo humano de una optima electrofisiología del corazón, y el fenomeno de la conducción dentro del mismo.

Los trastornos en la formación de los impulsos cardiacos, así como de su conducción eléctrica, se encuentran entre los problemas más comunes e importantes en la cardiología ya que los mecanismos responsables son extremadamente complejos y necesitan de un juicio medico experto, para su tratamiento adecuado. La electrofisiología cardiaca, ha permitido las detecciones eléctricas intracelulares desde la introducción del microelectrodo de Grham Girard, fundamentando así en el entendimiento de los diversos potenciales de acción celulares.

Mucho de lo que se sabe de las arritmias (anomalías del ritmo cardíaco) clinicamente se basa en:

- A) Estudios electrofisiológicos de las propiedades de las células cardiacas aisladas.
- B) Correlación de esos datos con datos clínicos y con las anomalías electrocardiograficas observadas.
- C) El curso clínico de las arritmias y de las respuestas terapéuticas de los pacientes.

Los avances importantes más recientes son el resultado de varios desarrollos técnicos, tales como monitorización continua de ac-

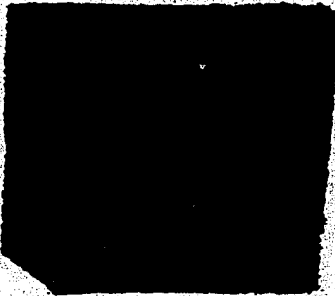
tividad cardiaca en pacientes ambulatorios. La monitorización con el uso de bancos de memoria, los cuales permiten un mejor estudio de los eventos cardiacos en los 30 a 60 segundos previos al inicio de una arritmia o defecto de conducción. La monitorización continua, ha demostrado la gran frecuencia de arritmias ventriculares en pacientes con infarto al miocardio, aneurisma ventricular y enfermedad coronaria.

Una forma de detección de arritmias ventriculares, esta es la que se realiza por medio del electrograma del Haz de His. Determinandose los origenes supraventriculares y ventriculares del ritmo normal.

Los nuevos métodos de investigación electrofisiológicos con la estimulación intercardiaca y el registro de sus respuestas han permitido identificar a los fenomenos de "Re-Entrada", como el mecanismo responsable más frecuente en la Taquicardia auricular Paroxística en lugar de atribuirla a un aumento en la excitabilidad (automatismo), mientras que han demostrado que éste último sea el responsable de las arritmias en condiciones de infarto del miocardio y en toxicidad digitalica, en lugar de fenomenos de "Re-Entrada", como se atribuía inicialmente.

1.1. ELECTROFISIOLOGIA CARDIACA

La excitación del corazón se produce debido a la propagación de un impulso que se inicia en el Nudo-S.A. y que se transmite hacia todas las estructuras cardiacas a través del sistema especializado de conducción en forma secuencial, pasado por los tractos internodales auriculares el Nudo-A-V, el Haz de His, las ramas de Purkinje y finalmente por arborización hasta el musculo ventricular ordinario.



MODO S-A

MODO A-V

RAMOS DER. E IZQ.

FIBRAS DE FUNCIÓN.

En los sujetos normales, el disparo secuencial se encuentra altamente organizado, permitiendo dicho sincronismo la contracción ordenada de las diferentes cavidades cardiacas.

Las células se encuentran interconectadas entre sí y pueden transmitirse un estílo directamente unas a las otras, pero la velocidad de conducción a través del sistema especializado y las diferentes que existen en los períodos refractarios actúan de tal manera que se realiza un acoplamiento entre la excitación y la contracción para generar un gasto cardiaco efectivo.

Los potenciales de acción, la velocidad de conducción y la recuperación de la excitabilidad (período refractario), varían en los diferentes segmentos de la estructura cardiaca, tanto como en las diversas células que componen el sistema de conducción especializado.

lo anterior rinde mecanismo en el que el impulso cardiaco se transmite hacia las diferentes partes de toda la estructura, permitiendo una secuencia apropiada de contracción y que previene la contracción de tipo tetánica, lo que ocurrirá por ejemplo:

Si la estructura estuviese compuesta de musculo tipo estriado. En el musculo de tipo estriado, el período refractario

rio es corto y responde a un impulso unidireccional proveniente de un musculo especifico, en contraste a lo anterior, el periodo refractario en la fibra cardiaca es más prolongado, el impulso se diseña en todas direcciones y no hay prevision nerviosa directa para la estimulación.

1.2. POTENCIAL DE ACCION.

El evento inicial en la propagación de un impulso cardiaco, es la formación de un potencial de acción en las células del nodo S.A. Los eventos eléctricos que conducen a la contracción cardiaca involucran un proceso secuencial, en donde el potencial de reposo de membrana se depolariza y posteriormente se repolariza. El potencial de reposo de la membrana (-90 milivolts), es una manifestación de la asimetría de distribución de sodio y potasio en ambos lados de la membrana celular, siendo el anterior de la célula alto en contenido de potasio y bajo en sodio. Este gradiente electroquímico para el sodio y el potasio se produce por la acción continua de la "Bomba de sodio-potasio", la depolarización secuencial y la repolarización de la célula ha sido dividida en cinco fases convencionales. Las facultades de depolarización del musculo cardiaco a expensas de un estímulo proveniente de una célula vecina por depolarización espontanea se denomina excitabilidad, la cual es máxima justo antes de la depolarización.

La depolarización celular, denominada fase "C", comprende la componente inicial del potencial de acción y ocurre debido a un rápido cambio en las propiedades de permeabilidad de la membrana, ocasionado por el intercambio de iones de sodio al interior ocasionando así un cambio en las polaridades de reposo de la membrana. Las razones intimas del cambio selectivo en permeabilidad de la membrana para el sodio no se conocen con certeza. Lo que se sabe, es que debe existir un canal o poro "En la membrana celular controlados por "compuertas" que permiten los rápidos pasos de corrientes de sodio hacia el interior de la célula --

(fases 0 y 1), La repolarización sigue a continuación en la fase denominada "fase 2" que representa. La terminación del -
 -influjó de iones de sodio, como consecuencia de la disminución de permeabilidad aumentada para iones de sodio.

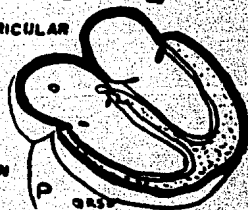
Este fenómeno se continúa con el inicio de una corriente de -
 -iones de calcio, de características más lentas a través de -
 -una vía distinta.

La permeabilidad aumentada en esta fase en la membrana por -
 -los iones de potasio, ocasiona la repolarización. El influjó de calcio a través de los "canales" de calcio, aumenta la bio disponibilidad intracelular del calcio. Lo anterior trae como consecuencia una interacción del calcio con los elementos contráctiles de actina y miosina, resultando una contracción de las fibras, esta secuencia de eventos se denomina acoplamiento de estimulación y contracción.

P: CONTRACCION AURICULAR

QRS: CONTRACCION VENTRICULAR

T: REPOLARIZACION VENTRICULAR



La fase "0" es la relevación rápida que conduce al potencial máximo de reposo de membrana, de -90 milivolts hasta alcanzar los + 45 milivolts, esta dura escasos milisegundos y obedece al influjó rápido de iones de sodio a la célula este incremento de milivolts se acelera, al alcanzar la membrana el valor de -60 milivolts, lo que representa el valor del umbral de estimulación.

La fase "4" es plana en el musculo auricular y ventricular, mientras se observa una curva ascendente en las células del -
 -Nodo S-A. Las fibras de Purkinje y otros segmentos son capaces de desarrollar depolarización espontanea. La componente ascendente de la fase "4" alcanza el valor umbral de polaridad y -
 -así inicia la depolarización.

1.3. " LAS FASES DEL POTENCIAL DE ACCION "

Las cinco fases del potencial de acción son:

A) Fase "0"

La fase "0" comprende la rápida depolarización de la membrana considerando un potencial de reposo de -90 milivolts- el cual se incrementa hasta los -25 milivolts.

B) " 1 "

La fase "1" es corta y representa una repolarización temprana cuando el potencial eléctrico sufre un descenso hasta el valor de 0 volts.

C) " 2 "

La fase "2" es denominada "Meseta" de repolarización, la cual comprende el segmento S-T del electrocardiograma y su duración es de aproximadamente de 150 milisegundos.

D) " 3 "

La fase "3" tiene una duración promedio de 50 milisegundos correspondiente a la onda T del electrocardiograma y termina con la reversión del potencial de reposo.

Durante la Fase "3" la célula es incapaz de responder a cualquier estímulo, sin importar su intensidad (período refractorio) absoluto. En la última parte de la fase "3" al alcanzar de nuevo la membrana el potencial de umbral, las células cardiacas se encuentran relativamente excitables (período relativo) y pueden responder a un estímulo fuerte, ya sea por propagación de una célula vecina o bien por depolarización espontánea temprana del ciclo cardíaco subsiguiente:

B) "4"

En la fase "4" el potencial de acción gradualmente regresa al valor de reposo que es de -90 milivolts en todas las células, excepto en las células especializadas automáticas en las que el voltaje se eleva hasta un umbral de -75 milivolt.

La curva de la fase "4" corresponde normalmente a "0" volts en las células no especializadas mientras que en las especializadas (sistema de conducción) que el resto de las fases.

La fase "4" gradualmente se hace menos negativa y se depolariza al alcanzar un valor umbral que es de aproximadamente de 15 milivolts. Los que pueden generar un potencial de acción espontáneo que se propague en todas direcciones.

1.4. PROPIEDADES DE LAS CÉLULAS ESPECIALIZADAS

Dentro del funcionamiento del corazón se deberá tomar en consideración el conocimiento de las características inherentes de las células especializadas, en las alteraciones del ritmo cardíaco .

