



Universidad La Salle

300617

5

2 y

ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA ELECTRICA
INCORPORADA A LA U.N.A.M.

Diseño de un medidor de frecuencia
cardiaca

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TESIS PROFESIONAL

Que para obtener el titulo de
Ingeniero Mecanico Electricista
Area Electrica y Electronica

P R E S E N T A

María Enna Carvajal Cantillo

México, D.F.

1988



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 esta 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.

Introducción.	1
Capítulo I: Generalidades sobre Electrofisiología Cardíaca.	1
1.1 Electrofisiología del Corazón.	1
1.2 Definición de Electrocardiografía (ECG)	12
Capítulo II: Fundamentos Técnicos del ECG.	14
2.1 Sistemas de Derivaciones.	14
2.2 Alteraciones del ECG Normal.	24
2.3 El ECG normal.	26
2.4 Variantes en el ECG.	31
2.5 Arritmias.	34
Capítulo III: Diseño del Medidor de Frecuencia Cardíaca.	43
3.1 Diagrama de Bloques.	43
3.2 Etapa amplificadora.	47
3.3 Etapa de filtros.	57
3.4 Detector QRS.	62
3.5 Medición de Frecuencia.	66
3.6 Bloque de alarmas.	70
Capítulo IV: Análisis de Parámetros.	76
4.1 Pruebas e Interpretación de gráficas.	76
4.2 Conexiones de electrodos y seguridad del paciente.	86
4.3 Problemas comúnmente encontrados y su solución.	89
Capítulo V: Sistemas de Registro y visualización para análisis del ECG.	97
5.1 Introducción.	97
5.2 Fotografía y gráficas en papel.	98
5.3 Gráficas electrónicas.	106

	página
5.4 Cinta magnética: Electrocardiografía móvil o sistema Holter.	107
5.5 Telemetría y ECG transtelefónico: sistema TAMIT.	111
5.6 El ECG y las computadoras.	115
Conclusiones.	118
Apéndice.	121
Bibliografía.	123

Índice de figuras.

Figura		página
1	Sistema de conducción del corazón.	4
2	Diagrama del potencial de acción de una célula de músculo ventricular.	9
3	Diagramas de curvas de potencial de acción.	9
3a	Gráficas comparativas de la actividad eléctrica de distintas regiones del músculo cardíaco.	10
4	Comparación entre un ECG intravenoso y un ECG convencional superficial.	17
5	Tipos de electrodos para un ECG.	17
6	Triángulo de Einthoven.	20
7	Derivaciones estandar según Einthoven.	20
8	Derivaciones unipolares de los miembros aumentadas.	22
9	Derivaciones unipolares precordiales.	22
10	Derivaciones ortogonales de Franck.	25
11	Alteraciones comunes en un ECG normal.	25
12	Diagrama de complejos, intervalos y segmentos electrocardiográficos.	28
13	Nomenclatura de ondas.	32
14	Deflexión para la despolarización repolarización de fibras musculares.	32
15	Arritmias.	40
16	Diagrama de bloqueo del medidor de frecuencia cardíaca.	46
17	Diagrama de componentes.	74, 75
18	Distorsión por respuesta en frecuencia.	91
19	Distorsión por saturación.	91
20	Ejemplo de un lazo de tierra entre el electrocardiógrafo y otro instrumento, conectados al mismo paciente.	93

figura		página
21	Interferencia debida a acoplamiento capacitivo de la línea de alimentación.	94
22	Interferencia debida a un campo magnético y como minimizar su efecto?	94
23	Diagrama de bloques para una típica pluma de registro.	100
24	Diagrama de bloques de un canal de registro.	102
25	Diagrama de bloques de un registro térmico.	104

Introducción.

Cuando se piensa en un generador eléctrico, nos viene a la mente aquél que se utiliza para producir electricidad. Este constituye un milagro de la tecnología moderna que no lo pueda ser superado por otro generador eléctrico aún más complejo: el cuerpo humano.

Existen más de 500 músculos que no se moverían si no -

fueran estimulados por señales eléctricas. Nuestro cerebro ha sido comparado con una computadora, la cual recibe información a través de los sentidos, pudiendo almacenar el equivalente a más de seis billones de bits de información. Todo este caudal informativo puede ser evocado mediante la apropiada estimulación. Cuando la actividad eléctrica cesa, la vida cesa con ella.

En general, todo lo que percibimos a través de los sentidos debe ser convertido en impulsos eléctricos antes de que el cerebro emita una respuesta. Un perfecto sistema con lazos de retroalimentación dentro de un sistema nervioso autónomo, regula el latido del corazón así como el funcionamiento de los demás órganos.

Como una fuente de energía eléctrica, el cuerpo humano es mucho más sofisticado que cualquier máquina jamás inventada por el hombre. ¿Cómo efectuar el mantenimiento de este complicado generador eléctrico?

Una de las revoluciones más importantes de los últimos años, ha sido, sin duda, la que ha tenido lugar en la aplicación de la tecnología electrónica dentro de la Medicina.

La electrónica se utilizó en un principio para obtener datos sobre la fisiología del paciente y dar al médico las herramientas necesarias para dar un diagnóstico, así como -

para el tratamiento de algunas enfermedades.

En la actualidad, se distinguen 3 campos principales de aplicación:

- * Diagnóstico: A través de la detección y análisis de todas las señales fisiológicas que puedan convertirse en señales eléctricas como temperatura, presión, etc., ya que este tipo de señales pueden ser fácilmente amplificadas y procesadas.
- * Aplicaciones Terapéuticas: Son más recientes y hay algunas muy conocidas como el marcapasos, los dispositivos para tratamiento de tumores cancerosos y los defibriladores, entre otros.
- * Monitoreo: De gran importancia en el desarrollo de operaciones o en el caso de pacientes de cuidado intensivo donde se requiere hacer mediciones constantes de variables como presión, actividad eléctrica del corazón, temperatura, densidad sanguínea, flujo urinario, etc.

El procesamiento de datos tiene también gran importancia en el campo de la simulación de procesos vitales que se utiliza como ayuda para el diagnóstico e investigación de la utilización de nuevas drogas o tratamientos.

Los avances logrados en la bioelectrónica han creado la necesidad de contar con técnicos en Ingeniería Biopédica que cumplan con los siguientes requisitos:

- * Clara comprensión de los conceptos involucrados en la aplicación de los sistemas e instrumentación Biomédica.
- * Habilidad para mantener en condiciones óptimas el equipo médico.
- * Manejo apropiado de la terminología médica que permita la comunicación con los profesionales en Medicina y resulte en la optimización de las herramientas electrónicas

De aquí se deduce la importancia de la investigación de cómo los impulsos eléctricos del cuerpo humano puedan ser procesados y utilizados en el diagnóstico de enfermedades, así como la preparación de profesionales en este campo de la electrónica que puedan trabajar de manera conjunta con los Médicos, evaluando las posibilidades y limitaciones de su acción.

Actualmente, en nuestro país, el escaso número de profesionales en Bioelectrónica y la falta de información sobre la importancia de su labor, origina problemas como la falta de impulso al diseño y fabricación de equipo médico nacional y, por ende, la dependencia tecnológica del exterior, así como el manejo inapropiado del equipo médico especializado en hospitales, entre otros.

El presente trabajo es un intento por introducir al vasto campo de la tecnología Biomédica a través de una de las áreas que ha sido objeto de mayor investigación: el a-

nálisis y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón.

Para ello, primeramente se introducirá al lector en los aspectos anatómicos y fisiológicos involucrados para luego explicar como es posible traducir la actividad cardíaca en información susceptible de ser procesada electrónicamente e interpretada para el diagnóstico de enfermedades y síndromes cardiovasculares.

Se espera que el presente proyecto produzca inquietud y motive a la investigación en esta área de la electrónica que tanta importancia cobra día con día.

capitulo I generalidades sobre electrofisiología cardiaca.

electrofisiología del corazón.

El corazón es singular entre los músculos del cuerpo en vista de que posee la propiedad de la contracción rítmica automática. Los impulsos que preceden a la contracción nacen en el sistema de conducción del corazón. Estos impulsos producen la excitación de las fibras musculares a través del miocardio. La formación del impulso y su con

ducción producen corrientes eléctricas débiles que se extienden a través del cuerpo.

Así pues, se pueden distinguir dos tipos de fibras musculares miocárdicas:

- * Las fibras musculares no específicas, de las que depende la contracción auricular y ventricular. Son esencialmente contráctiles.
- * Las fibras musculares específicas que son las que forman y conducen los estímulos eléctricos. Son esencialmente conductoras.

Las fibras musculares específicas son las que forman el sistema de origen y conducción del estímulo, el cual, en relación con el corazón total, es bastante pequeño y está constituido de la siguiente forma: (fig. 1)

- * Nodo sinoauricular o nodo SA.
- * Vías internodales auriculares.
- * Nodo auriculoventricular o nodo AV.
- * Haz de His.
- * Ramas fasciculares derecha e izquierda.
- * Sistema de Purkinje.

El nodo sinoauricular o nodo SA, es el marcapasos cardíaco situado en la superficie endocárdica de la aurícula derecha en la unión con la vena cava superior.

Las vías auriculares internodales propician la conduc

ción a través de las aurículas y son 3 haces de miocardio que contienen fibras tipo Purkinje.

El nodo auriculoventricular o de Aschoff-Tawara, se encuentra en el lado derecho del tabique interauricular - por debajo del seno coronario. El impulso difundido en - las aurículas entra a este nodo y se detiene aproximada - mente 0.07 seg.

El Haz de His está situado en la pared derecha del - tabique interauricular por encima del tabique interventri - cular. Consiste en múltiples tractos longitudinales indi - viduales.

Ramas fasciculares: la rama derecha que nace del haz, se divide en 3 porciones de las que nacen las fibras de - Purkinje y se distribuyen en la superficie del ventrículo derecho y la porción distal del tabique interventricular. Se tiene también un fascículo posterior izquierdo que se distribuye por las partes posterior e inferior del ventrículo izquierdo. El fascículo anterior izquierdo se distribuye en las superficies anterior y superior del ventrículo izquierdo. Por último, el fascículo septal cubre el lado izquierdo del tabique inerventricular.

Explicada ya la localización del sistema de conduc - ción y distribución veamos ahora dónde se produce el im - pulso eléctrico y cómo se conduce a través del corazón.

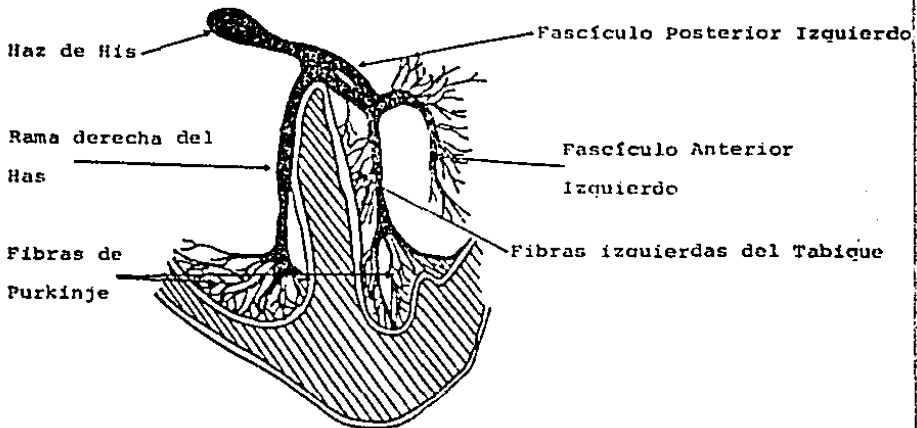
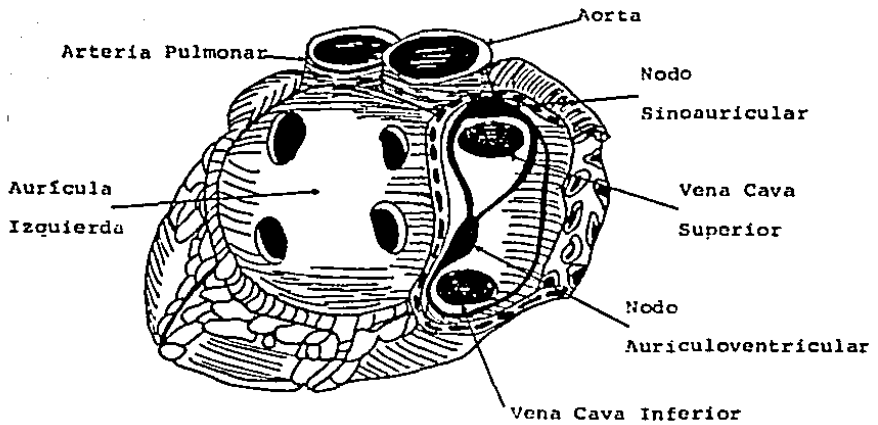


Figura 1: Sistema de Conducción del Corazón

El ciclo cardíaco puede resumirse en los siguientes pasos:

- 1o. Iniciación de la formación de impulsos en el marcapasos cardíaco primario o nodo seno-auricular.
- 2o. Transmisión del impulso a través del sistema de conducción especializado del corazón.
- 3o. Activación (despolarización) del miocardio auricular y ventricular.
- 4o. Recuperación (repolarización) de las áreas mencionadas.

Para entender la génesis de este proceso, es necesario tener un conocimiento básico de los potenciales existentes entre las membranas celulares.

Los biopotenciales eléctricos son el resultado de la actividad electroquímica de cierta clase de células excitables que forman parte del tejido nervioso, muscular y glandular.

Estas células tienen un cierto potencial de reposo y cuando son apropiadamente estimuladas, un potencial de acción. El potencial de reposo se debe a que la célula mantiene una diferencia de potencial entre su medio interno y el medio externo. El potencial de reposo interno varía en un rango de -50 a -100 mV.

La membrana celular, sumamente delgada (7 - 15 nm),

está formada por un complejo de lipoproteínas que es impermeable a las proteínas intracelulares y a otros aniones orgánicos. En su estado de reposo, es moderadamente permeable a los iones Na^+ y más bien permeable a los iones K^+ y Cl^- .

La permeabilidad de la membrana al ion de potasio es aproximadamente 50 a 100 veces mayor que su permeabilidad al ion Sodio. La razón para esta diferencia en la permeabilidad de la membrana es aún desconocida.

La membrana celular puede ser descrita como un capacitor, puesto que actúa como un separador de cargas que solo permite una pequeña fuga de iones vía poros. El campo eléctrico originado por el capacitor membrana se dirige hacia adentro, de positivo a negativo y tiende a inhibir el flujo hacia el exterior de los iones K^+ y el flujo hacia el interior de los iones Cl^- .

Para mantener el equilibrio entre la concentración de iones entre el exterior y el interior, se requiere de mantener un transporte activo de iones hacia adentro y afuera de las células de acuerdo con su gradiente de difusión. Este transporte, llamado transporte activo de sodio, consiste en llevar iones Na^+ fuera de la célula e iones K^+ hacia adentro. La energía para este transporte se obtiene del Adenosín Trifosfato (ATP).

La distribución de iones a través de la membrana celular y la estructura de dicha membrana es la explicación del potencial de reposo o PRM. Los iones de potasio que se difunden al exterior de acuerdo a su gradiente de concentración, y los aniones orgánicos que no pueden más que permanecer en el interior, crean la diferencia de potencial.