ESTAS CARACTERÍSTICAS SON:

- 1.-Automatismo
- 2.-Excitabilidad
- 3.-Conductividad
- 4.-Velocidad de Conducción
- 5.-Estado Refractario
- 6.-Fenómeno de Re-Entrada

1.-Automatismo

Ciertas células del sistema especializado de conducción son capaces de iniciar un potencial de acción espontáneo, el cual estimulará el resto del corazón secuencialmente. El automatismo máximo se encuentra en el grupo celular del Nodo S-A, debido a su lenta depolarización diastólica (durante la fase "4"), tiene una pendiente de mayor grado.

Que las células especializadas en el resto del corazón. La pendiente inherente de la fase "4" tiende a ser de menor grado y más lenta, al descender desde el Nodo S-A hacia el Nodo A-V y el sistema de His Purkinje.

2.- Excitabilidad

La facultad de una célula para responder a un estímulo y de iniciar un potencial de acción se denomina excitabilidad.

El término, también es utilizado para responder a un estímulo que se propaga desde una célula vecina, el potencial de acción sirve como estímulo para excitar células en la vecindad del evento y de esta manera en forma secuencial y ordenada se depolariza toda la estructura cardíaca.

3.- Conductividad

La conducción de un impulso eléctrico de una célula a otra es una propiedad del tejido cardíaco. La velocidad de conducción varía en los diferentes tejidos cardíacos y esta es 100 veces mayor en el sistema de His Purkinje que en el Nodo A-V, esto es la velocidad en el Nodo A-V es de 20 a 30 milímetros por segundo, en el sistema de His Purkinje de 3000 a 5000 milímetros por segundo, y aproximadamente de 500 a 600 milímetros por segundo en el músculo ventricular propiamente.

4.- Velocidad de Conducción.

La velocidad de conducción se relaciona con la magnitud del potencial de acción. La velocidad es más lenta, así como también se menoscaba la rapidez del ascenso en la fase "0" cuando el potencial de reposo es menos negativo. La velocidad de conducción se encuentra también relacionada con la frecuencia cardíaca. La disminución en la pendiente de la curva en la fase "4" aumenta el tiempo entre potenciales de

acción sucesivo y la velocidad de conducción (para los ciclos sucesivos).

5.- Estado Refractorio

La refractoridad consiste en la falta de respuesta a un estímulo nuevo. Debido a que la repolarización ha sido incompleta y que el voltaje del interior de la célula, no se ha hecho lo suficientemente negativo para poder iniciar o propagar un potencial de acción. El estado refractorio se encuentra relacionado con la excitabilidad, en el aspecto de que la célula está totalmente inhibida, cuando el voltaje es menos negativo, que el valor umbral de excitabilidad, y, que ningún estímulo puede provocarle una respuesta que se propague. A esto se le denomina el Estado o Período Refractorio Absoluto.

" ELECTROCARDIOGRAMA "

El electrocardiograma es el registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón. Esta es inclinada por automatismo del grupo celular más rápido, que en condiciones normales es el Nudo Sinusal (ritmo sinusal), aunque en estados anormales pueda iniciarse por casi cualquier otro grupo de celular (ritmos: auricular, del tejido de unión, del Haz de Purkinje, o del músculo ventricular).

El estímulo eléctrico es conducido desde su sitio de origen hasta cada una de las células del corazón en una secuencia que permite la contracción y la relajación rítmicas y organizadas de las fibras miocárdicas. Esta conducción se hace, en situaciones fisiológicas, por tejido especializado que constituye la vía de conducción normal del corazón. El estímulo eléctrico produce un cambio en la permeabilidad de la red celular, con modificaciones de las cargas eléctricas de la célula (despolarización), que es capaz de desencadenar la contracción; al terminar esta las cargas eléctricas de la célula regresan a lo normal (repolarización). El electrocardiograma informa sobre el nacimiento (ritmo), y conducción del estímulo y sobre la repolarización ventricular. Es pues, de vital importancia para el estudio del ritmo, de los trastornos de la conducción y de los cambios de la repolarización ventricular. Se emplea en forma indirecta (por lo tanto, más imprecisa para deducir el crecimiento de las cavidades cardíacas) inferido de los cambios que se producen en la conducción del estímulo: - Aparición de trastornos isquémicos (a través de modificaciones de la despolarización) o para identificar trastorno metabólicos determinados).

En forma todavia más indirecta e imprecisa el medico puede oculubrar sobre la enfermedad que ha sido origen a los cambios. Obviamente, entre más inherencias tengan que hacerse, el diagnostico electrocardiografico se hace más impreciso. De esta manera, El diagnostico del ritmo o de los trastornos de la conducción por medio del electrocardiograma constituye el llamado diagnostico de seguridad, mientras que los crecimientos ventriculares son diagnosticos de probabilidad, y los nosologicos son simples diagnosticos de sugerencias.

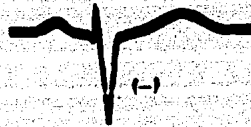
El electrocardiograma es un registro grafico de la actividad electrica del corazón, por medio de un Galvanometro que se conecta a un estilete que traza la actividad en una tira de papel calibrada que se mueve a una velocidad constante (25 mm/seg).

En el electrocardiograma normal aparecen una secuencia de complejos: espaciados regularmente y de características iguales, cada uno de ellos integrado por tres unidades mayores: la onda P, el complejo QRS y la onda T.

2.1. NOMENCLATURAS DE LAS ONDAS

Toda onda que se inscriba hacia arriba se denomina "positiva".

Toda onda que se inscriba hacia abajo se refiere como "negativa".



La onda P es una deflexión gruesa (lenta) que precede al QRS, positiva en todas las derivaciones excepto en AVR.

"Q" es toda negatividad del complejo QRS, que precede a una positividad.



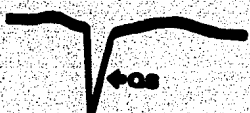
"R" es toda positividad del complejo QRS.

"S" es toda negatividad que sigue a una positividad.



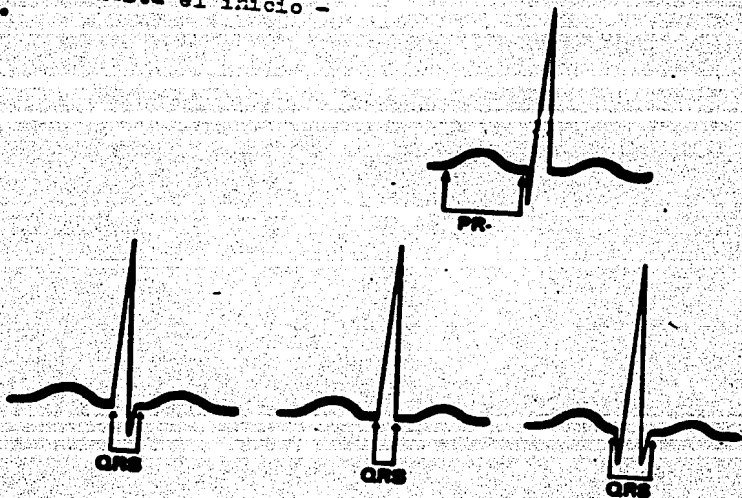
"QS" es toda negatividad aislada que no precede o sigue a una positividad.

"r" es una onda gruesa que sigue al complejo QRS. Puede ser positiva excepto en AVR.



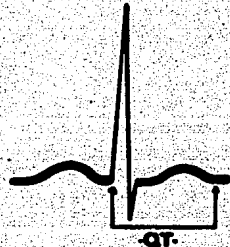
2.2. NOMENCLATURA DE LOS INTERVALOS

"PR" comprende desde el inicio de la onda P hasta el inicio de QRS.

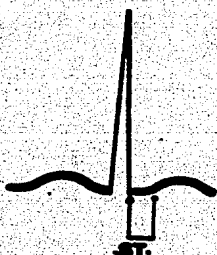


"QRS" comprende al complejo rápido, cualquiera que sea su configuración.

QT comprende desde el inicio
el QRS hasta la final de la T.



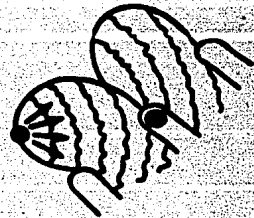
ST es el espacio comprendido
entre el final del QRS y el
principio de la onda T.



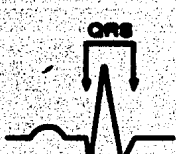
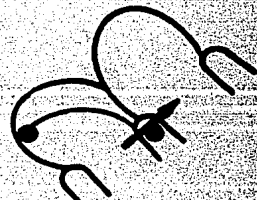
2.3. RELACION DE LAS ONDAS ELECTROCARDIOGRAFICAS CON LA ACTIVACION ELECTRICA



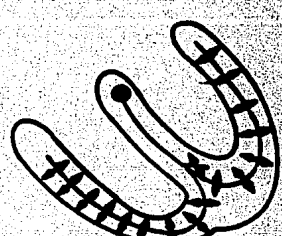
La onda P comprende el inicio del estímulo eléctrico en el seno, su conducción por las aurículas y su llegada al nodo auriculoventricular (A-V)



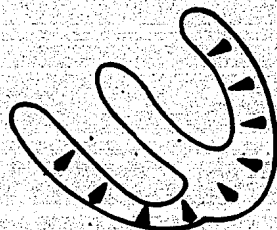
El espacio que va del final de la onda P al inicio del complejo QRS, es el tiempo que tarda el estímulo en el nodo A-V (intervalo P-R)



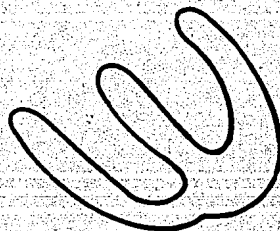
El complejo QRS corresponde a la despolarización de los ventrículos (actividad eléctrica ventricular).