En cuanto al potencial de acción, éste se produce gracias a un estímulo adecuado. Un estímulo adecuado es aquel que origina una despolarización en la membrana que exceda el potencial umbral originando un potencial que viaja a velocidad constante a través de la membrana.

Debido al PRM, se dice que la membrana celular está polarizada: una magnitud menor a esta polarización se llama despolarización. El origen del potencial de acción depende de la conductividad de la membrana, es decir, de su permeabilidad a los iones Na^+ y K^+ . Cuando la membrana es despolarizada, su permeabilidad al Na^+ se incrementa significativamente.

En el caso de una célula ventricular, el PRM, tiene un valor de -90 mV. Al principio de la despolarización, ante un estímulo eléctrico o mecánico de una célula muscular, se produce un cambio brusco en la permeabilidad de la membrana. Como consecuencia, los iones de sodio pene-

tran y producen un brusco ascenso del potencial a +30 mV: los iones de potasio emigran al exterior. (fig 2)

Después de esta rápida fase de despolarización o fase 0, hay un retorno lento y gradual al PRM.

Esta fase de repolarización se divide en 3 fases: fase 1 o periodo rápido inicial de repolarización, fase 2 o periodo de meseta de repolarización, fase 3 o último periodo de repolarización.

Durante esta repolarización, el mecanismo de transporte activo de sodio entra en acción y produce la expulsión del sodio.

La curva de potencial de acción de una célula de músculo auricular es diferente a una de músculo ventricular ya que la repolarización es más corta. En general, los potenciales de acción de todas las fibras cardíacas no se dan simultáneamente y además, tienen diferente duración en cada fibra. Estos defasamientos explican la morfología del electrocardiograma (figs. 3 y 3a).

Ahora bien, la excitación del músculo cardíaco tiene lugar cuando el estímulo reduce el potencial transmembranal a cierto nivel crítico: el potencial umbral. Este es aproximadamente de -60 mV en el músculo auricular y ventricular (fig 2).

El periodo en la curva de potencial de acción duran-

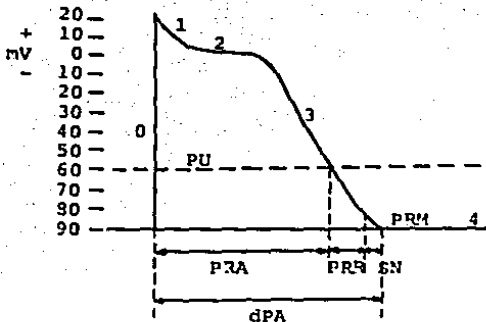


Figura 2: Diagrama del Potencial de Acción de una Célula de músculo Ventricular.

0 = despolarización.

1, 2, 3 = fases de repolarización.

4 = fase diastólica.

PRM = Potencial de reposo de la membrana.

PU = Potencial Umbral.

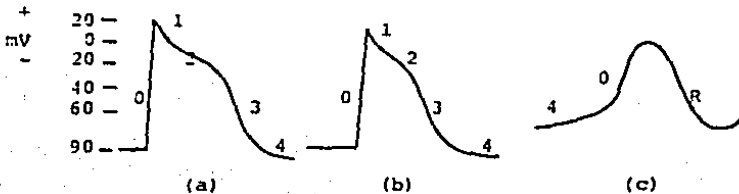


Figura 3: Diagramas de curvas de potencial de Acción:

a) Célula de músculo ventricular.

b) Célula de músculo auricular.

c) Célula del nodo senoauricular.

R = repolarización del nodo, no visible en fases 1,2,3.

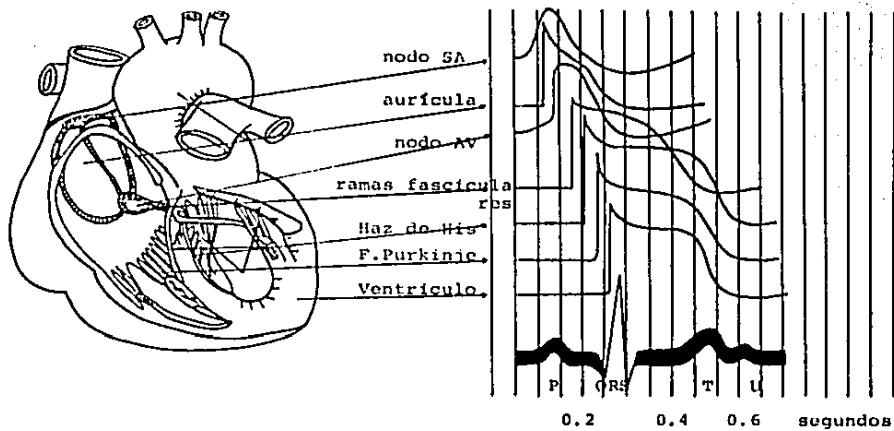
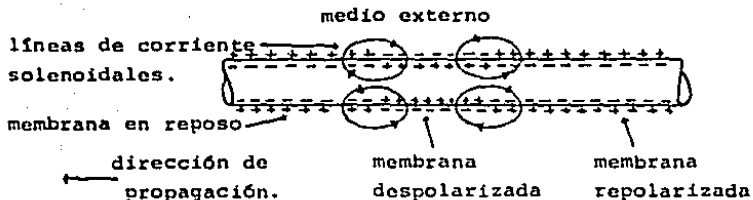


Figura 3a: Gráficas comparativas de la Actividad Eléctrica de Distintas Regiones del Músculo Cardíaco.

te el cual ningún estímulo puede propagar otro potencial de acción se conoce como periodo refractario absoluto. - Después de este, hay un periodo durante el cual, un estímulo fuerte puede provocar una respuesta: este es el periodo refractario relativo. Le sigue un periodo de excitabilidad supernormal, tiempo durante el cual un estímulo relativamente débil es capaz de producir respuesta.

En la siguiente figura podemos apreciar la propagación del potencial de acción a través de una fibra muscular:



La polaridad observada en la región activa es diferente debido a la despolarización de la membrana a valores positivos de potencial.

Vemos ahora como se produce la conducción eléctrica a través del corazón:

El impulso inicial principia en el nodo SA que genera impulsos eléctricos en el rango de 70 a 80 por minuto en -

condiciones normales. El impulso cruza por las vías inter nodales para despolarizar las aurículas y alcanza el nodo AV donde se retarda como ya establecimos, 0.07seg, antes de pasar al Haz de His, ramas y sistema de Purkinje. La activación ventricular inicial tiene lugar en la porción media del tabique interventricular en una dirección de izquierda a derecha. La región anteroseptal del miocardio ventricular es el siguiente sitio que se activa. La mayor porción de la activación ventricular tiene lugar en seguida a través del miocardio de los ventrículos derecho e izquierdo. Las últimas partes en activarse son la región postero-basal del ventrículo izquierdo, el cono pulmonar, y la porción más alta del tabique interventricular.

El paso del impulso eléctrico a través de cualquier porción del corazón, precede a la contracción resultante de esa porción del miocardio.

definición de electrocardiografía (ecg).

"El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de los potenciales eléctricos producidos en relación con el latido cardíaco". (1)

(1) Goldman, Mervin J.- Principios de Electrocardiografía Clínica.- Pág 1.

El ECG tiene valor especial en las siguientes situaciones clínicas: Infarto al miocardio, Hipertrofias, Arritmias, Pericarditis, efectos de medicamentos cardíacos, trastornos en el metabolismo electrolítico.

El ECG es solamente una prueba de laboratorio por lo que siempre debe interpretarse conjuntamente con los datos clínicos.

En la electrocardiografía moderna se puede registrar el trazo en papel fotográfico o tenerse una pajilla de inscripción directa. Se usa frecuentemente la visualización osciloscópica. Se puede transmitir ECG por telemetría o línea telefónica. Existen en la actualidad, facilidades de computación no solo para la interpretación electrocardiográfica, sino para reconocer y cuantificar arritmias. Todo esto se tratará con detalle posteriormente.

capitulo II fundamentos técnicos del ecg.

sistemas de derivaciones.

La mayoría de los modernos ECG se basan en el principio del galvanómetro y usan amplificadores que atenúan los potenciales musculares de otra índole. Constan de una palanca de inscripción mecánica que se mueve gracias a la

acción de un campo magnético creado mediante las corrientes de acción cardíacas amplificadas. Esta palanca lleva en su extremo un termoregistro que hace que se derrita - una capa superficial de papel especial o una plumilla que va pintando con tinta el ECG sobre el papel en movimiento.

Cuando no hay actividad, se registra una línea horizontal llamada isoléctrica o de base. La amplitud se mide con respecto a esta línea y puede ser negativa o positiva, en mV, con una duración en segundos. Los aparatos - están calibrados en general para que una deflexión de 1 - cm corresponda a una oscilación de 1 mV.

Las manifestaciones eléctricas de la actividad del - corazón son captadas en la superficie corporal por medio de electrodos que se conectan al aparato de registro. Los electrodos son dispositivos para censar una señal eléctrica generada en el cuerpo humano y transmitirla.

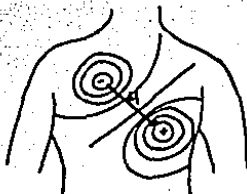
Los electrodos pueden ser superficiales o en forma - de catéteres. Los superficiales pueden ser discos de metal como plata o acero inoxidable, plano o en forma de aguja y se sujetan por medio de succión, lubricándolos con una crema o gel electrolítico que reduce la resistencia - de la piel.

Los electrodos en forma de catéteres que se insertan en las venas, evitan este problema y el producido cuando el paciente flexiona algún músculo ya que estos también -

generan un voltaje que se registra y causa interferencia. Estos catéteres se fabrican de plástico.

En la figura 4 se muestra una comparación entre la señal obtenida por medio de un electrodo superficial y otro intravenoso, así como algunos de los tipos de electrodos más comúnmente usados (fig. 5).

Para medir los potenciales generados por la actividad eléctrica del corazón, consideramos a éste como un dipolo:



En un instante determinado, dicho dipolo produce un campo eléctrico que cambia de magnitud y orientación con el tiempo. Este momento se representa por medio de un vector que va de la carga negativa a la positiva y que tiene una magnitud proporcional al valor de cualquiera de las dos cargas multiplicada por la separación entre ellas. Este vector se representa como M .

Los potenciales eléctricos generados por el corazón, aparecen a lo largo de la superficie corporal y es posible medirlos en cualquiera de esos puntos.

Pares de electrodos colocados en diferentes lugares registran diferentes resultados. Por esos se tienen posi-

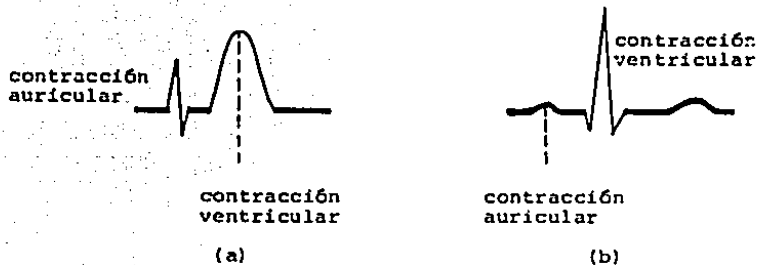


Figura 4: Comparación entre un ECG Intravenoso (a) con un ECG convencional superficial (b)

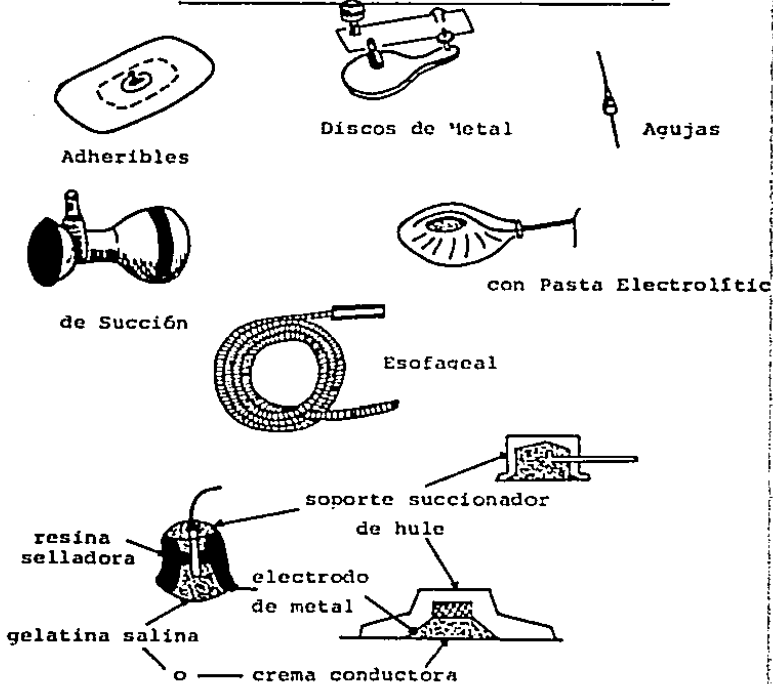
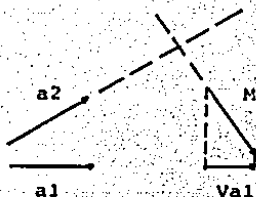


Figura 5: Tipos de electrodos para ECG.

ciones estandarizadas en el ECG. Para este modelo del dipolo, es conveniente predecir el voltaje y la forma de onda que debe obtenerse para un determinado par de electrodos. A la componente del vector M en la dirección del par de electrodos le llamaremos derivación. Con una sola derivación no podemos describir la posición de M ; por ello, en electrocardiografía se utiliza más de una derivación para definir la actividad eléctrica del corazón:



$Val = M \cdot a_1$
 Voltaje correspondiente a la derivación a_1 .

Existen 3 derivaciones básicas en el plano frontal, producto de distintas combinaciones de pares de electrodos colocados en el brazo derecho, RA, brazo izquierdo, LA, pierna izquierda LL y en la pierna derecha, RL, como referencia a tierra. Estas son las llamadas derivaciones de Einthoven o Derivaciones bipolares.

Estas derivaciones se representan:

- Derivación I: Brazo izquierdo (+) con respecto al brazo derecho (-).
- Derivación II: Pierna izquierda (+) con respecto al bra

zo derecho (-).

- Derivación III: Pierna izquierda (+) con respecto al - brazo izquierdo (-).

Entre las extremidades se establece una línea de derivación. Las tres líneas forman un triángulo llamado de Einthowen (figs. 6 y 7). Cada lado de este triángulo está dividido en 2 partes, una positiva y otra negativa. El triángulo es equilátero y está situado en el plano frontal del cuerpo, en cuyo centro se ubica el corazón.

Existen otras derivaciones de las que se obtiene una señal referida a más de un par de electrodos. Se llaman derivaciones unipolares porque consisten en el potencial que aparece entre un electrodo y otro punto de referencia que resulta del promedio de señales entre dos o más electrodos.