El segmento ST y la onda T corresponden al tiempo de repolarización ventricular.



La línea entre el final de la onda T y el principio de la siguiente onda P, es de silencio eléctrico, en el que el corazón se encuentra listo para el siguiente ciclo (línea isoelectrónica).

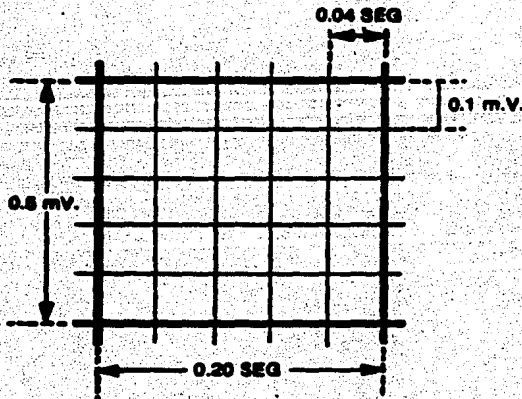


2.4. EL PAPEL ELECTROCARDIOGRAFICO.

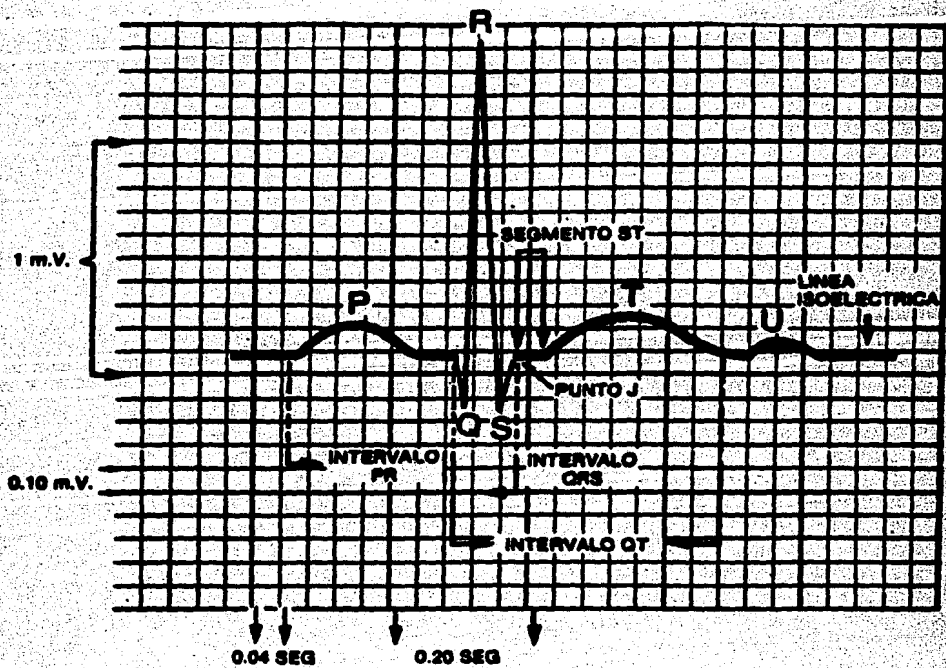
Se trata de un papel milimétrico cuadrado en el que se distinguen una serie de cuadros grandes y pequeños. Cada cuadro grande mide 5mm por lado.

La calibración del aparato se hace de tal manera que el milivoltio equivale a 1 cm (2 cuadros grandes que contienen 10 cuadritos de 1 mm cada uno).

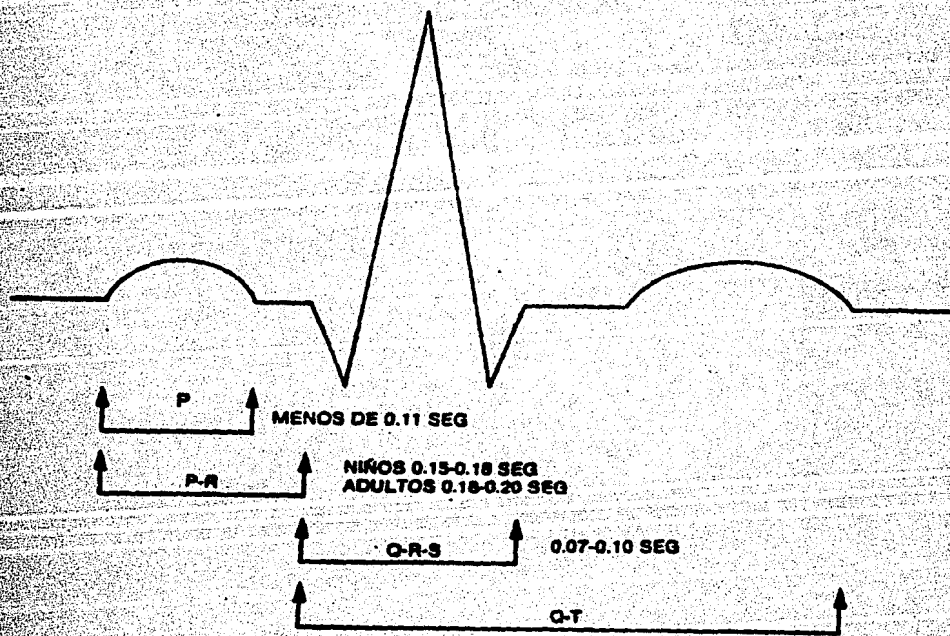
La velocidad de transporte del papel es de 25mm/seg. de tal manera que en cada segundo se recorre cinco cuadros grandes (25mm) -- por lo tanto, cada cuadro grande tarda en pasar $1/5$ de segundo -- ($0.2''$) y si cada cuadro pequeño equivale a $0.04''$ ($0.2''/5=0.04''$) ó dicho de otra manera, cada cuadro grande expresa en sentido vertical 0.5 milivoltios y en sentido horizontal 0.2 segundos (20 centésimas de segundo) y cada cuadro pequeño 0.1 de milivoltio por 0.4 de segundo (4 centésimas de segundo).



2.5. RESULTEN DE LA NOMENCLATURA
ELECTROCARDIOGRAFICA



2.6. VALORES NORMALES



FRECUENCIA CARDIACA	DURACION DEL QT
60	-0.33 a 0.43 SEG
70	-0.31 a 0.41 SEG
80	-0.29 a 0.38 SEG
90	-0.28 a 0.36 SEG
100	-0.27 a 0.35 SEG
120	-0.25 a 0.32 SEG

2.7. DESCRIPCION DE LA ONDA P.


La onda P corresponde a la activación eléctrica de las aurículas y se describe con arreglo a su morfología.

 P positiva

 P negativa

 P bifásica (z)

 P bifásica (z-)

 P bifásica (z-)

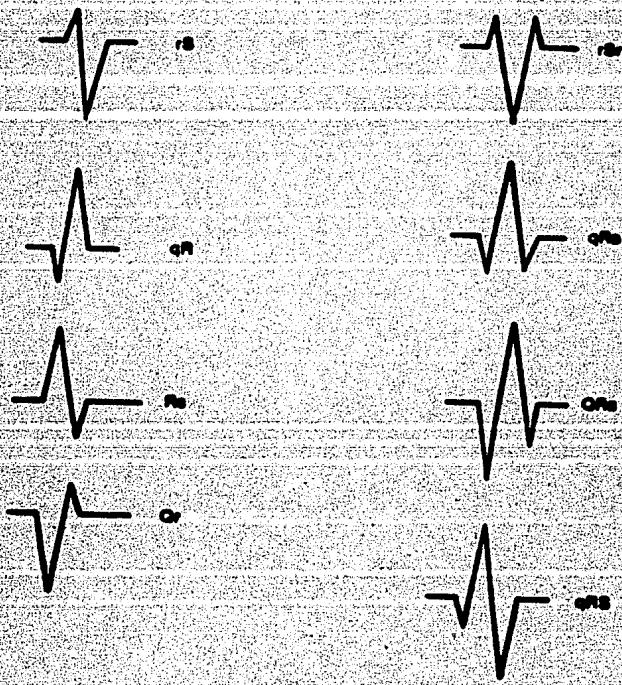
 P bifida

 P aplenada

 P acuminada

2.6. DESCRIPCION DEL COMPLEJO QRS.

El complejo QRS se describe en cada una de las derivaciones, mencionando cada una de las ondas que lo integran. Si es una onda de tamaño mayor se le designa con su letra correspondiente usando - mayusculas y si es una onda pequena se designa con la minuscula - que le corresponde.



2.9. DESCRIPCION DE LAS VARIANTES NORMALES O ANORMALES DEL SEGMENTO ST Y ONDA T.

El segmento ST comprende desde el final del QRS, hasta el principio de la onda T. Se estudia su alineación con la línea isoeleétrica.



DESNIVEL POSITIVO



DESNIVEL NEGATIVO RECTO



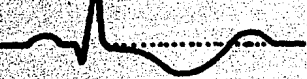
DESNIVEL NEGATIVO DESCENDENTE



DESNIVEL NEGATIVO ASCENDENTE (punto J)

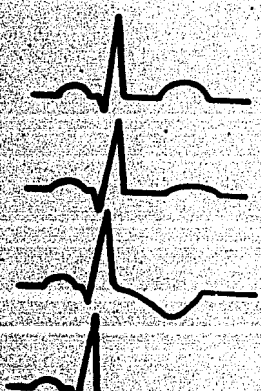


DESNIVEL NEGATIVO CONCAVO



DESNIVEL NEGATIVO CONVEXO

La onda T corresponde a la repolarización ventricular y se describe según su morfología.