Esta referencia es la llamada Central Terminal Wilson donde 3 electrodos están conectados por resistencias de igual valor a un nodo común. El voltaje en este nodo es el promedio de voltajes entre cada electrodo:

Voltaje entre LA y CTW: VL

Voltaje entre RA y CTW: VR

Voltaje entre LL y CTW: VF

Para cada derivación hay una resistencia que une la terminal con el electrodo, lo que tiende a reducir la am-

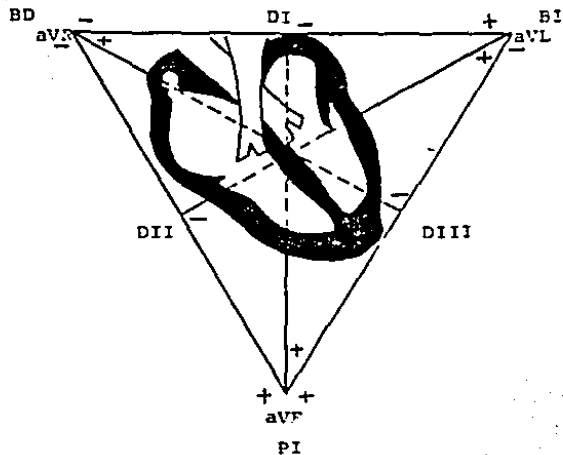


Figura 6: Triángulo de Einthoven: con las derivaciones estándar y las unipolares de los miembros aumentadas.

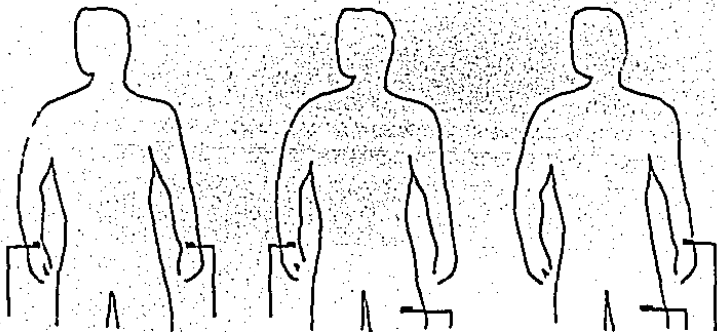


Figura 7: Derivaciones Standard según Einthoven.

plitud de la señal. Por ello se utilizan las derivaciones unipolares aumentadas que consisten en remover la conexión entre el electrodo y la CTW. Las variaciones de potencial de cada extremidad se registra mediante un electrodo explorador que se coloca en relación a un electrodo indiferente o central. Estas derivaciones son:

- aVR: brazo derecho.
- aVL: brazo izquierdo.
- aVF: pierna izquierda.

Están representadas por las líneas que van de cada uno de los vértices del triángulo de Einthoven a la mitad del lado opuesto (figs. 6 y 8). La intersección de las líneas de estas derivaciones corresponde al centro del triángulo u origen de los vectores cardíacos. El segmento de la línea de derivación unipolar comprendida entre el centro del triángulo y el vértice correspondiente, lleva signo positivo; el segmento opuesto es negativo.

El electrodo indiferente esta formado por las otras dos derivaciones unidas entre sí. Por ejemplo, para derivar el brazo derecho, el electrodo estará constituido por la unión del brazo y pie izquierdos.

Estas derivaciones nos hablan de los fenómenos eléctricos en el plano frontal.

Para la observación de la actividad del corazón en

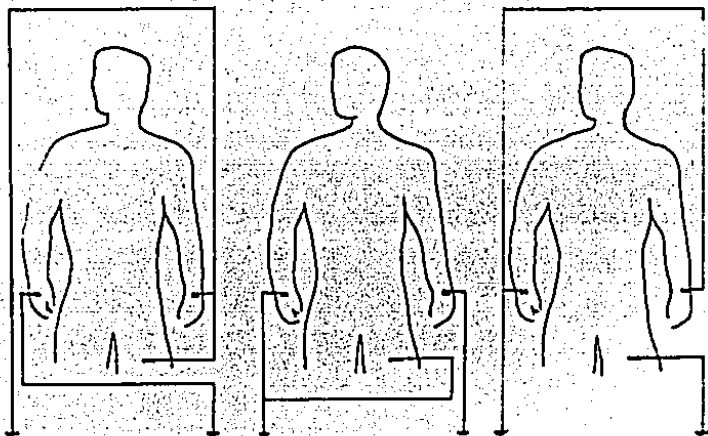
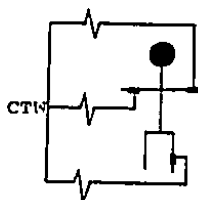
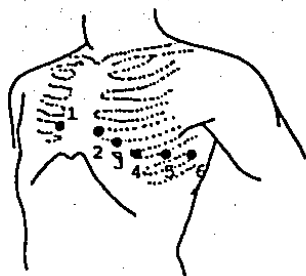


Figura 8: Derivaciones unipolares de los miembros aumentadas.



**CTW = Central Terminal de
Wilson.**

Figura 9: Derivaciones Unipolares Precordiales.

el plano horizontal o transversal, se tienen las derivaciones unipolares precordiales. En este caso, el electrodo explorador debe colocarse en puntos definidos de la pared torácica (fig. 9). Con este método se registra el potencial neto de un punto en la superficie del cuerpo, respecto a un potencial próximo a cero.

El método consiste en conectar los electrodos de cada extremidad, cada uno con una resistencia con un valor de más de 30 000 ohms, a la Central Terminal Wilson, en un punto común con potencial próximo a cero. Si una de las dos terminales del electrocardiógrafo se conecta a la Central Terminal y la otra al electrodo explorador colocado sucesivamente en los sitios que se ilustran en la figura 9, se obtienen las derivaciones unipolares precordiales denominadas V1, V2, V3, V4, V5, V6. Para su registro, el electrodo explorador deberá colocarse en los sitios precordiales que siguen:

- V1: Intersección del 4o. espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
- V2: Intersección del 4o. espacio intercostal izquierdo y del borde izquierdo del esternón.
- V3: A la mitad de la distancia entre V2 y V4.
- V4: Intersección del 5o. espacio intercostal izquierdo y de la línea media clavicular.

V5: A la misma altura de V4 en la intersección con la línea axilar anterior.

V6: A la misma altura de V4 en la intersección con la línea axilar media.

Las derivaciones ortogonales de Franck, (fig. 10), - han tenido gran auge porque son la base de la vectografía cardíaca aunque también tienen utilidad cardiográfica escalar. Se originaron por la teoría del dipolo. Consisten en tres derivaciones perpendiculares entre sí: X, Y, Z. Se usan 7 electrodos y, la constancia de la intensidad y dirección de la derivación está asegurada por la colocación de resistencias adecuadas. Teóricamente, estas tres derivaciones resumen toda la información eléctrica que se requiere saber del corazón.

alteraciones del ecg normal.

En la figura 11 se muestra una comparación entre un ECG normal y distintas alteraciones que sufre debido a diversas causas. Esto se debe generalmente a deficiencias técnicas en el registro o en el mismo electrocardiógrafo.

Las causas más comunes que producen alteraciones son la corriente alterna y las contracciones musculares.

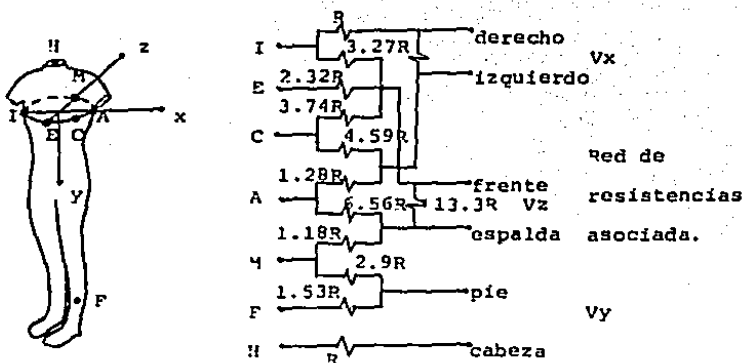
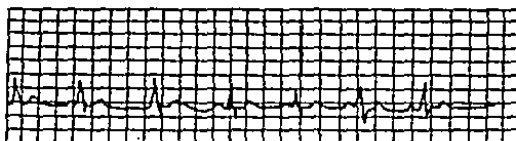
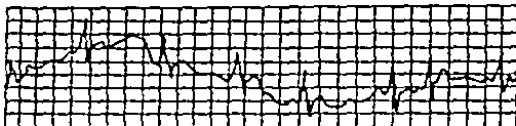


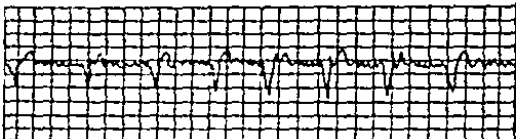
Figura 10: Derivaciones ortogonales de Franck



Buen ECG



Mal contacto de electrodos.



Electrodos sucios.



Tremor muscular.

Figura 11: Alteraciones Comunes en un ECG normal.

La primera se debe a la mala colocación de los electrodos o a que la tierra del ECG muestra puntas regulares con la típica frecuencia de 60 ciclos por seg. Puede producirse también en locales mal aislados.

Cuando el paciente sufre una incomodidad, frío, nerviosismo o alguna enfermedad, se dan las contracciones musculares que se presentan como pequeñas puntas irregulares sobre todo en las derivaciones periféricas.

Se tienen también alteraciones por un contacto deficiente entre electrodos y piel.

Para obtener trazos más puros, se suele limitar la frecuencia, pero esto afecta al ECG haciendo desaparecer trazos de gran importancia por lo que es mejor no usar filtros que lo afecten.

el ecg normal.

En general, hay dos partes en un electrocardiograma:

- 1° La que se produce durante el paso del estímulo (despolarización).
- 2° La que se produce cuando el músculo regresa a su estado de reposo (repolarización). (2)

Durante la repolarización, la deflexión del trazo de

pende de la dirección en que se difunde un estímulo a través del músculo y a la posición del electrodo con relación a esta difusión. La deflexión será positiva si el estímulo se dirige al electrodo, negativa si el estímulo se aleja del electrodo y difásica, si el electrodo se encuentra en la parte media de la tira muscular.

En cuanto a la repolarización, si tiene lugar en dirección opuesta a la despolarización, la deflexión será en la misma dirección de ésta; pero si ocurre en la misma dirección que la despolarización, la deflexión será opuesta. (fig. 14).

En el electrocardiograma aparece 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 (fig. 12).

El ECG está integrado por un elemento ventricular y uno auricular en sus fases de despolarización y repolarización aunque la fase de repolarización auricular queda cubierta por la despolarización ventricular que es más importante.

Explicaremos ahora cada uno de los complejos, sus características y a que fenómeno corresponden:

* Onda P:

Es la deflexión producida por la despolarización au-

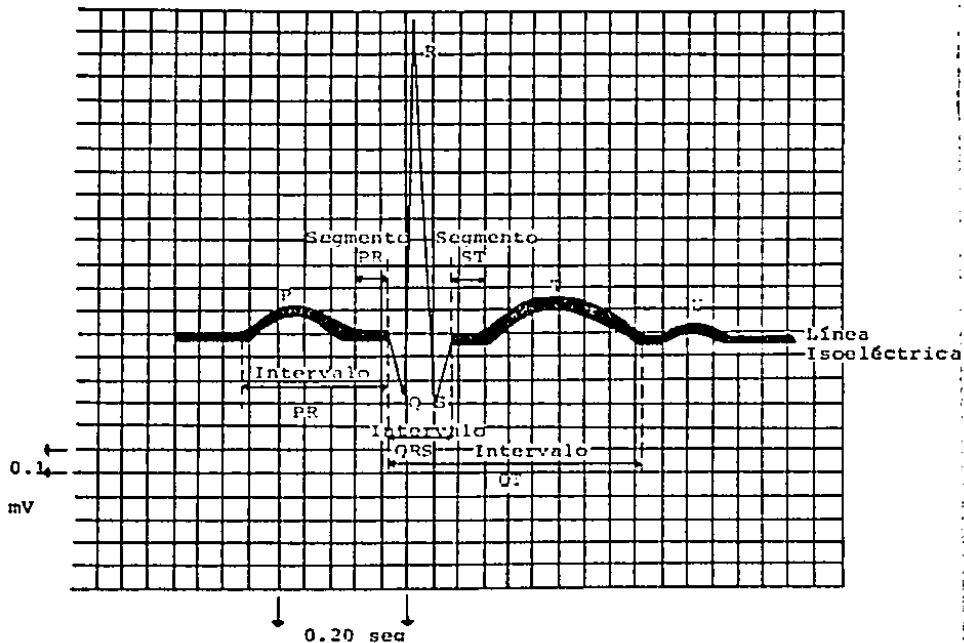


Figura 12: Diagrama de complejos, intervalos y segmentos electrocardiográficos.

ricular que se inicia en el nodo senoauricular. La parte inicial de la onda corresponde a la despolarización de la aurícula derecha y la parte final, a la de la izquierda. Su duración máxima es de 0.11 seg., y su amplitud varía entre 0.1 y 0.3 mV. La onda P es positiva en las derivaciones I, II, aVF y de V2 a V6; negativa en aVR y positiva, difásica o negativa en III, aVL y V1.

* Intervalo PQ o PR:

También llamado intervalo aurículo-ventricular que corresponde al segmento comprendido entre el comienzo de la actividad auricular y el comienzo de la actividad ventricular. Su duración varía entre 0.15 y 0.2 seg., y depende de la frecuencia cardíaca. Corresponde al tiempo que pierde el estímulo en el nodo AV.

* Complejo QRS:

Corresponde a la despolarización ventricular y consta de la onda Q, deflexión negativa inicial, la onda R, primera deflexión positiva y la onda S, no siempre aparente, que corresponde a la primera deflexión negativa que sigue a la positiva. El voltaje de Q no debe superar a la cuarta parte del voltaje de R ni tener una duración superior a 0.04 seg. La duración de todo el complejo va de 0.07 a 0.1 segs. Un complejo exclusivamente negativo recibe el nombre de QS y es frecuentemente normal en V1.

* Segmento ST:

Corresponde al intervalo comprendido desde el final del complejo QRS hasta el comienzo de la onda T a nivel de la línea isoelectrica (si no está a este nivel, es a normal). Corresponde a la despolarización completa de los ventriculos.

* Onda T:

Deflexión producida por la repolarización ventricular. Es positiva en las derivaciones I, II, aVF y de V2 a V6 e invertida para aVR. Puede ser positiva, difásica o negativa en III, aVL y V1. No alcanza una amplitud mayor a 2/3 de la onda R.

* Intervalo QT:

Corresponde a la duración total de la activación ventricular o sistole ventricular. Es la medida desde el principio de la onda Q hasta el final de la onda T. Esta medida debe corregirse para la frecuencia cardiaca.

* Intervalo QU:

Se mide desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda U.

* Onda U:

Frecuentemente no es visible. Es una onda aplanada cuyo origen no es todavía claro. Se piensa que es el resultado de la repolarización lenta del sistema de conduc

ción intraventricular (Purkinje). Cuando se ve, es una de flexión pequeña positiva de menor amplitud que la onda T en la misma derivación. Se ve sobre todo en las derivaciones V2 a V4.

* Segmento TP:

Corresponde a la diástole cardíaca o pausa de activación. Se mide del final de T al comienzo de la onda P.

* Punto J: Punto donde se considera que acaba QRS.

Conociendo el significado de las distintas ondas, -- complejos e intervalos y los límites de la normalidad de cada uno, se puede analizar el ECG determinándose la frecuencia cardíaca, el ritmo sinusal, eje eléctrico (para determinar la posición del corazón), comparación con el patrón normal y semiología de las anormalidades en busca de distintos trastornos como arritmias, infartos, trastornos de repolarización, sobrecargas ventriculares, bloqueos etc.

En la figura 13 se muestran los distintos complejos que conforman el ECG.

variantes en el eeg.

Debido a las numerosas variables biológicas, no todas las personas de una población normal seleccionada llevarán todos los criterios que se han señalado anteriormente.

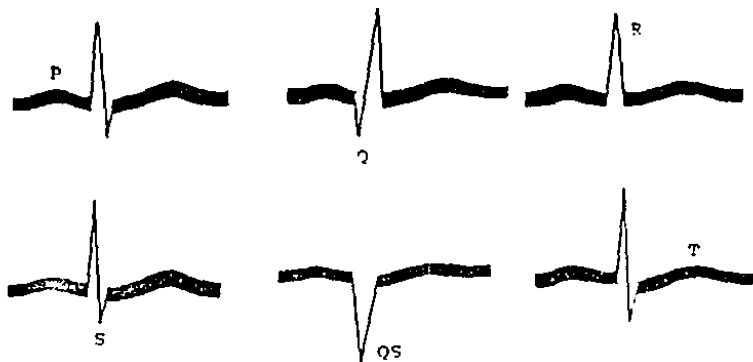


Figura 13: Nomenclatura de ondas

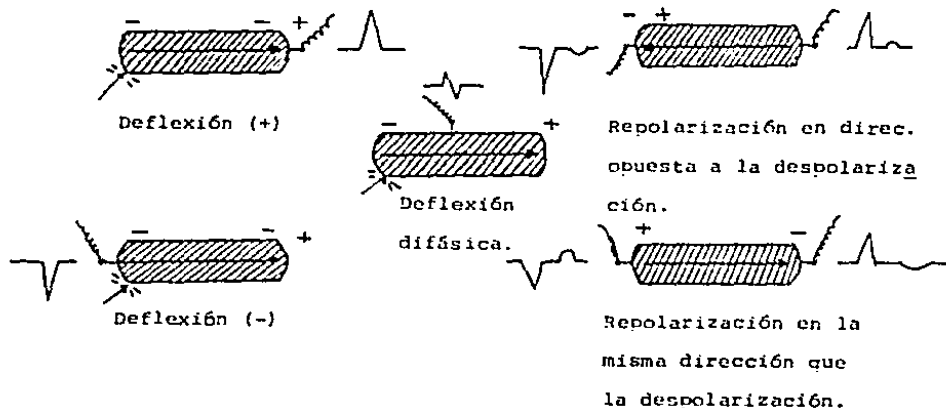


Figura 14: Deflexión para la despolarización y repolarización de tiras musculares.

Aproximadamente el 2% se saldrá de la variación media normal y podrían ser consideradas como "anormales" - si no se tiene en cuenta lo anterior.

En los lactantes, por ejemplo, el ECG es típico de hipertrofia ventricular. En los niños y adultos jóvenes (menos de 30 años), el ECG puede mostrar inversiones en la onda T en las derivaciones V1 a V3.

Después de una comida pesada, especialmente de alto contenido de carbohidratos, pueden ocurrir depresión de ST o inversión de la onda T. Esto es debido a un desplazamiento intracelular de potasio asociado al metabolismo de la glucosa y estas modificaciones pueden simular una variedad de estados patológicos.

La respiración profunda puede influir en la posición eléctrica del corazón.

La constitución física es también un factor importante: así, en el embarazo y en personas obesas se pueden producir alteraciones.

En pacientes que supuestamente tienen corazón sano y sufren de ansiedad o hiperventilación, los datos pueden simular una insuficiencia coronaria.

En deportistas entrenados se observa bradicardia - (disminución de la frecuencia cardíaca) y alteraciones en ondas y segmentos.

La posición indebida también causa alteraciones: la posición en la que normalmente se toma el ECG es la de decúbito supino o acostado boca arriba.

Se suelen tomar ECG a personas que se han sometido a un ejercicio físico previo para conocer el estado de irrigación coronaria del miocardio.

ARRITMIAS.

En el presente apartado se analizan las características de las distintas arritmias cardíacas con el objeto de comprender más a fondo el funcionamiento del bloque de alarmas que se analizará posteriormente.

Una arritmia es, básicamente, una condición anormal en el ritmo cardíaco.

Como se vió ya, el origen de los latidos del corazón es el nodo sinoauricular que establece un ritmo normal de 70 latidos por minuto. Esta frecuencia es un poco menor durante el periodo del sueño y experimenta un aumento debido a las emociones, ejercicio, fiebre y otros estímulos.

Algunas partes del músculo cardíaco poseen un ritmo inherente, por ejemplo, el tejido auricular y las fibras de Purkinje, y algunas veces puede ocurrir que en condiciones anormales, algunas de estas zonas se conviertan en el marcapasos cardíaco dominante.

Esto puede ocurrir cuando la actividad del nodo SA sufre una depresión, cuando el Haz de His resulta dañado o cuando alguna zona del tejido especializado de conducción descarga a una frecuencia mayor que el nodo SA (foco ectópico).

Los trastornos en el ritmo cardíaco se deben en gran medida a dos procesos básicos: automatismo y conductividad.

- Automatismo: el nodo SA actúa normalmente como marcapasos pero, en ciertas ocasiones, puntos secundarios toman a su cargo el automatismo. La frecuencia a la que descarga el nodo SA depende del nivel del potencial umbral, de la pendiente de despolarización diastólica y del nivel del potencial de membrana al final de la repolarización. Cuando el primero se reduce o el potencial de membrana aumenta, la

frecuencia aumentará igualmente porque se alcanza el nivel umbral más pronto. Factores como daños en el sistema nervioso autónomo, variaciones en la temperatura, dilatación cardíaca, concentraciones anormales de potasio o calcio, - pueden influir en el automatismo.

- Conductividad: La velocidad de despolarización y la amplitud del potencial de acción influyen en la conductividad. Una disminución de la velocidad de despolarización, disminuye la velocidad de conducción y favorece la producción de bloqueos y taquicardia.

La conducción oculta, en la que un impulso penetra parcialmente una porción del sistema de conducción pero sin propagarse, produce fibrilación.

Se expone a continuación algunos patrones anormales - típicos para algunas clases de arritmias y el procedimiento que se sigue para detectarlas a través de la interpretación de la onda registrada en el osciloscopio.

* Taquicardia Auricular:

Se caracteriza por una frecuencia superior a 100 latidos/min., y generalmente no excede los 160 latidos/min., en el adulto. No indica necesariamente alguna cardiopatía. Se caracteriza por un QRS normal y una onda P anormal que la precede, frecuentemente muy junta a la onda T del complejo anterior.

*** Bradicardia Auricular:**

Ritmo con frecuencia inferior a 60 latidos/min. Tampoco indica cardiopatía necesariamente aunque puede ser resultado de enfermedades que involucren al nodo SA o a las aurículas

*** Aleteo Auricular:**

La estimulación auricular sucede a frecuencias de 250 a 350 latidos/minuto. De estos estímulos auriculares, pasan al ventrículo uno de cada dos o tres por lo que la frecuencia cardíaca es de 110 a 150 latidos/minuto., e irregular. Se presenta por enfermedades coronarias, deficiencias en la válvula mitral, embolias pulmonares o cirugía cardíaca.

Las ondas P son sustituidas por una serie de ondas regulares: las ondas F que no estimulan la aparición del complejo QRS mas que una vez cada dos o tres ondas.

*** Fibrilación Auricular:**

La sístole de las aurículas no sucede en forma articulada: cada una de las fibras se contrae en forma desordenada. La onda P es sustituida por un gran número de ondas F irregulares con frecuencia de 350 y pasan al ventrículo una de cada 3 a 5. Se produce por hipertiroidismo, enfermedades coronarias y anomalías en la válvula mitral debido al reumatismo.

***Bloqueo Aurículo-Ventricular:**

Existe un trastorno en el nodo AV que genera dificultad pa-

ra la conducción del estímulo auricular hacia los ventrículos. Como el impulso se retrasa, se origina un aumento del espacio PR que llega a medir 0.2 seg o más. Es producido - por padecimientos infecciosos agudos, por lesiones congénitas, cardiopatías coronarias e intoxicaciones.

* Extrasístoles Ventriculares:

Puede presentarse en corazones sanos. Son complejos QRS no precedidos de onda P con onda T invertida, que ocurre prematuramente y van seguidas de una pausa de compensación. Acompañan cualquier enfermedad orgánica del corazón. Pueden ser consecuencia de intoxicaciones.

* Taquicardia Ventricular:

Muy grave, se presenta con el infarto al miocardio. Se caracteriza por extrasístoles ventriculares que ocurren a -- frecuencias de 150 a 200 latidos/min. Los complejos QRS son anchos: como la aurícula se contrae de modo independiente, la onda P se superpone a QRS. Se produce acompañando la arteriosclerosis, hipertensión, síndrome de Parkinson.

* Fibrilación Ventricular:

Es la más grave de las arritmias y equivale a un paro circulatorio. Las fibras se contraen de forma independiente y desorganizada. No hay un patrón de ondas definido. Se produce por interrupción de la circulación en las coronarias, por descenso de la temperatura corporal por abajo de 28°C.

en operaciones con anestesia general o en infartos.

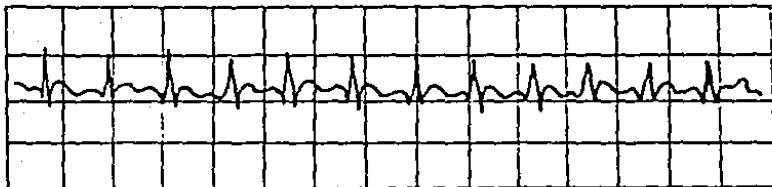
*** Pausa Sinusal:**

El nodo SA deja de estimular al corazón. En el ECG se detecta como una pausa en la que no hay actividad eléctrica. Puede presentarse en corazones sanos pero es de corta duración.

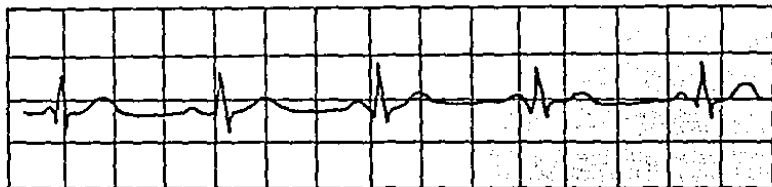
El paro sinusal total equivale a paro circulatorio.

Figura 15: Arritmias.

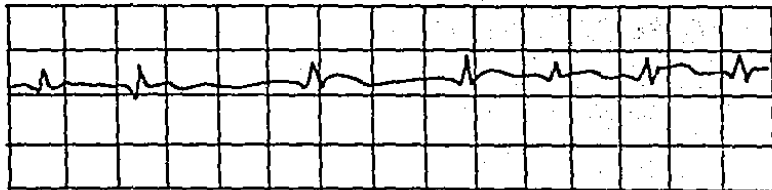
Taquicardia Auricular.



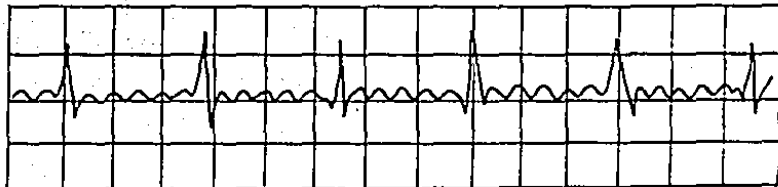
Bradicardia Auricular.



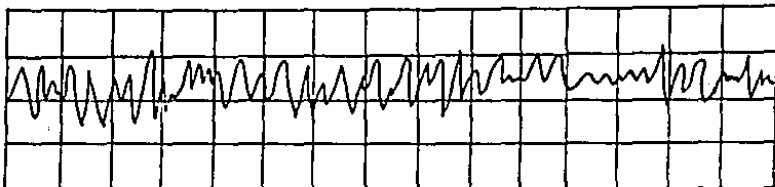
Arritmia Sinusal.



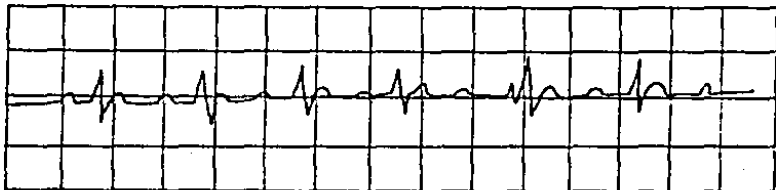
Aleteo Auricular.



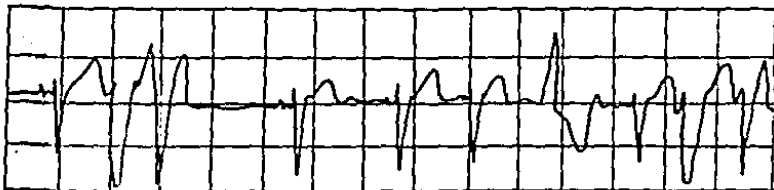
Fibrilación Ventricular.



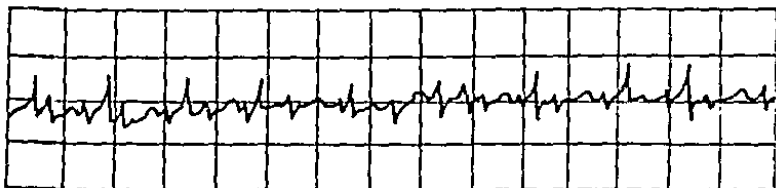
Bloqueo A-V.



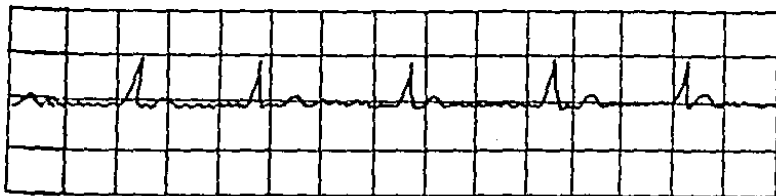
Extrasístoles Ventriculares.



Taquicardia Ventricular.



Fibrilación Auricular.



capítulo III diseño del medidor de frecuencia cardíaca.

diagrama de bloques.

El medidor de frecuencia cardíaca o cardiotacómetro - tiene la función de detectar los complejos de ondas generados por la actividad eléctrica del corazón, amplificarlos, filtrarlos y contarlos de tal manera que pueda determinarse el número de latidos por minuto e indicar, en su caso, la presencia de alguna anomalía en el ritmo cardíaco me

diante el sistema de alarmas.

Es posible, además, visualizar dichos complejos para facilitar el diagnóstico de alguna otra anomalía a través del trazo registrado en el osciloscopio.

En la página siguiente se muestra el diagrama de bloques del medidor de frecuencia cardíaca. El medidor se encuentra constituido por las siguientes etapas:

- * Etapa amplificadora.
- * Etapa de filtros.
- * Detector QRS.
- * Medición de Frecuencia.
- * Bloque de Alarmas.

En la etapa amplificadora se aumenta considerablemente el valor del voltaje de la señal cardíaca detectada por los electrodos para facilitar su procesamiento. Las características de esta etapa deberán ser singulares dado el pequeño valor de la señal a medir además de que deberá proveer la protección básica requerida por el paciente.