T NORMAL (POSITIVA ASIMETRICA)

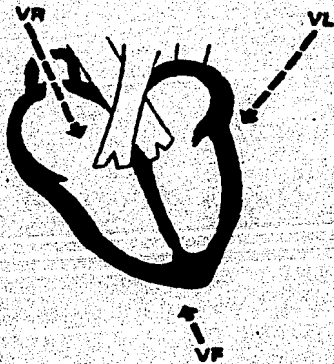
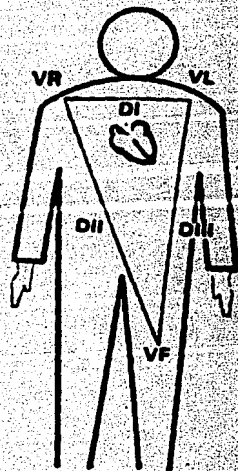
T APLANADA

T NEGATIVA SIMETRICA

T NEGATIVA ASIMETRICA

2.10 LAS DERIVACIONES

El corazón se sitúa en el centro de un triángulo imaginario que se construye con los electrodos conectados en el brazo izquierdo, llamados VL (L=left, izquierdo en inglés), en el brazo derecho VR (R=right, derecho), y en la pierna izquierda FV (F=foot, pie). Al lado del triángulo que une VR con VL se le llama DI; al que une VR con VF, DII; y al que lo hace entre VL y VF, DIII.



Cada derivación unipolar es como una ventana que ve diferentes partes del corazón.

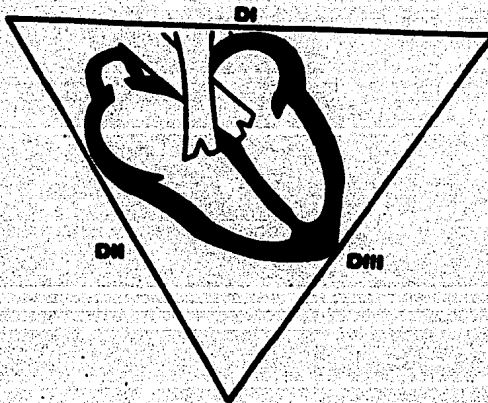
VR - "ve" el interior de la aurícula y ventrículo derechos.

VL - "ve" la pared libre del ventrículo izquierdo.

VF - "ve" la cara diafragmática del corazón.

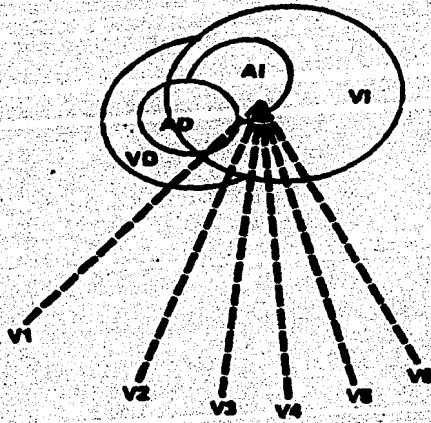
Las derivaciones bipolares (DI, DII y DIII), son una mezcla de la información de las dos derivaciones que integran a cada una de ellas.

DI informa sobre la pared libre del ventrículo izquierdo y DII y DIII sobre la cara diafragmática. DII está situada de tal manera que es muy útil para estudiar la actividad auricular.



2.11 DERIVACIONES PRECORDIALES

Se acomodan como un cinturón en la cara anterior y lateral izquierda del tórax, a la altura del 4o. y 5o. espacios intercostales. Cada uno "ve" una pequeña parte del corazón en forma muy cercana.



V1: ve al ventrículo derecho, la parte alta del tabique interventricular y dos aurículas.

V2: ve al ventrículo derecho y al tabique interventricular

V3: se encuentra frecuentemente en la transición de ambos ventrículos y observa parte de la cara anterior del ventrículo izquierdo.

V4: ve la cara anterior del ventrículo izquierdo.

Las derivaciones se ordenan en la tira electrocardiográfica de la siguiente manera: D1, D11, D111, AVR, AVL, AVF? V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Deben recordarse las siguientes reglas generales para la correcta localización y semiología electrocardiográfica.

III y V6 son las mejores derivaciones para estudiar las aurículas.

II, V1, V4, V5, y V6: son las derivaciones que estudian al ventrículo izquierdo.

III, aVR y V7: estudian la cara posteroinferior del corazón.

V1 y V2: son las derivaciones del ventrículo derecho y del tabique interventricular.

V3: estudia la transición entre ambos ventrículos.

V3 y V4: ven la cara anterior del corazón.

V5 y V6: sirven para observar la pared libre del ventrículo izquierdo.

CAPITULO III. ELECTROCARDIOGRAMA

NORMAL

3.1. - DESCRIPCION - - DEL ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL -

En condiciones normales son válidas las siguientes reglas. En cada derivación, los latidos que se registran se suceden en forma regular y todos tienen una morfología similar.

Cada complejo QRS es precedido de una onda P, positiva en todas las derivaciones, - excepto en AVR. La onda P está separada de cada

complejo QRS en forma clara, por no menos de un cuadro pequeño - y no más de tres cuadros pequeños.

El complejo QRS es predominantemente positivo en las derivaciones "periféricas" (DI, DII, DIII, - DIII, AVL y AVF) excepto en AVR en que es negativo. En AVL puede ser equifásico (positividad y negatividad de igual tamaño).

En las derivaciones precordiales tiene la morfología - rs en V1 (positividad pequeña seguida de una negatividad mayor).

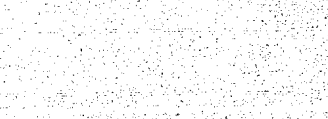
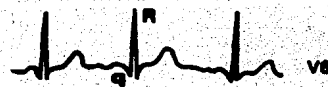
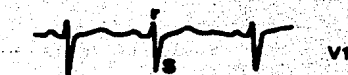
En V6 tiene la morfología - QR, y en ocasiones existe una S pequeña (pequeña negatividad seguida de una gran onda positiva, y en ocasiones una segunda positividad pequeña).

Los trazos en las derivaciones V2 a V5 progresan paulatinamente entre estas dos morfologías. A menudo V3 muestra transición intermedia Rs.

No debe existir una onda Q, - en ninguna derivación, mayor de 1/3 del total del QRS de más de un cuadro ancho.

El ancho del QRS no debe ser mayor de 2 1/2 cuadros (o.10")

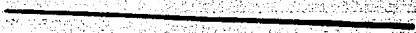
La onda T es positiva en todas las derivaciones periféricas, excepto AVR en que se negativa,



La onda T suele ser negativa en V1 y V2 especialmente en mujeres y niños, pero si es así, su porción descendente es más larga que la ascendente (asimétrica).



El segmento ST debe estar alineado con el segmento PR con la línea isoelectrónica que une la onda T con el siguiente complejo. Se toleran como normales, desviaciones hacia arriba (desnivel positivo) o hacia abajo (desnivel negativo) no mayores de medio cuadrado.

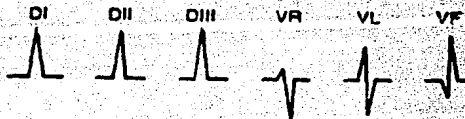


3.2. LAS POSICIONES ELECTRICAS DEL CORAZON NORMAL

La morfología del complejo QRS en las derivaciones periféricas depende de la posición eléctrica del corazón y del biotipo del sujeto.

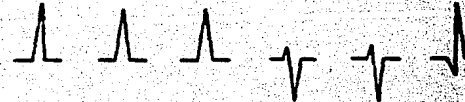
POSICION INTERMEDIA

(QRS positivo en DI, DII, y DIII; negativo en VR; positivo o equifásico en VL; positivo en VF).



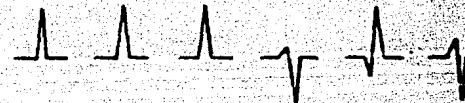
POSICION VERTICAL

(QRS positivo en DI, DII y DIII; negativo en VR y VL y positivo en VF).



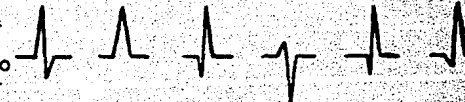
POSICION HORIZONTAL

(QRS positivo en DI, DII y DIII; negativo en VR; positivo en VL; y negativo en VF).



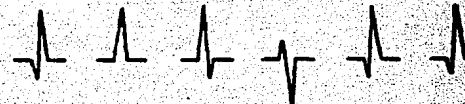
POSICION DEXTRORROTADA

(Sen DI y Q en DII, conocido como S1 Q3).



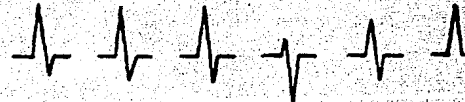
POSICION LEVORROTADA

(Sen DI y S en DIII, conocido como Q1 y S3).



POSICION ATRAS

(Sen DI, DII y DIII, conocido como S1, S2, S3).



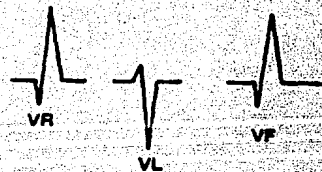
3.3. ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL DEL LACTANTE Y EL NIÑO

En el corazón fetal, el ventrículo derecho se contrae contra una resistencia mayor que el izquierdo, por lo que en el momento del nacimiento el desarrollo del ventrículo derecho es mayor que el del ventrículo izquierdo. Por esta causa, el electrocardiograma del recién nacido muestra un patrón de predominio derecho franco:

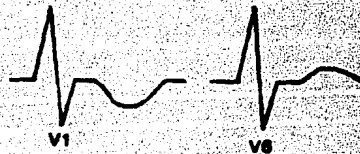
EJE ELECTRICO A LA DERECHA
(rS en DI, qRs en DII, qR en DIII)



CORAZON MUY VERTICAL
(VR positiva, VI negativa y VF positiva)



R alta en V1 con T negativa en V1 y V2
(repolarización infantil) y presencia de onda S hasta V6.



Además, se encuentra taquicardia, y todos estos cambios incluyen complejo QRS no ensanchado.