La etapa de filtros elimina la indeseable señal de 60 Hz proveniente de la línea, así como cualquier otro tipo de interferencia externa o las generadas por el paciente mismo.

El detector de complejos QRS acondiciona la señal pa

ra ser procesada por los circuitos digitales, al generar un tren de pulsos con el voltaje adecuado, correspondiente a cada uno de los complejos QRS registrados, tomando estos como referencia por su mayor valor de voltaje y su presencia única e inconfundible en el complejo cardíaco, en toda derivación.

Acondicionada a la señal, es procesada por el circuito de medición de frecuencia que nos dará como resultado los latidos por minuto registrados.

La comparación del valor de frecuencia obtenido con los valores límites establecidos para el diagnóstico de taquicardia o bradicardia, determinará el accionamiento de un sistema de alarmas, requisito indispensable en todo aparato de ECG destinado a monitoreo.

Se detalla a continuación el funcionamiento de cada uno de los bloques arriba mencionados.

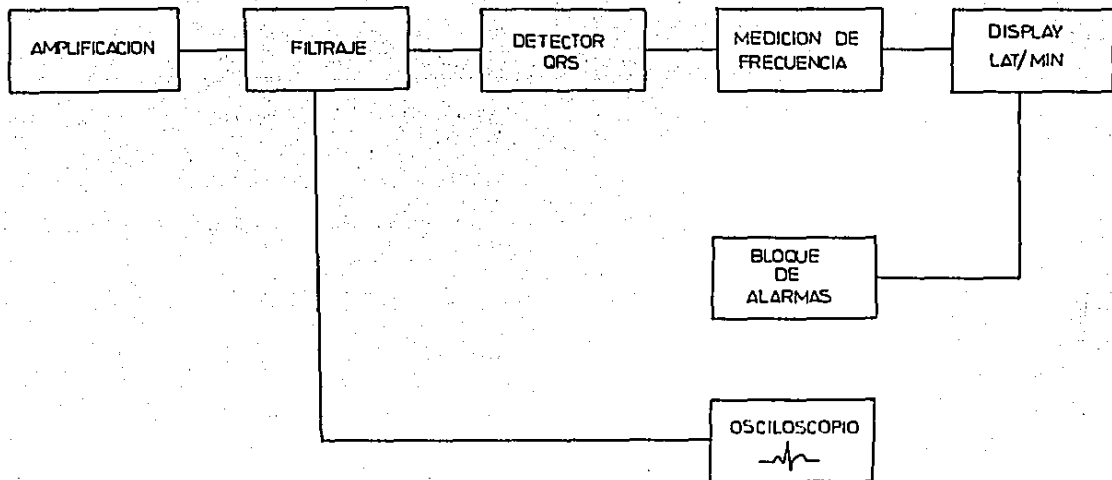


FIGURA 16 : DIAGRAMA DE BLOQUES DEL MEDIDOR DE FRECUENCIA CARDIACA

etapa amplificadora.

Los amplificadores de biopotencial constituyen piezas claves en los modernos sistemas de instrumentación médica pues las variables a medir son de características muy especiales: muy bajos valores de voltaje y altas impedancias. Por ello se requiere de amplificadores que nos provean de una señal medible pero sin perder sus características.

La función esencial de un amplificador de biopotencial, es tomar una señal eléctrica de origen biológico y aumentar su amplitud de tal manera que pueda ser medida, procesada y visualizada.

Generalmente son amplificadores de voltaje aunque en algunos casos, son utilizados para aislar la carga de la fuente: en estas condiciones actúan solamente como amplificadores de corriente.

Los requerimientos básicos de un amplificador de biopotencial son:

- * Alta impedancia de entrada: puesto que los electrodos pueden ser afectados por una carga eléctrica y producir distorsión en la señal a medir. Los valores de impedancia de entrada van de 2 Mohms a 10 Mohms de acuerdo a la aplicación.
- * Protección al organismo estudiado: cualquier corriente o potencial que aparezca entre las terminales de entrada del amplificador puede afectar, generando micro o macroshocks en el paciente. El circuito de salida no representa mayor problema: su impedancia debe ser más baja con respecto a la impedancia de carga.
- * Operación dentro del rango de frecuencia de la señal a medir: Debido al bajo nivel de las señales biológicas, es importante determinar un ancho de banda lo suficiente

mente grande para procesar la señal adecuadamente.

- * Alta Ganancia: ya que los potenciales biológicos son del orden de unos cuantos mV o menos. Las ganancias deben tener valores de 1000 o más.
- * Entrada Diferencial: Como los biopotenciales son obtenidos por medio de electrodos bipolares simétricamente localizados y con referencia a tierra, el amplificador más apropiado es un diferencial.
- * Alto Rechazo de Modo Común o CMRR: debido a que se genera un voltaje de modo común entre los electrodos bipolares con respecto a tierra que es mayor en amplitud que la señal.
- * Facilitar una rápida calibración.

El ECG es, sin duda, uno de los amplificadores de biopotencial de uso más generalizado y de más larga historia: desde 1903, después de diversas tentativas con éxito parcial Einthoven desarrolló un aparato de registro de suficiente sensibilidad para uso clínico gracias al empleo del galvanómetro de cuerda. Este ECG consistía esencialmente de un conductor colocado en el entrehierro de un electroimán cuyo desplazamiento es proporcional a la cantidad de corriente que lo recorre. Los desplazamientos de la cuerda eran amplificados por métodos ópticos o registrados por medio de una

pluma inscriptora de inercia relativamente alta. El primer tipo tiene la ventaja de su gran sensibilidad y el segundo que su manipulación es menos delicada y produce escasa o nula deformación de los trazos cuando la resistencia eléctrica en los sitios de registro no se hubiera podido reducir.

Con el avance de la electrónica y la aparición del amplificador diferencial, se encontraron otras alternativas, que ayudaron a resolver problemas como la necesidad de una amplia respuesta en frecuencia para reproducir los latidos del corazón (abajo de 70 Hz) y al mismo tiempo, para reproducir los voltajes auriculares de alta frecuencia.

Ahora bien, otro factor que creó problemas es que la adquisición de un ECG crea una complicada red eléctrica entre el paciente, electrodos, los distintos accesorios de registro y medición como monitores, transductores, etc., - el equipo del hospital, la línea y el electrocardiógrafo - mismo. Si la red no se manipula de manera adecuada, se pueden producir corrientes letales para el paciente.

La Asociación Médica Americana considera como seguro el siguiente rango de corriente pasando directamente a través del corazón: $10\mu A - 20\mu A$. Se muestra a continuación, una tabla que señala la reacción del cuerpo ante el paso de diferentes valores de intensidad de corriente:

INTENSIDAD DE CORRIENTE

EFECTO

(1 sec. de contacto)

1 mA	Umbral de Percepción.
5 mA	Máxima intensidad de corriente que no produce daño alguno.
10 - 20 mA	Contracción muscular sostenida.
50 mA	Dolor. Es posible el desvanecimiento, daño mecánico. No se afectan las funciones respiratorias y cardíacas.
100 - 300 mA	La función respiratoria no sufre cambio pero puede iniciarse fibrilación ventricular.
6 A.	La función cardíaca no sufre cambio. Parálisis respiratoria temporal. Hay quemaduras.

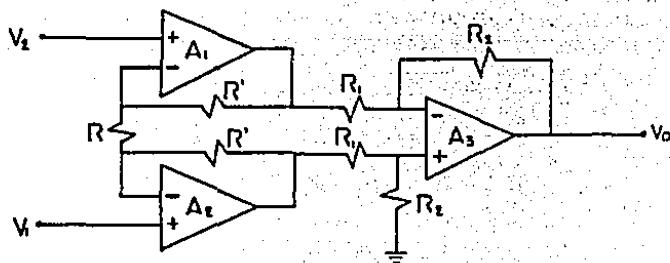
Nota: Las reacciones pueden ser variadas porque la resistencia de la piel puede variar de 1000 ohms, en el caso de la piel húmeda, a 1,000,000 ohms para la piel reseca.

Para evitar dichas corrientes letales, se aísla el equipo utilizando conductores de alta resistencia y amplificadores con alta impedancia de entrada.

Los modernos aparatos de electrocardiografía son el producto del desarrollo técnico que culminó con lo que se llamó "Amplificador de pierna derecha", que es el utilizado en el presente proyecto. El amplificador de Pierna Derecha consta básicamente de un amplificador de Instrumentación y de un amplificador auxiliar que va conectado al electrodo de la pierna derecha.

Los amplificadores de instrumentación se utilizan normalmente en la medición de parámetros físicos a través de transductores. Se caracterizan por su alta impedancia de entrada y por su alto rechazo de modo común.

El diagrama correspondiente al amplificador de instrumentación es el siguiente:



La ganancia en cada uno de los amplificadores A_1 y A_2 será la unidad para un voltaje de modo común; pero tendrá un elevado valor en el caso de una señal diferencial.

En el primer caso, el voltaje en la resistencia R será:

$$V_2 - V_1$$

pero como:

$$V_2 = V_1$$

entonces:

$$V_R = 0$$

en consecuencia:

$$V_2 = V_2 \quad \text{y} \quad V_1 = V_1$$

y la ganancia es unitaria.

En el segundo caso, cuando $V_1 \neq V_2$, la corriente a través de R y R' ocasionará que:

$$V_2 - V_1 > V_2 - V_1$$

resultando:

$$V_O = \left[1 + \frac{2R'}{R} \right] \frac{R_2}{R_1} (V_1 - V_2)$$

En nuestro caso: $V_O = \left[1 + 2 \left(\frac{10K}{1K} \right) \right] \frac{220 K}{5.6 K} (V_1 - V_2)$

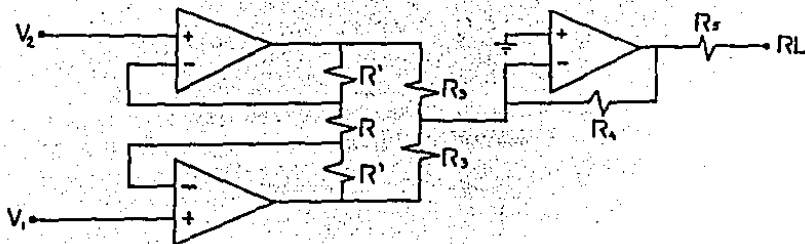
$$V_O = 825 (V_1 - V_2)$$

En los primeros amplificadores utilizados en los ECGs, la pierna derecha del paciente se conectaba directamente a

tierra para reducir la interferencia de la línea en la señal amplificada. Para protección del paciente, se conectaba un fusible, generalmente a $5\mu A$, entre el electrodo de la pierna derecha y tierra.

Sin embargo, este sistema no era totalmente seguro - puesto que la existencia de otros instrumentos de medición o la mala conexión de tierras, podía producir corrientes de tierra letales para el paciente.

En los modernos sistemas, el paciente no es conectado a tierra. El electrodo de la pierna derecha es conectado a la salida de un amplificador auxiliar. El voltaje de modo común en el paciente es sentido a través de la resistencia R_3 , invertido, amplificado y retroalimentado a la pierna derecha a través de R_5 :

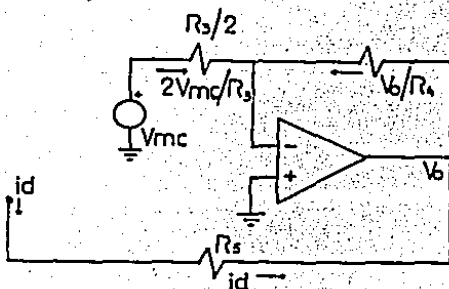


Esta retroalimentación negativa reduce el valor del voltaje de modo común.

Cuando un alto voltaje aparece entre el paciente y tie

rra, el amplificador auxiliar se satura: esto aísla al paciente del circuito a través de R_5 , la cual normalmente deberá tomar valores elevados.

El circuito equivalente de un amplificador de pierna derecha es el siguiente:



Si sumamos las corrientes en la entrada inversora del amplificador:

$$\frac{2 V_{mc}}{R_3} + \frac{V_o}{R_4} = 0$$

$$V_o = \frac{-2 R_4}{R_3} V_{mc}$$

como $V_{mc} = F_5 id + V_o$

entonces

$$V_{mc} = \frac{F_5 id}{1 + 2R_4 / R_3}$$

La resistencia efectiva entre la pierna derecha y tie

rra será el valor de la resistencia de salida por la ganancia del amplificador auxiliar. Cuando el amplificador se satura, R_5 está conectada directamente a tierra; para aislar al paciente de tierra durante transitorios, R_5 debe tener un valor elevado.

Cuando el amplificador no está saturado, el voltaje de modo común, V_{mc} , debe tener el valor más pequeño posible. Esto se logra elevando el valor de R_4 que puede ser igual al de R_5 .

R_3 debe tener valores menores o iguales a los de las resistencias anteriores.

El circuito integrado empleado para el amplificador de pierna derecha es el TL 084 que se caracteriza por contar con JFET en la etapa de entrada: esto eleva considerablemente el valor de la impedancia de entrada y añade la ventaja de un ruido extremadamente bajo. Este circuito integrado se caracteriza igualmente por un alto rechazo de modo común.

El diagrama completo de componentes del amplificador de biopotencial se muestra en la figura 17.

etapa de filtros.

El filtrado de la señal medida se hace necesario debido a que tanto los electrodos de las derivaciones como el paciente mismo, funcionan como una "antena": las señales captadas a través de ellos aparecen como interferencia en el registro del electrocardiograma. Las fuentes de interferencia van desde la línea de alimentación y otros aparatos,

hasta señales de radio y TV.

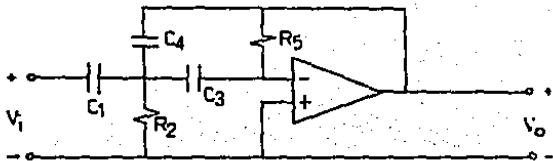
Los rangos de frecuencia entre los que normalmente tra baja un electrocardiógrafo varían según el uso a que está destinado: para monitoreo, el rango de frecuencia es de -- 0.05 Hz a 100 Hz, mientras que para diagnóstico, el rango -- va de 10 Hz a 50 Hz, lo que elimina la típica señal de 60 Hz proveniente de la línea.

En nuestro caso, se ha escogido el rango de frecuen -- cia correspondiente al diagnóstico.

La etapa de filtros está constituida por un filtro pa -- sa-alta y un filtro pasa-baja, cada etapa dividida por me -- dio de un seguidor de voltaje que hace las veces de acopla -- dor de impedancia: impedancia de entrada grande, impedan -- cia de salida baja y ganancia de voltaje unitaria.

La ganancia de ambos filtros será unitaria para evi -- tar posibles distorsiones en la señal.

Se muestra a continuación la configuración del filtro -- pasa-alta:



El valor de la frecuencia de corte para este filtro - será $f_0 = 10 \text{ Hz}$. Se calculan los valores de resistencias y capacitancias en base a las siguientes ecuaciones:

$$C1 = C3 = C$$

$$C4 = \frac{C}{A}$$

$$R2 = \frac{\alpha}{2 \pi f_0 C (2 + 1/A)}$$

$$R5 = \frac{2A + 1}{2 f_0 C}$$

donde: A = Ganancia (en este caso igual a 1)
 C = Capacitancia cuyo valor se fija arbitrariamente.
 α = $1/Q$ donde Q es el factor de selectividad -- del filtro. En este caso $Q = 1$
 f_0 = Frecuencia de corte.

Se elige:

$$C = 1 \mu\text{f}$$

entonces:

$$C1 = C3 = 1 \mu\text{f}$$

$$C4 = \frac{1 \mu\text{f}}{1} = 1 \mu\text{f}$$

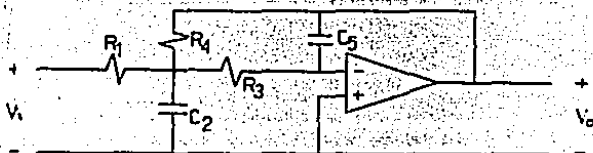
$$R2 = \frac{1}{2 \pi (10 \text{ Hz}) (1 \times 10^{-6} \text{ f}) (2 + 1)}$$

$$R2 = 5.3 \text{ k}\Omega \approx 5 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = \frac{(2)(1) + 1}{(1)(2)\pi(10\text{Hz})(1 \times 10^{-6}\text{f})} = 47.7 \text{ K}\Omega$$

$$R_3 \approx 47 \text{ K}$$

La configuración elegida para el filtro pasa-baja es la siguiente:



Las ecuaciones empleadas en el cálculo son:

$$C_5 = C$$

$$C_2 = \frac{4C(A+1)}{\alpha^2}$$

$$R_4 = 4R_1$$

$$R_1 = \frac{\alpha}{4A\pi f_0 C}$$

$$R_3 = \frac{\alpha}{4\pi f_0 C(A+1)} = \frac{A}{A+1} R_1$$

donde, de manera similar que el caso anterior, el valor de los distintos parámetros es:

$$A = 1$$

$$\alpha = 1/Q = 1$$

Si elegimos:
entonces:

$$f_0 = 50 \text{ Hz}$$

$$C = 0.12 \text{ f}$$

$$R_1 = \frac{1}{4 (1) \pi (50\text{Hz}) (0.12 \times 10^{-6} \text{f})}$$

$$R_1 = 13.2 \text{ K}\Omega = 10\text{K}$$

$$C_2 = \frac{4 (0.12 \times 10^{-6} \text{f}) (1+1)}{1^2} = 0.96 \mu \text{ f}$$

$$C_2 \approx 1 \mu \text{ f}$$

$$R_3 = \frac{1}{1+1} 13.2 \text{ K}\Omega = 6.6 \text{ K}\Omega$$

$$R_4 = 1(13.2 \text{ K}) \approx 12 \text{ K}$$

Se pueden observar los valores finales de ambas confi
guraciones en el diagrama de componentes, figura 17.

detectores qrs.

Una vez que la señal sensada a través de los electrodos ha sido amplificada y filtrada, está lista para ser visualizada en el osciloscopio y acondicionada de tal manera que pueda ser procesada por los circuitos digitales que determinarán el número de latidos por minuto.

Esta etapa está constituida, en primer lugar, por un

comparador que registra cada uno de los complejos QRS producidos. El voltaje de referencia del comparador está dado por el divisor de la siguiente manera:

$$V_{ref} = \frac{1K}{10K + 1K} (5V) = 0.454 V.$$

Cuando el voltaje de entrada es mayor a este valor, - se produce en la salida una saturación positiva.

El voltaje correspondiente a un complejo QRS es de aproximadamente 1.5 mV, que ya amplificados corresponden a un valor de 1.2 a 1.5 V, de acuerdo al valor de ganancia - calculado. Este valor producirá una saturación positiva en la salida del comparador. Las ondas P tienen normalmente - un valor de voltaje que va de 0.1 a 0.3 mV, lo que corresponde a 0.25 V, aproximadamente, valor inferior al de la - referencia por lo que no se producirá salida en el comparador. La referencia puede ser variada hasta ajustarla al va - lor deseado.

La salida del comparador alimenta un multivibrador mo - noestable que tiene la doble función de evitar el registro de las ondas T cuyo alto valor ocasional pudiera haber sido sentido por el comparador, además de generar la señal - de entrada de los contadores.

Para evitar el registro de las ondas T que tengan un valor mayor al voltaje de referencia, (pueden llegar a va-

lores de $2/3 R$) el multivibrador monoestable conservará la salida en 1 lógico durante un tiempo dado por la siguiente ecuación:

$$T = 1.1 RC$$

para nuestro caso:

$$T = 1.1 (330K) (1\mu f)$$

$$T = 0.36 \text{ segundos.}$$

el cual es un valor razonable si se toma en cuenta que la duración de los complejos QRS es de 0.07 a 0.1 seg. y la del ciclo cardíaco total es de aproximadamente 1.2 seg.

Se coloca además, un capacitor adicional a tierra para mantener fijo el valor del voltaje y evitar el ruido eléctrico.

La salida del monoestable polariza un multivibrador -astable. El astable genera un tren de pulsos, a una frecuencia mayor, que producirá una señal sonora correspondiente a cada complejo QRS. El monoestable solo produciría un sonido demasiado grave, por lo que se aumenta la frecuencia con el astable. El periodo del tren de pulsos generado está dado por las siguientes ecuaciones:

$$T_{on} = 0.7 (R_1 + R_2)C$$

$$T_{on} = 0.7(33k + 33K) (0.01\mu f)$$

$$T_{on} = 0.462 \text{ mseg.}$$

$$T_{off} = 0.7 R_1 C$$

$$T_{off} = 0.7(33K)(0.01 f)$$

$$T_{off} = 0.231 \text{ mseg.}$$

$$T_t = 0.693 \text{ mseg.}$$

$$f = 1.44 \text{ KHz.}$$

En el circuito de carga y descarga se colocan diodos que evitan deformaciones en los pulsos de salida.

Para elevar la potencia de la señal se tiene un transistor que va conectado directamente al altavoz.

El diagrama completo de esta etapa, se muestra en la figura 17.

medición de frecuencia.

El tren de pulsos generado por el multivibrador monoestable constituye la señal de alimentación de dos contadores de rizado o asíncronos de 4 bits conectados en cascada (74-93). Como se sabe, en este tipo de contadores, la señal de reloj cuyos ciclos se desea contar, se aplica solamente a la entrada del primer flip-flop: los demás derivan la señal

a sus terminales de entrada de reloj de los terminales de salida 0 de los flip-flops precedentes. El flip-flop que almacena el bit menos significativo recibe los pulsos de cuenta de entrada.

Con los dos contadores en cascada se tienen disponibles un total de 8 bits de tal manera que se puede efectuar la cuenta hasta un máximo de 1111111 binario o 255 decimal. Ahora bien, el conteo se efectúa cada 15 segundos lo que significa que, para la situación más extrema como puede ser un elevado valor de taquicardia de 180 latidos/minuto, el contador llegará a un valor máximo de 101101 binario o 45 decimal por lo que los dos bits más significativos resultan innecesarios y se mantienen al aire.

La entrada habilitadora o de reset de los contadores recibe la señal proveniente de un multivibrador monoestable con un $T_{on} = 100 \mu\text{seg}$, que a su vez es disparado cada 15 segundos. Durante estos 15 segundos, el reset se mantiene en el nivel 0 lógico y la cuenta se realiza normalmente. Cuando el monoestable es disparado, el reset pasa al nivel 1 lógico y el contador se inicializa nuevamente.

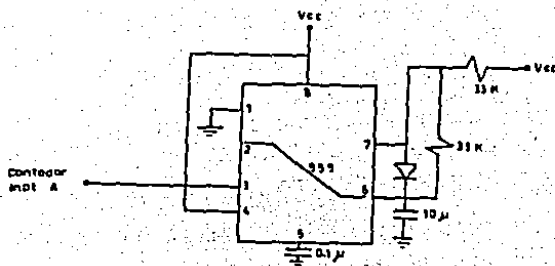
La información de los contadores se transmite a una serie de latches o cerrojos tipo D. Estos últimos son ideales para el almacenamiento temporal de datos entre dos etapas de procesamiento. Siempre que el habilitador esté acti

vado (nivel 1 lógico), la salida del latch "seguirá" a la entrada de datos D. Cuando queremos mantener los datos, inhabilitamos el latch: la parte estática adoptará un estado que estará determinado por el valor que tuviese D inmediatamente antes de la inhabilitación. Se utilizan dos inte--grados 7475 cada uno con cuatro latches, lo que nos da nuevamente un total de 8 bits.

Los dos bits menos significativos se aterrizan, procedimiento por el cual el número binario queda multiplicado por 4 obteniéndose así los latidos por minuto.

La base de tiempo está constituida de la siguiente manera: un multivibrador astable genera un tren de pulsos -- con una frecuencia de 1 Hz que alimenta a un contador de rizado mod. 16 que funciona como divisor de frecuencia (en tre 15). Cada 15 segundos, el contador se inicializa y dispara el multivibrador monoestable (74121) que tiene un $T_{on} = 100\mu$ seg, inhabilitando a los latches para que retengan los datos contenidos en sus entradas en ese instante. Los latches, a su vez, disparan otro monoestable similar que inicializa a los contadores en cascada que realizan el conteo de los latidos.

La configuración del multivibrador astable u oscilador se muestra a continuación:



$$T_{on} = 0.7 (33K + 33K) (10 \mu f)$$

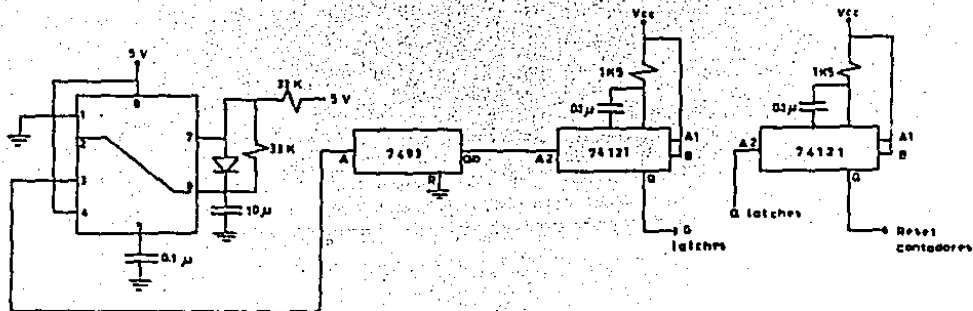
$$T_{on} = 0.457 \text{ seg.}$$

$$T_{off} = 0.7 (33K) (10 \mu f)$$

$$T_{off} = 0.287 \text{ seg.}$$

$$f = 1.4 \text{ Hz.}$$

A continuación se muestra el circuito completo correspondiente a la base de tiempo:



Los datos almacenados por los latches pasan a una serie de conversores binario/BCD y BCD/7 segmentos para ser presentados en los displays. Aquí se leerán los latidos por minuto del paciente.

bloque de alarmas.

El objetivo de esta etapa del circuito es comparar el valor obtenido de latidos por minuto con los dos valores - límites por encima o abajo de los cuales, la frecuencia cardíaca se considera representativa de una taquicardia o de una bradicardia, respectivamente.

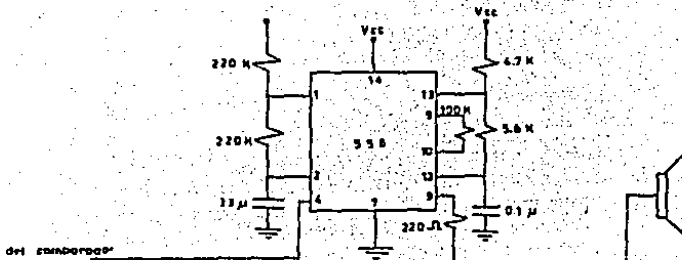
Si ocurre que el valor registrado es mayor (alarma alta) o menor (alarma baja) al de referencia, se activará una alarma sonora de dos tonos así como otra que producirá el flasheo de los displays.

Este bloque tiene una especial importancia sobre todo en el caso de monitoreo en unidades de cuidado intensivo, por ejemplo.

Para efectuar la comparación, en una primera etapa, se utilizan 3 comparadores de 4 bits cada uno por cada alarma, que toman la información referente a los latidos por minuto proveniente de la salida de los conversores binario/BCD. Para la alarma alta, cuando este valor sea mayor a 100 latidos/min., se activará la siguiente etapa. En el caso de la alarma baja, la activación se llevará a cabo cuando el valor sea menor a 60 latidos/min.

La siguiente etapa está constituida por las alarmas - propiamente dichas:

- Alarma de dos tonos, constituida por dos multivibradores astables con la siguiente configuración:



Para el primer astable, la frecuencia del tren de pulsos generado está dada por:

$$T_{on} = 0.7 (220K + 220K) (3.3 \mu f)$$

$$T_{on} = 1.006 \text{ seg.}$$

$$T_{off} = 0.7 (220K) (3.3 \mu f)$$

$$T_{off} = 0.503 \text{ seg.}$$

$$f = 0.66 \text{ Hz}$$

para el segundo astable:

$$T_{on} = 0.7 (4.7K + 5.6K) (0.1 \mu f)$$

$$T_{on} = 710 \mu \text{ seg.}$$

$$T_{off} = 0.7 (5.6k) (0.1 \mu f)$$

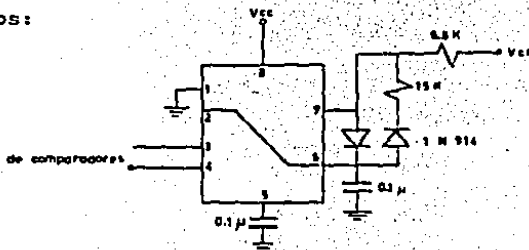
$$T_{off} = 390 \mu \text{ seg.}$$

$$f = 907.5 \text{ Hz}$$

Estos dos valores de frecuencia producirán dos tonos alternados en el altavoz, en lugar del típico sonido normalmente producido con cada latido registrado.

- Alarma para flasheo de displays:

Al igual que en el caso anterior, está constituida por dos multivibradores astables con la siguiente configuración para ambos:



Ton = 1.5 mseg.

Toff = 1 mseg.

f = 390 Hz.

El circuito completo del sistema de alarmas se muestra en la figura 17.