Este patrón electrocardiográfico va cambiando hacia el patrón de adulto, en forma progresiva; a los cinco años de edad ya no hay ondas R altas en V1 pero persiste la onda S en V6 y la T negativa en V1 y V2, situación que puede ser normal hasta los 20 años.

CAPITULO IV

- LECTURA DEL ELECTROCARDIOGRAMA -

A cada electrocardiograma se le estudia:

1. Ritmo
2. Frecuencia
3. Eje eléctrico
4. Medida de las deflexiones
5. Comparación con el patrón normal
6. Semiología de las anomalías en busca

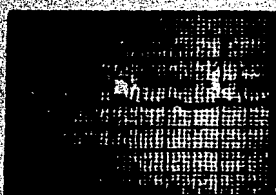
de:

- a) Trastorno del ritmo
- b) Trastorno de la conducción
- c) Hipertrofias de cavidades
- d) Sobrecargas ventriculares
- e) Infartos
- f) Trastornos de la repolarización
- g) Alteraciones diversas

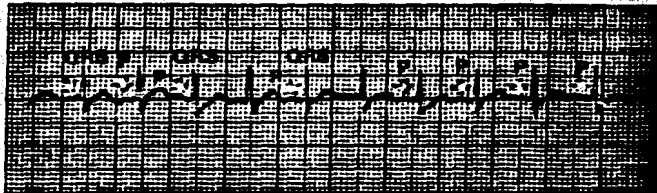
- DETERMINACION DEL RITMO -

El ritmo normal del corazón se inicia en el seno auricular y se llama ritmo sinusal.

Para afirmar que un ritmo es sinusal, se requiere que cada complejo QRS sea precedido de una onda P, positiva en - DI, DII y DIII.



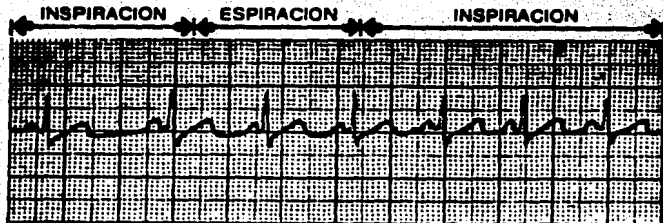
El ritmo sinusal puede tener variantes no necesariamente anormales que son: la taquicardia sinusal (más de 100 latidos por minuto) Cada QRS está precedido de una onda P.



La bradicardia sinusal puede comprender menos de 60 latidos por minuto y cada QRS está precedido de una onda P.



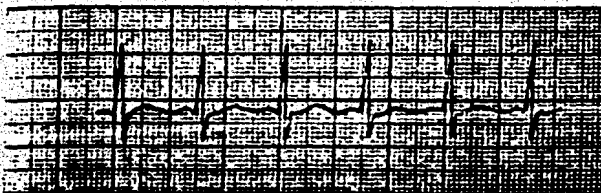
En la arritmia sinusal, todos los complejos son normales, precedidos de onda P, pero la frecuencia cardíaca es irregular, aumenta con la inspiración y disminuye con la espiración. Es un ritmo muy común en los niños y constituye una variante de los normales.



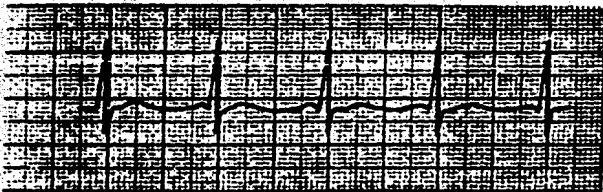
4.2. CALCULO DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Si la velocidad del papel es de 25 mm/seg. cinco cuadros grandes (25 mm) equivalen a un segundo. Por lo tanto, cada cuadro grande representa 0.20 de segundo, de esta manera:

300 cuadros grandes = 1 minuto



$300/3 \text{ cuadros} = 100/\text{minuto}$



$300/4 \text{ cuadros} = 75/\text{minuto}$

O bien recordar:

1 cuadro = 300; 2 cuadros = 150
 ; 3 cuadro = 100; 4 cuadros = 75; 5 cuadros = 60; 6 cuadros = 50

La frecuencia exacta se calcula dividiendo:

$600/\text{Distancia R-R (en centésimas de segundo)}$



$300/5 \text{ CUADROS} = 60/\text{MINUTO}$

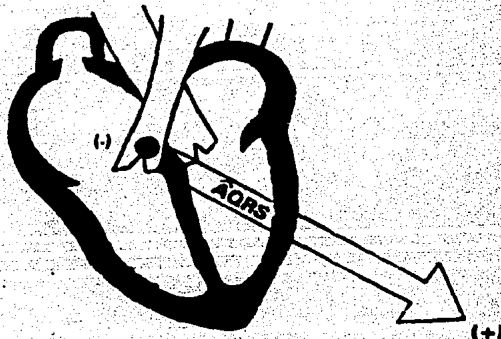
4.3. EL EJE ELECTRICO

Por eje eléctrico (.AQES), se entiende la dirección promedio que sigue la actividad ventricular.

Para simbolizar la actividad eléctrica usamos un vector que es una flecha en la que distinguimos una magnitud (milivoltio) un sentido (positivo a negativo o negativo a positivo) y una dirección (tomando como referencia el cuerpo del sujeto en estudio).

El QRS representa la despolarización ventricular, y es la suma de pequeños vectores que van de endocardio a epicardio.

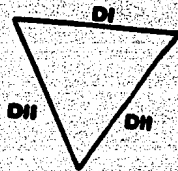
El AQES es el vector promedio de estos vectores parciales de la activación ventricular.



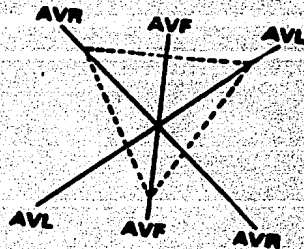
La magnitud de este vector es de relativo interés clínico. Su sentido es siempre de negativo a positivo. Interesa pues, ante todo su dirección, esto es, su relación con el cuerpo del sujeto en estudio, o más precisamente, con el triángulo que forman las derivaciones en el plano frontal.

4.4. -- LOS EJES DE LAS DERIVACIONES --

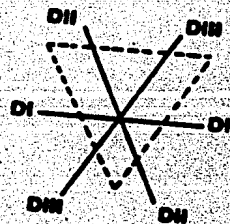
Las derivaciones bipolares -
forman un triángulo.



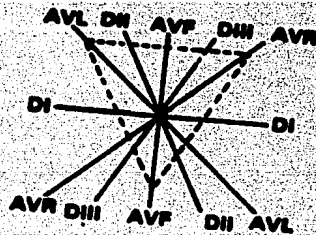
Las derivaciones unipolares -
dividen al triángulo en cada -
una de las bisectrices de los -
ángulos que lo forman.



Si transportamos al centro de
triángulo las derivaciones bi-
polares y agregamos las deriva-
ciones unipolares:



queda un eje de 6 derivaciones.



4.5. - LOCALIZACION DEL EJE ELECTRICO - -

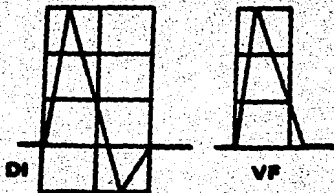
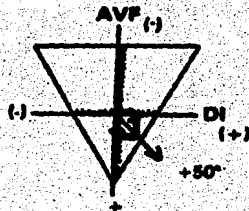
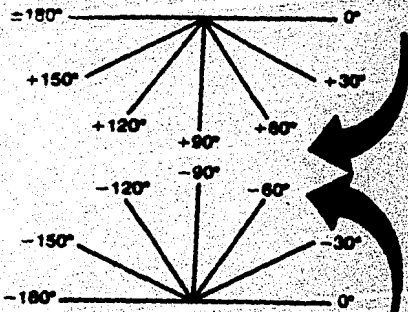
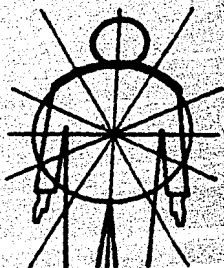
Para situar el eje eléctrico en el plano frontal es necesario imaginar al sujeto en el centro de un círculo cruzado por seis ejes.

A cada eje se le da un valor de 30° . El eje de 0° es el horizontal*. A la mitad inferior del cuadrante se le da un valor positivo y se numera en el sentido de las manecillas del reloj.

A la mitad superior se le da un valor negativo y se numera en sentido inverso a las manecillas del reloj.

Para calcular la posición exacta del eje eléctrico, se requiere medir cuidadosamente el QRS en III y AVF para obtener un punto en el plano frontal que, unido al centro del triángulo, nos dé la localización exacta del vector.

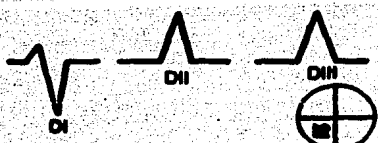
Por ejemplo, en DI, 3 cuadros positivos menos un cuadro negativo es igual a 2 cuadros positivos. En VF, con 3 cuadros positivos, elQRS se sitúa a $= 50^\circ$.



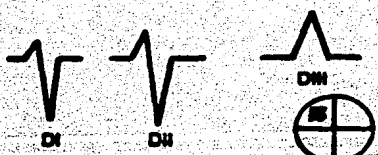
4.6. METODO RAPIDO PARA
DETERMINAR A SIMPLE VISTA
EL EJE ELECTRICO APROXIMADO
 I



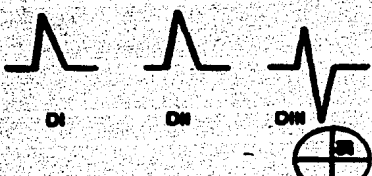
Considere el lector las tres derivaciones bipolares (DI, -DII y DIII).



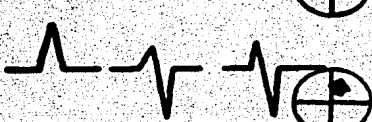
Si las tres son positivas, - el eje se encuentra situado - en el cuadrante normal (entre + 90° y 0°).



Si existe predominio de la - negatividad en DI, el eje es - tá desviado discretamente ha - cia la derecha.



Si existe negatividad en DI - y negatividad en DII, el eje - se encuentra muy desviado ha - cia la derecha.

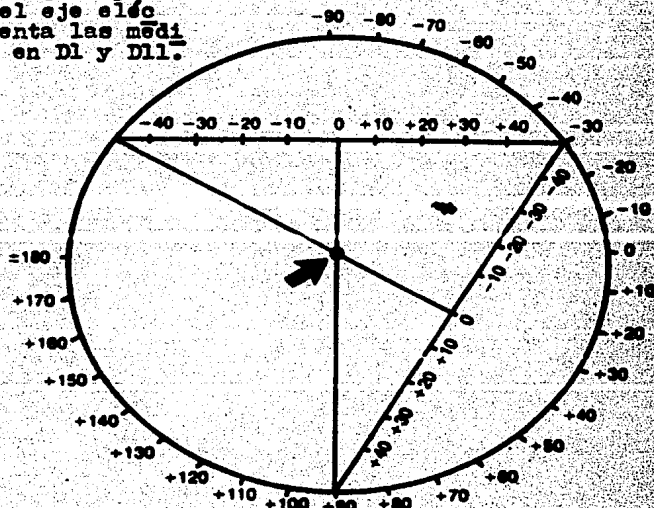


Si hay negatividad en D111 y po-
sitividad en D1 y D11, el eje es-
tá desviado discretamente hacia-
la izquierda.

Si las derivaciones D11 y D111-
son predominantemente negativas,
el eje está muy desviado a la iz-
quierda.

4.7. LOCALIZACION DEL EJE ELECTRICO

Se puede usar esta figura para el cálculo exacto del eje eléctrico tomando en cuenta las medidas exactas del QRS en DI y DII.

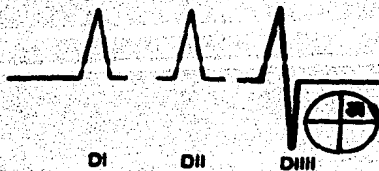
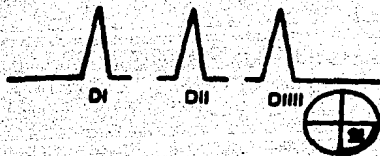


- 1.- Se calcula la suma algebraica de la R y la Q, de las R y Q en DI, o de ambas, y el resultado se coloca sobre el eje DI.
- 2.- Se hace la misma operación con los valores del QRS en DII.
- 3.- Se trazan líneas perpendi-

culares a ambos ejes, a nivel de los valores obtenidos en los pasos 1 y 2.

- 4.- Se traza una línea del punto X en la intersección de las dos perpendiculares, y se transporta esta al círculo donde se mide el eje eléctrico.

4.8. SEMIOLOGIA DEL EJE ELECTRICO



Indica el equilibrio de las fuerzas entre el ventrículo izquierdo y el derecho. Como normalmente el ventrículo izquierdo es predominante, el eje se encuentra en el cuadrante inferior izquierdo: (+90 a 0°) (positividad en las tres derivaciones).

Quando la masa del ventrículo izquierdo aumenta (hipertrofia izquierda) o cuando la activación de dicho ventrículo se retrasa (bloqueo de la rama izquierda), el eje se mueve en forma moderada hacia la izquierda (+0 a 45°) (negatividad en DIII y positividad en DI y DII).

Quando existe bloqueo de la conducción en el fascículo anterior de la rama izquierda (hemibloqueo anterior izquierdo) el eje se desvía mucho hacia la izquierda (-45 a -90°) (negatividad en DII y DIII y positividad en DI).

Para diferenciar estas causas de desviación del eje, también ayuda la anchura del QRS:

- a) Desviación del eje en forma moderada hacia la izquierda, con QRS menor de 0.12 (tres cuadrillos, sugiere crecimiento ventricular izquierdo).

También se desvía hacia la derecha, en los bloqueos de la rama derecha del haz de His.

La posición del eje eléctrico es un dato adecuado para determinar el predominio de un ventrículo sobre el otro, cuando ambos están crecidos (si el eje se desvía hacia la derecha el ventrículo derecho es el

b) Desviación del eje hacia la izquierda con QRS mayor de $0.12''$, sugiere bloqueo de la rama izquierda.

El eje eléctrico se desvía hacia la derecha, cuando la masa del ventrículo derecho aumenta y predomina sobre la del ventrículo izquierdo (hipertrofia ventricular derecha).

más crecido y, a la inversa, si se desvía hacia la izquierda, es el ventrículo izquierdo pre dominante).

También sirve para identificar la presencia de bloqueos combinados; si existe morfología de bloqueo de rama derecha con eje muy desviado hacia la izquierda se sospecha que también el fascículo anterior de la rama izquierda está bloqueado (bloqueo bifascicular).

4.9. - TRAZOS CON DEFECTOS O ERRORES - - EN LA REALIZACION DEL ECG -

Temblo del paciente:

En caso de enfermedad de Parkinson, frío o miedo, el temblor de las extremidades se registra como una serie de ondas finas e irregulares que afectan a la línea de base. Puede ser interpretado equivocadamente como fibrilación auricular.



Inferencia eléctrica

Cuando cerca del electrocardiografo funciona otro aparato conectado a la corriente o cuando aquél no se encuentra debidamente conectado a tierra, se requiere se registre en el trazado las ondas características de la corriente alterna de 60 ciclos.



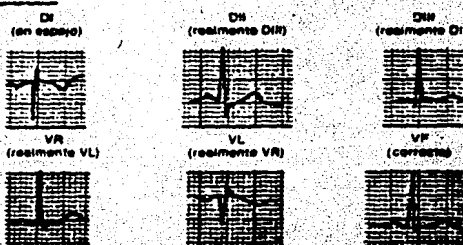
Inestabilidad de la línea de base

Este trazo surge cuando no existe contacto apropiado entre la piel y los electrodos, o entre el cable de paciente y las placas, o entre aquél y el electrocardiografo.



Inversión de los cables de los brazos:

Se reconoce fácilmente por que la onda P se hace francamente negativa en DI. Es posible leer un electrocardiograma en estas condiciones si se tiene en cuenta que el trazo obtenido en DI corresponde a una imagen espejo de la real, que DII es en realidad DIII, DIII es realmente DII, VI es VR, VR es VL, VV y las precordiales no son afectadas por la inversión.



CAPITULO V

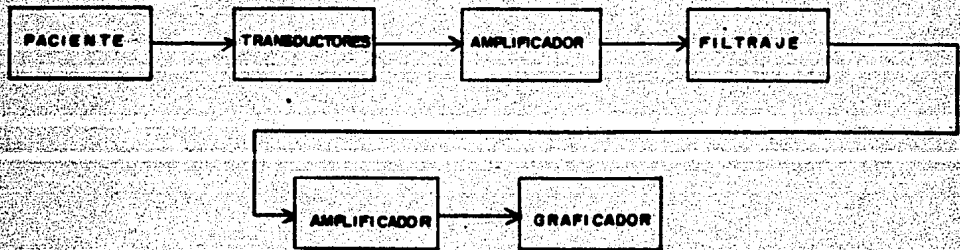
DISEÑO ELECTRONICO

Despues de haber hecho un analisis detallado de la electrofisiologia normal asi como los fenomenos de conducción y los puntos electricos del cuerpo humano como producto de la actividad cardiaca se cuenta con las bases necesarias para poder desarrollar el diseño electronico.

El equipo electrónico que se desarrollara para realizar los estudios sobre la señal cardiaca de superficie asi como su procesamiento.

Esta constituido como lo muestra el siguiente Diagrama de Bloques.

5.1. DIAGRAMA DE BLOQUES



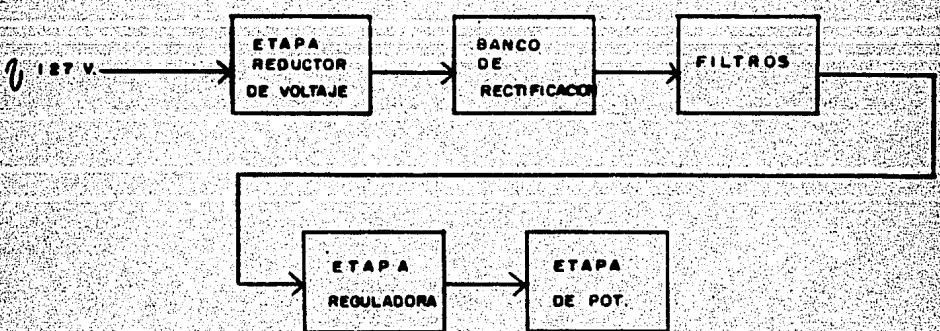
- 1) Fuente de Alimentación
- 2) Transductores
- 3) Amplificador Diferencial
- 4) Filtrado
- 5) Amplificador
- 6) Graficador.