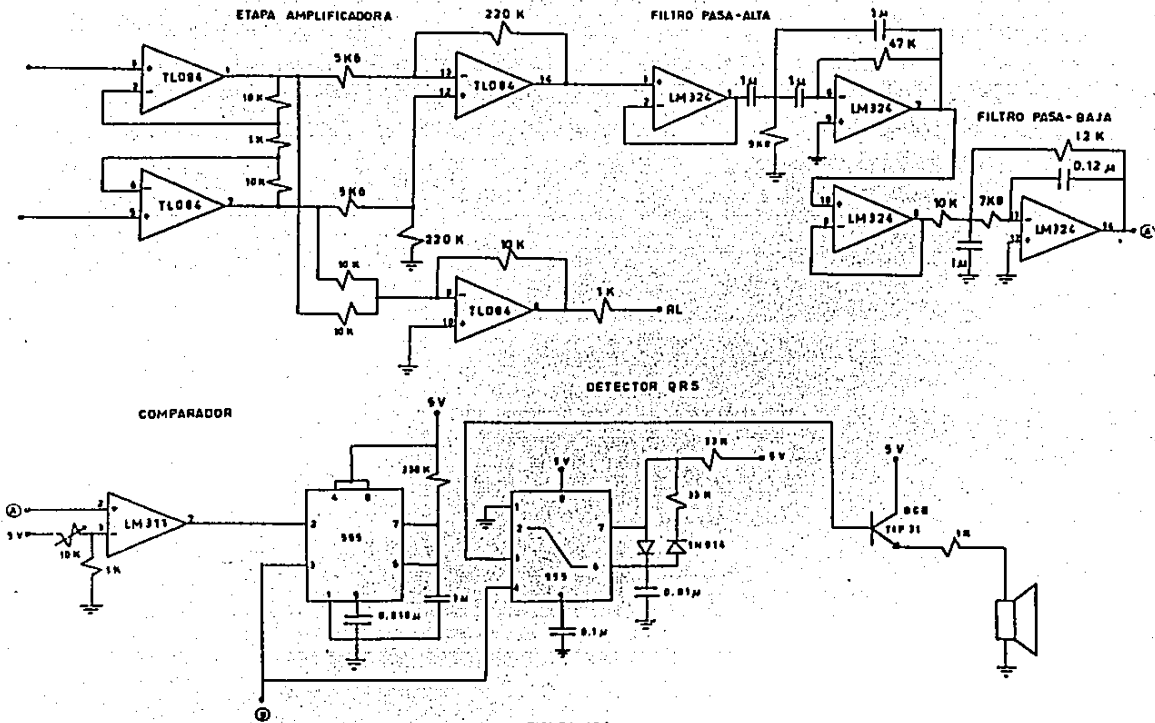
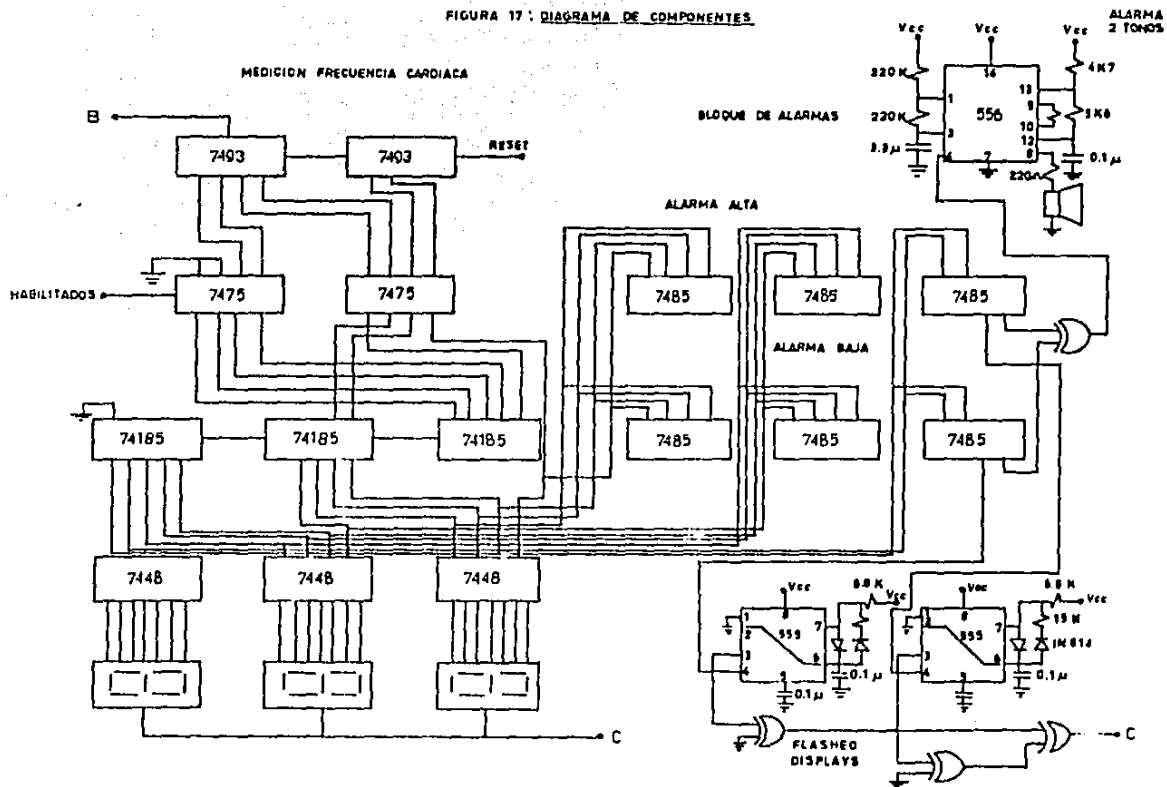


FIGURA 17: DIAGRAMA DE COMPONENTES

FIGURA 17: DIAGRAMA DE COMPONENTES.



capítulo IV análisis de parámetros.

pruebas e interpretación de gráficas.

* Etapa Amplificadora:

Se midió el valor de ganancia del amplificador de bio potencial para lo cual se aplicó en la entrada una señal - con valor de 1mV obteniéndose a la salida 7.3 V, por lo -- cual, el valor de la ganancia será:

$$A = \frac{7.3 \text{ V}}{1\text{mV}} = 7300$$

$$A = 77\text{dB}$$

Asimismo, se obtuvo el valor del rechazo de modo común - CMRR - midiendo primeramente la ganancia en modo común: se aplicó en ambas entradas una señal con valor de 1 v d.t., la cual produjo una salida de 0.06 volts.

La ganancia de modo común será:

$$A_{mc} = \frac{0.06 \text{ V}}{1 \text{ V}} = 0.06$$

El rechazo de modo común será:

$$\text{CMRR} = \frac{7300}{0.06}$$

$$\text{CMRR} = 101 \text{ dB}$$

* Etapa de Filtros:

A continuación se presentan los valores correspondientes a la frecuencia de corte medida para cada uno de los filtros. Se recordará que se seleccionó un rango de frecuencia de trabajo de 10 Hz a 50 Hz.

Para el filtro pasa-alta, el valor medido es:

$$f_c = 7.3 \text{ Hz}$$

Para el filtro pasa-baja:

$$f_c = 48 \text{ Hz.}$$

Se obtuvo el valor de ganancia correspondiente al conjunto de ambas etapas aplicando nuevamente en la entrada

una señal senoidal con valor de 1 mV: la señal medida a la salida es de 6.6 V, por lo que:

$$A = \frac{6.6 \text{ V}}{1 \text{ mV}} = 6600$$

$$A = 76 \text{ dB}$$

La ganancia disminuye ligeramente debido a un efecto atenuador de los filtros aunque estos fueron calculados para una ganancia unitaria y de tal manera que no representaran una carga considerable para la etapa precedente.

Esto no altera la reproducción de la señal puesto que el valor de ganancia es aún elevado. Recuérdese que es suficiente con un valor de 1000.

A continuación se presentan distintas gráficas correspondientes a la señal cardíaca de un adulto normal, tal como es visualizada en el osciloscopio o registrada por un graficador XY - con la derivación CLI - ya amplificada y filtrada.

Se señalan sus componentes y los valores obtenidos de manera aproximada.

En el caso de los registros gráficos, se puede apreciar que no fueron obtenidos con la velocidad de transporte de papel requerida por los estándares, a saber, 25 mm/s o 50 mm/s, por no contarse con un aparato de registro especializado.

Esto, sin embargo, no modifica la veracidad y equiva

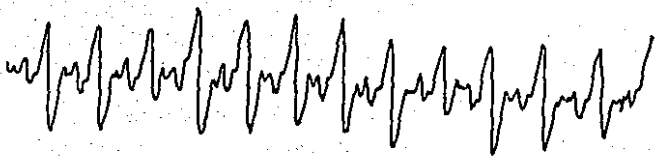
lencia de las gráficas obtenidas.

* Medición de Frecuencia: Base de tiempo:

Se pueden observar también, las gráficas correspondientes al circuito que proporciona la base de tiempo sobre la que se realiza la medición de la frecuencia cardíaca: el tren de pulsos generado por el oscilador, la señal correspondiente a la salida Qd del contador que funciona como divisor de frecuencia, y los pulsos de los multivibradores monoestables que inhabilitan primeramente a los latches, para que sea almacenada la información, y que inicializan a los contadores en cascada cada 15 seg.

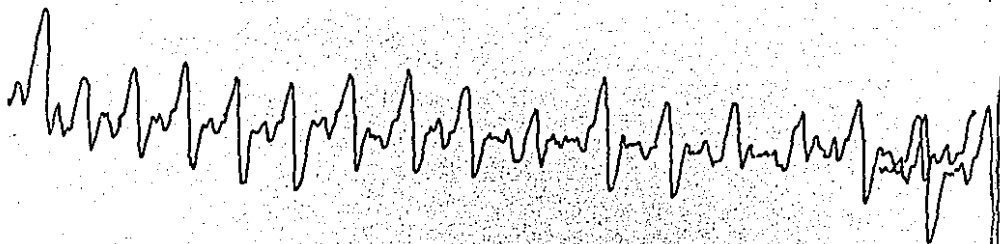
Para poder visualizar más fácilmente las formas de onda, se utilizó una señal de reloj de 10 KHz.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA
BIBLIOTECA



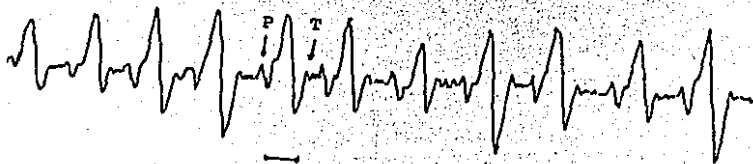
frecuencia cardíaca = 72 lat/min.

v gráfica = 13.5 mm/s.



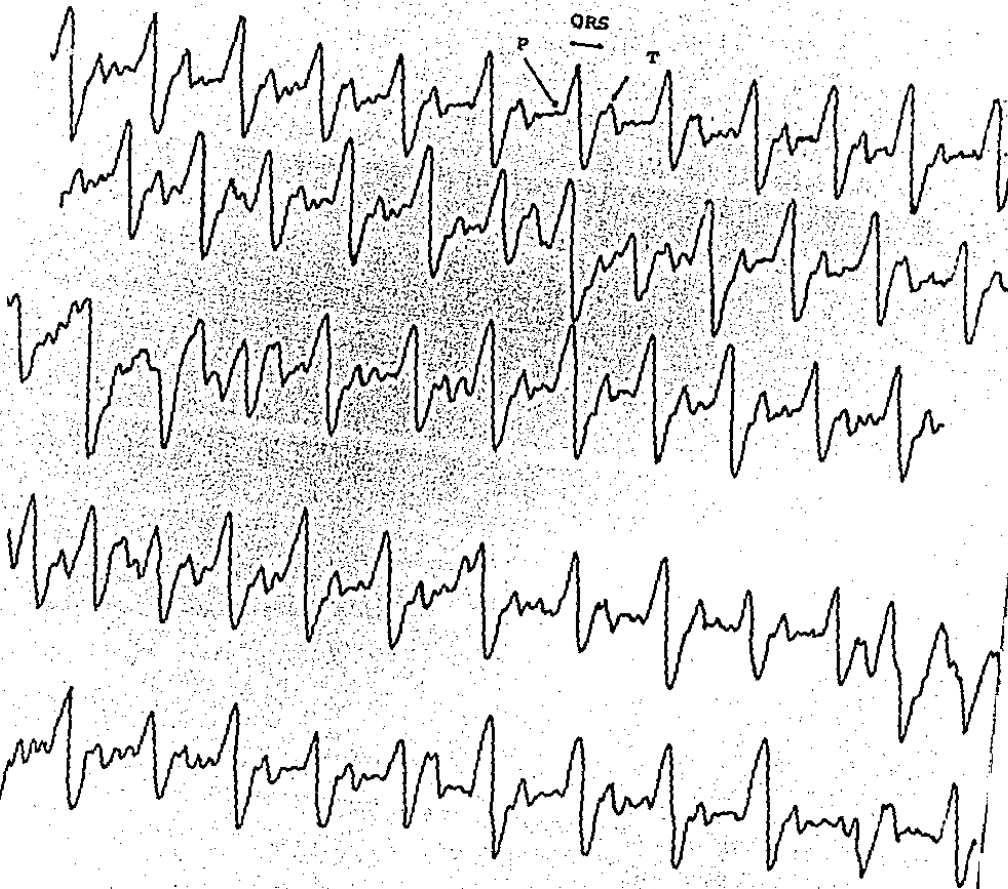
v gráfica = 14.6 mm/s.

frecuencia cardíaca = 73 lat/min.



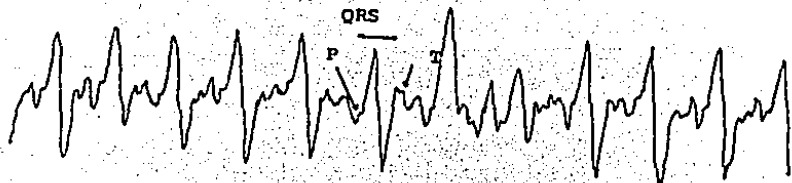
QRS

frec. cardíaca = 70 lat/min. Vg = 15.5 mm/s



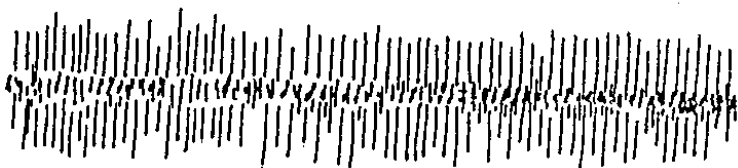
frec. cardíaca = 72 lat/min.

v gráfica = 19.5 mm/s.



frec. cardíaca = 72 lat/min.

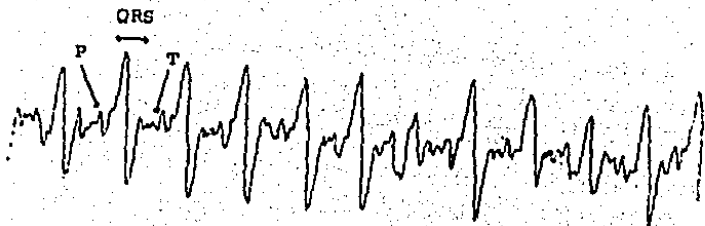
v gráfica = 25 mm/s.



frec. cardíaca = 70 lat/min.

v gráfica = 2.4 mm/s.

t barrido = 60 seg.