5.2. FUENTE DE ALIMENTACION

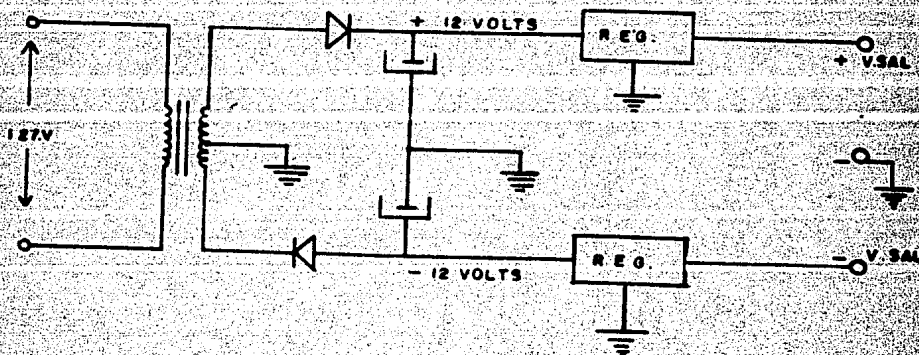
La fuente de alimentación utilizada en el electrocardiografo para alimentar los circuitos que lo constituyen debera reunir las siguientes características:

- a) No permitir variaciones mayores al $\pm 0.1\%$ en el voltaje de salida nominal de 12 Volts.
- b) La corriente de salida de la fuente debera ser constante con variaciones permisibles del $\pm 0.1\%$.

El circuito electrico de la fuente de alimentación consta de:



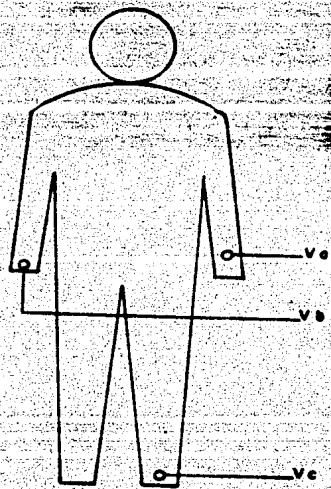
Que de acuerdo al diagrama de bloques lo podemos representar con el siguiente circuito electrico.



La salida de voltaje despues del regulador podemos incrementar la ganancia de corriente acoplado un transistor de potencia.

5.3. 2) T R A N S D U C T O R E S .

Los Transductores utilizados son electrodos de acero inoxidable conectados a traves de cables de baja resistencia, preferentemente cobre que seran conectados en el paciente segun el dibujo siguiente:

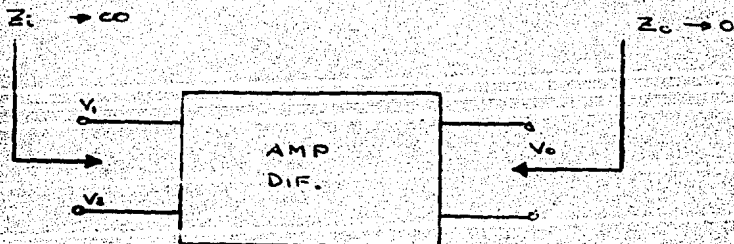


De donde se obtienen los potenciales v_{ab} , v_{bc} del orden de milivolts.

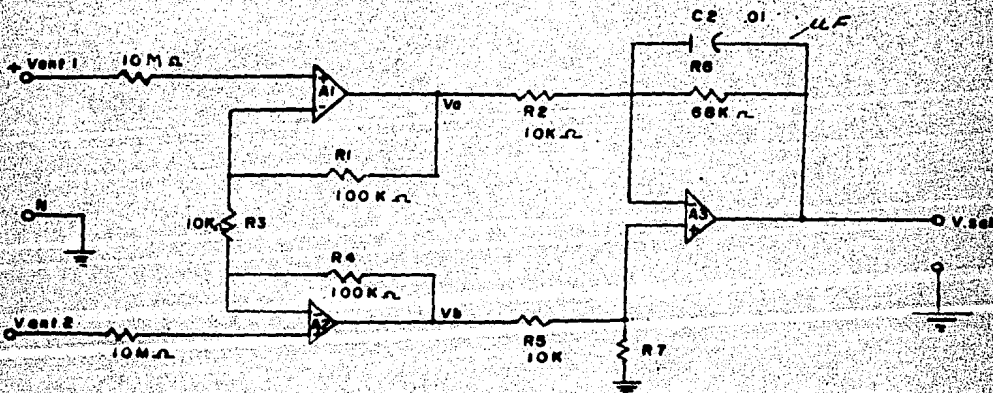
5.4. EL AMPLIFICADOR DIFERENCIAL

El primer bloque que encontramos en nuestro circuito es un Amplificador Diferencial, el cual nos sirve para medir la variación del voltaje entre electrodos, ya que como sabemos al existir un disparo eléctrico del Nodo "S - A", se crea un frente de onda de polarización, el cual se detecta a través del Transductor (Electrodos).

La amplitud que tiene esta polarización varía de -90 milivolts a +45 milivolts, lo que implica dar una ganancia pequeña en esta etapa. La principal característica que debe tener este amplificador, es que tenga alta impedancia de entrada y que su nivel de ruido sea muy bajo debido a estas necesidades, hemos seleccionado un amplificador "bifet" cuya impedancia de entrada es del orden de $10^{12} \Omega$.



Y es de muy bajo nivel de ruido
 A continuación se describe el Circuito Electrónico



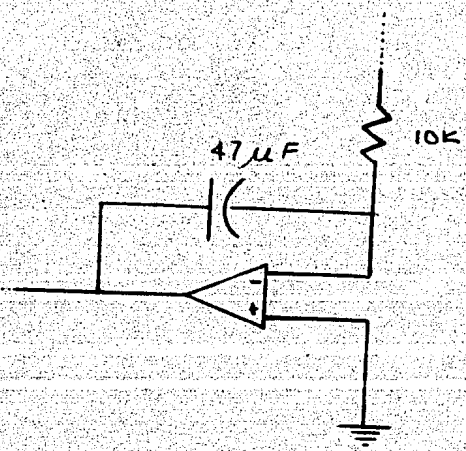
Del circuito tenemos que;

$$\text{Ganancia} = \frac{R6}{R2} \left(1 + \frac{2R1}{R3} \right) = \frac{65K\Omega}{10K\Omega} \left(1 + \frac{200K\Omega}{100K\Omega} \right)$$

$$= 6.8 (1 + 2) = 140$$

Que para nuestro caso en particular se desea que la ganancia de voltaje es de 140.

8.8 CONTROL DEL OFF - SET



5.6. PRE-AMPLIFICADOR

Dado que la ganancia de voltaje es muy pequeña con viene conectar un Pre-Amplificador en serie con el amplificador diferencial para obtener el nivel de voltaje deseado.



$$\text{Si } \Delta V = 1.6$$

$$\text{y Si } R_2 = 100 \text{ Kohms}$$

$$\Rightarrow \Delta V = \frac{R_2}{R_1}$$

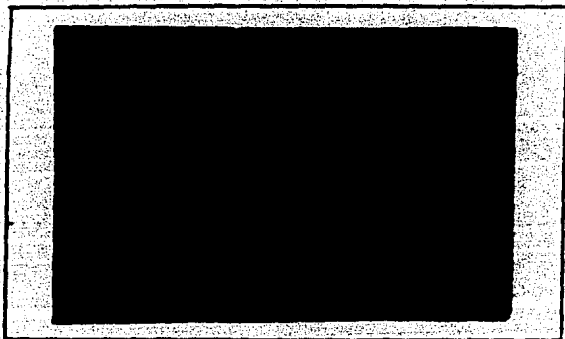
$$R_1 = \frac{R_2}{\Delta V}$$

$$R_1 = \frac{100}{1.6} = 62.5 \text{ K} \approx 63 \text{ K}$$

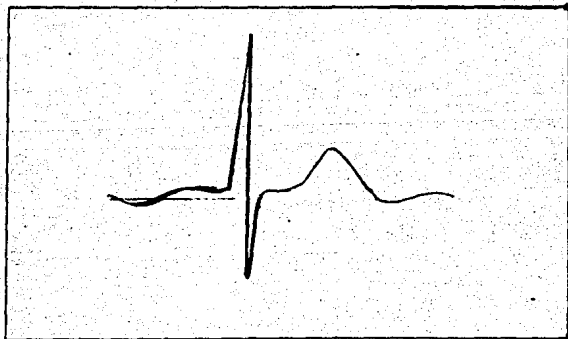
5.7. FILTRO SUPRESOR DE BANDA DE 60 HZ.

Debido a que en los lugares donde se realizan los estudios de Electrofisiología, no siempre se encuentran protegidos por medio de una Jaula de Faraday, tenemos que trabajar en un ambiente viado de ruido (señales electromagnéticas) debido a esto, es necesario contar con un circuito supresor de banda de 60 Hz.

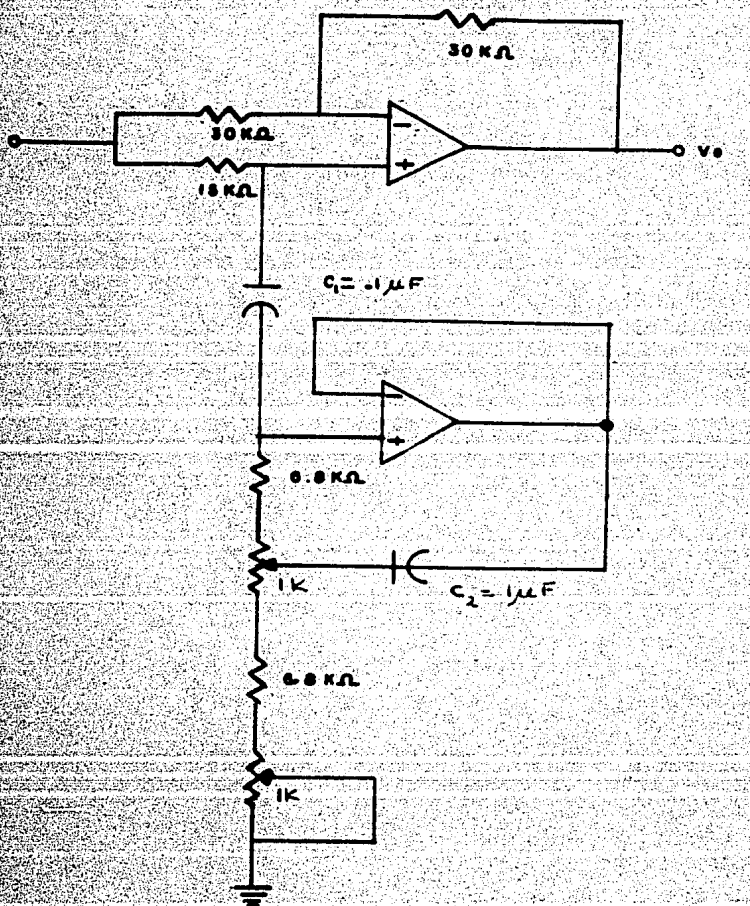




SEÑAL CARDIACA OBTENIDA ANTES DE SER FILTRADA.



SEÑAL CARDIACA OBTENIDA DESPUES DEL FILTRO.

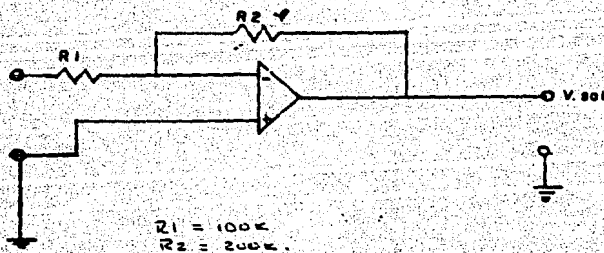


FILTRO SUPRESOR DE BANDA DE 60 HZ.

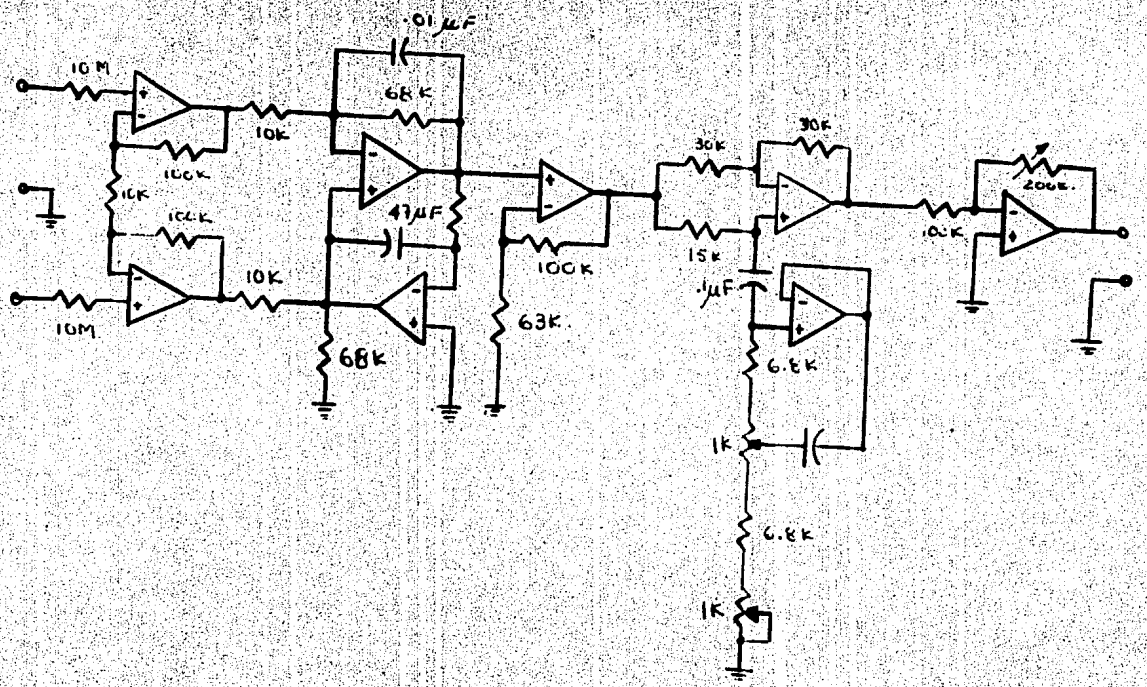
Una de las características que debe cumplir este Circuito es la precisión de los valores de los componentes, ya que se tiene el riesgo de que el circuito oscile y nos altere la señal original. Debido a esto, se aconseja utilizar - resistencias al 1 % y capacitores de tantaliu al 10%.

5.8. A M P L I F I C A C I O N

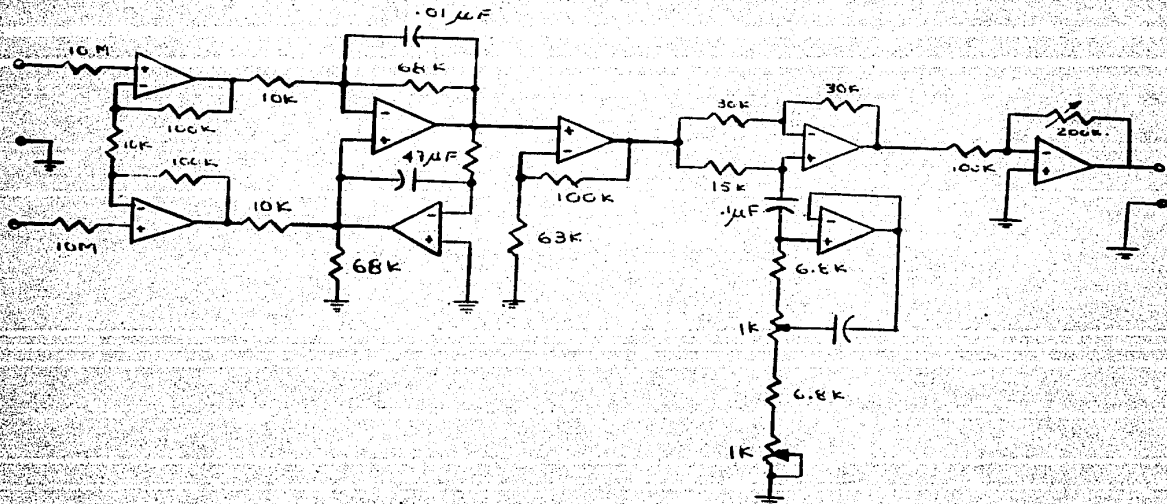
Como ya se han mencionado anteriormente, vamos a trabajar con potenciales eléctricos muy pequeños (señales intracavitarias), por lo que necesitamos amplificarlas. En etapas anteriores ya se ha amplificado la señal intracavitaria en un factor de 224, siendo esta ganancia aún muy pequeña, por lo que se hace necesario añadir otra etapa, la cual contiene un amplificador operacional que tiene una ganancia variable de 1 y 2.



5.0 PLANO DEL DISPOSITIVO
"ELECTROCARDIOGRAFO"



3.9 PLANO DEL DISPOSITIVO
"ELECTROCARDIOGRAFO"



CAPITULO VI. SEGURIDAD ELECTRICA

Dentro del diseño de cualquier equipo Electromédico, el campo que se refiere a Seguridad Eléctrica, es muy importante, más aún si ese equipo está en contacto con el paciente.

Si tomamos un registro de superficie de una persona, debemos de ser cuidadosos con que los electrodos hagan buen contacto con la piel; que la persona no se sienta nerviosa ya que trae como consecuencia lecturas erróneas.

Evita interferencias eléctricas y electromagnéticas.

CONCLUSIONES

En una Tesis Interdisciplinaria como la que se está concluyendo, que comprende el idear un proyecto y su realización física mediante la construcción de un modelo, se obtienen como resultado valiosas experiencias en el diseño electrónico.

Dentro de la realización del proyecto, surgieron dificultades desde la más intrascendente hasta la más compleja, las cuales fueron solucionadas, siendo esto un aliciente para continuar con el proyecto y dándome la seguridad de poder alcanzar el objetivo fijado.

De entre los resultados obtenidos se pueden resumir los siguientes:

Los experimentos que hasta la fecha se han realizado con el sistema diseñado, han sido del todo satisfactorios ya que se realizaron estudios con personas obteniendo electrocardiogramas confiables.

Para el diseño y construcción del proyecto, se buscó utilizar materiales económicos y de fácil adquisición en nuestro país.

El desarrollo de este trabajo de investigación, se puede utilizar en registros de Encefalografía.

BIBLIOGRAFIA

1. AIGOCER DIAZ BARRERO L., GONZALEZ CAAMAÑO A
EL ELECTROCARDIOGRAMA MEXICO, D.F. 1982.
2. ALEXIS BELLO A., HILSA VEIARDE CONCEPTOS SO
BRE LA ESTIMULACION CARDIACA ARTIFICIAL, MED_
TRONIC.
3. BERBARI, E., LAZZARA, R NONIN VASIVE TECCHI-
NIQUE FOR DETECTION OF ELECTRICAL ACTIVITY -
DURING THE P - R SEGMENT CIRCULATION 48: -
1005 1973.
4. BERK JACOBSON AND G. WEBSTER, MEDICINE AND-
CLINICAL ENGINEERING, ENGLEWOOD CLIFFS, NEW-
JERSEY, 1977.
5. BROOKS, CH- HOFFMAN, BOFO ; SUCKLING, E.E .y
ORIAS, O. ; EXCITABILITY OF THE HEAR. CRONE-
ANDA STRATTON, NEW YORK, 1955.
6. DALATON, A. LAV, S., AM REIFANE, R. ; STUDY-
OF ATRIO VENTRICULAR CONDUCTION IN MAN USE
ELECTRODE CATHETER RECORDERS OF HIS BUNDLE -
ACTIVITY. CIRCULATION 39 27, 1969.
7. NATIONAL SEMICONDUCTORS, VOICED RECODER
HANDBOOK, SANTA CLARA, CALIFORNIA USA, 1978
8. PAERIC H. GARRETT P:
ANATOMY I/O DESIGN U.S.A.
1978.