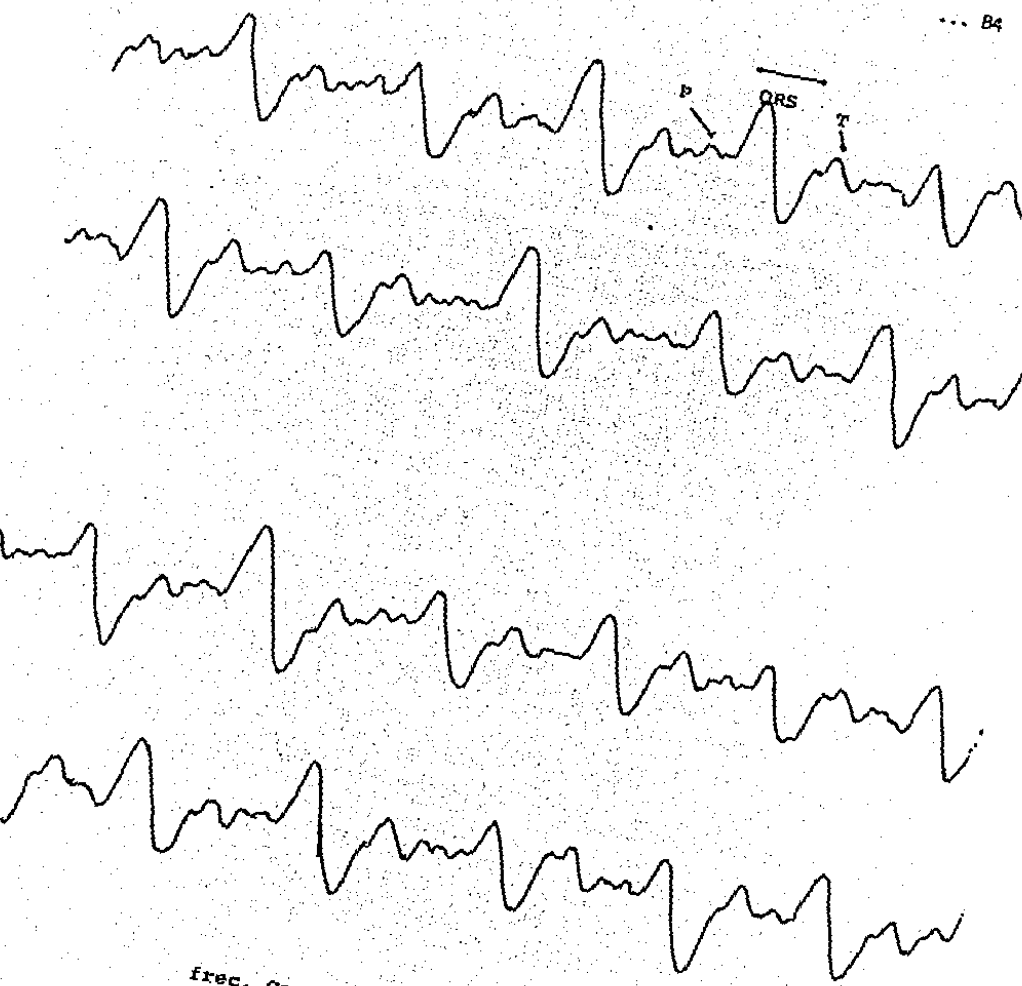
frec. cardíaca = 72 lat/m in.

v gráfica = 13.5 mm/s

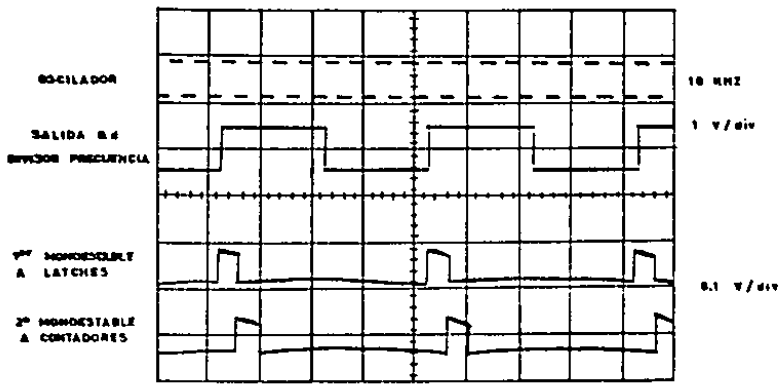


frec. cardíaca = 72 lat/min.

v gráfica = 18.5 mm/s.



frec. Cardíaca = 72 lat/min.
v gráfica = 38 mm/s.



BASE DE TIEMPO

conexiones de electrodos y seguridad del paciente.

Como ya se explicó anteriormente, no se colocan los electrodos directamente en el corazón sino en puntos relativamente alejados del mismo: lo que registramos son los cambios de potencial que se transmiten a un medio conductor - (el cuerpo humano) desde un generador de energía eléctrica,

(el corazón) situado dentro de dicho medio.

El registro de los cambios de potencial se puede hacer básicamente en dos formas: recoger la diferencia de potencial existente entre dos puntos del campo eléctrico formado, que estén más o menos distantes entre sí (ECG bipolar) o bien, con un solo electrodo explorador captar las variaciones de potencial que se producen en un determinado punto de dicho campo (ECG unipolar).

Un electrocardiograma normal completo consta del registro de 12 derivaciones principales ya estandarizadas - las cuales ya hemos especificado con anterioridad: I, II y III o bipolares y aVR, aVL, aVF y V1 a V6 o unipolares periféricas y precordiales. Las primeras se registran colocando los electrodos en el brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda: el electrodo RL o de la pierna derecha es la referencia a tierra y no interviene en el trazo electrocardiográfico.

Para registrar los trazos unipolares, es decir, las variaciones de potencial que se transmiten únicamente a un punto cualquiera del organismo, es necesario neutralizar los cambios eléctricos que puedan propagarse a los demás puntos y para ello, las conexiones se hacen en la siguiente forma: uno de los electrodos se conecta a la Central -- Terminal Wilson cuyas tres terminales se conectan a ambos

brazos y pierna izquierda. De esta manera neutralizamos los potenciales de los miembros al reunirlos en un electrodo cuyo potencial es cero. El otro electrodo se convierte en el electrodo explorador que se colocará alternativamente en cada miembro, soltando el correspondiente que va a la CTW para obtener las derivaciones aVR, aVL y aVF, o en cada uno de los puntos de la pared torácica sin soltar ninguno de los conductores de la CTW para obtener V1 a V6.

En la vigilancia instrumental o monitorización de los pacientes, lo que importa fundamentalmente es el diagnóstico del ritmo y frecuencia por lo que se debe construir una derivación en la que se observe claramente la onda P y el complejo QRS de predominio positivo. Esta derivación se denomina CLI y se construye colocando el electrodo RA en el cuarto espacio intercostal derecho junto al esternón; el electrodo LA, cerca del hombro izquierdo y RL en cualquier punto lejano al tórax como abdomen o extremidades.

Para nuestros fines, se ha utilizado esta última derivación aunque para la detección de las distintas arritmias son necesarias algunas de las derivaciones arriba mencionadas.

problemas comúnmente encontrados y su solución.

Existen muchos factores que deben ser tomados en consideración en el diseño u aplicación de cualquier aparato de registro electrocardiográfico.

Se describen a continuación algunos de los problemas comúnmente encontrados, así como algunas de sus causas y soluciones.

a) Distorsión por Respuesta en Frecuencia:

Cuando el instrumento no tiene buena respuesta en altas frecuencias, se produce lo que se llama distorsión de alta frecuencia que se caracteriza por la disminución del complejo QRS y por el redondeo de las formas de onda más puntiagudas.

Cuando el instrumento no responde en bajas frecuencias se produce la distorsión de baja frecuencia, en el cual, - la línea de base no es completamente horizontal, presenta irregularidades y las ondas monofásicas se registran como bifásicas.

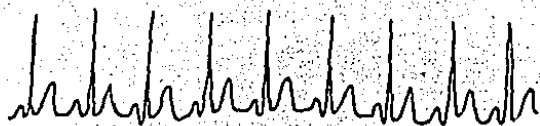
Se muestran ejemplos en la figura 18.

b) Distorsión por Saturación:

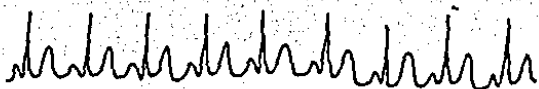
Se produce por un ajuste inapropiado en la ganancia del amplificador o por la presencia de elevados voltajes de off set en los electrodos. Se manifiesta porque los picos del complejo QRS son recortados. En la figura 19 se muestra un ejemplo de este tipo de distorsión.

c) Lazos de Tierra:

Generalmente, durante la toma de un ECG, el paciente está conectado a otros instrumentos auxiliares. Cuando cada uno de estos instrumentos tiene su propia referencia a tierra, puede aparecer algún potencial ligeramente mayor en - una de ellas y producir una corriente que fluirá de la tie



ECG NORMAL

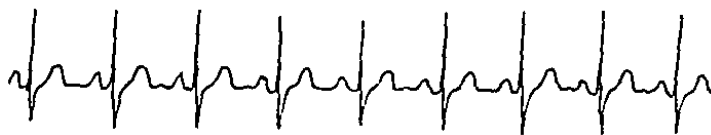


Disminución
de la ganancia a altas
frecuencias.

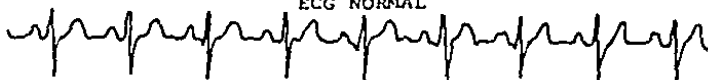


Ganancia
inadecuada
en baja fre-
cuencia.

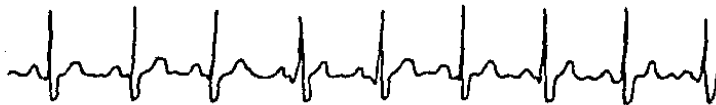
Figura 18: Distorsión por Respuesta
en Frecuencia.



ECG NORMAL



Saturación Positiva



Saturación Negativa.

Figura 19: Distorsión por Saturación

rra de potencial más elevado a la de menor potencial, a través del paciente, generando los consiguientes problemas de seguridad.

El potencial del paciente se eleva a un valor intermedio entre los valores de potencial de las tierras y esto genera un voltaje de modo común que provocará interferencia en la reproducción de la señal. Este problema se resuelve fácilmente como se aprecia en la figura 20, refiriendo a una misma tierra todos los instrumentos.

d) Interferencia debida a la Línea de Alimentación:

En la figura 21 se muestra que la corriente también puede fluir de la línea de alimentación, por acoplamiento capacitivo, a través del cuerpo del paciente.

De acuerdo a la figura, la corriente de desplazamiento i_{db} , fluye a tierra a través de la impedancia Z_G . Esto produce el voltaje de modo común V_{cm} , que tendrá un valor de:

$$V_{cm} = i_{db} Z_G$$

Sustituyendo los valores típicos:

$$V_{cm} = (0.2 \mu A) (50 K) = 10 mV$$

Para un amplificador con un elevado rechazo de modo común, el valor anterior no representa mayor problema. Además, el valor de V_{cm} será reducido por la acción aten-

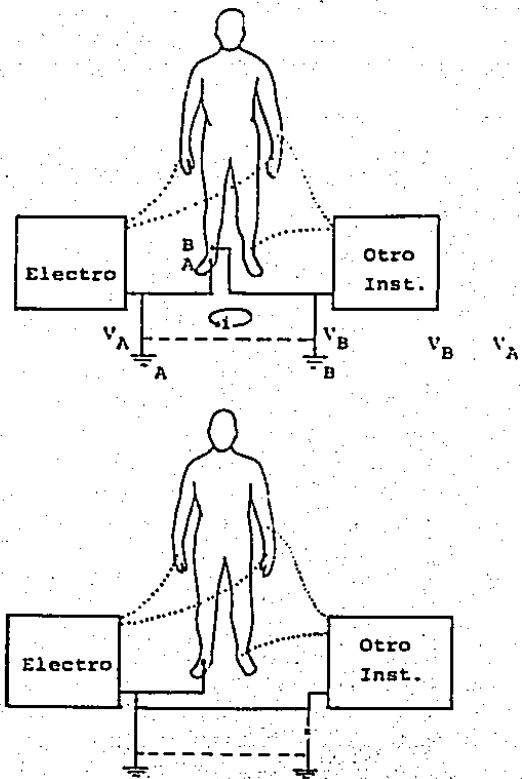


Figura 20: Ejemplo de un Lazo de Tierra entre el Electrocardiografo y otro instrumento conectados al mismo Paciente.

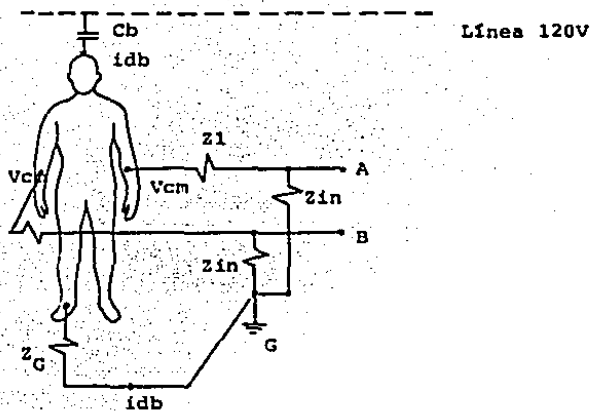


Figura 21: Interferencia debida al acoplamiento capacitivo de la línea de alimentación.

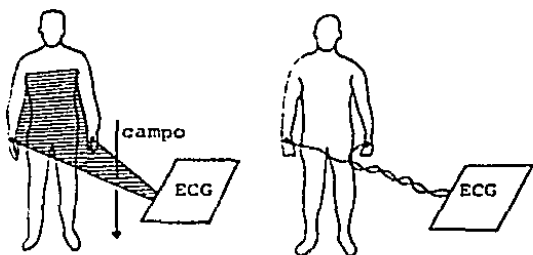


Figura 22: Interferencia debida a un campo magnético y como minimizar su efecto.

cuadora de las impedancias de los electrodos, Z_1 y Z_2 y la elevada impedancia de entrada del amplificador, Z_{in} , de la siguiente manera:

$$V_A - V_B = V_{cm} \left[\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right]$$

Como los valores de Z_1 y Z_2 son mucho más pequeños que el de Z_{in} , se tiene que:

$$V_A - V_B = V_{cm} \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}}$$

Sustituyendo los valores típicos:

$$V_A - V_B = 10 \text{ mV} \frac{20 \text{ k}\Omega}{5 \text{ M}\Omega} = 40 \mu\text{V}$$

Este valor puede reducirse aún más disminuyendo la impedancia de los electrodos y elevando el valor de la impedancia de entrada del amplificador. Estos dos valores son, pues, de gran importancia en el diseño del amplificador de biopotencial.

Otra fuente de interferencia proveniente de la línea, la constituye la inducción magnética: la corriente que fluye a través de la línea, establece un campo magnético en la vecindad de la línea. Este campo magnético puede ser --

igualmente generado por transformadores o por las lámparas fluorescentes.

Cuando las líneas de fuerza de este campo magnético a atraviesan la espira única formada por el instrumento, los cables de los electrodos y el paciente, como se muestra en la figura 22, se induce un voltaje en este lazo cuyo valor es proporcional a la magnitud del campo y al área efectiva de la espira mencionada.

Este problema puede ser resuelto manteniendo el equipo alejado de la región donde se produce el campo, lo -- cual no es siempre posible, o reduciendo el área efectiva de la espira formada por el instrumento, paciente y electrodos. Esta última solución se logra entrelazando los cables de los electrodos que unen al instrumento y paciente como se muestra en la figura 22.

La interferencia debida a la acción de algún otro -- campo electromagnético como algún generador de alta frecuencia cercano, puede ser minimizada conectando a las -- terminales de entrada del amplificador un pequeño capacitor cuya reactancia será grande para frecuencias mayores al rango que maneja el instrumento.

capítulo V sistemas de registro y visualización para análisis del ecg.

introducción.

La importancia de contar con un buen método de registro en la electrocardiografía es vital puesto que de ello depende la realización de un análisis correcto y, en consecuencia, la emisión de un diagnóstico confiable.

Existen distintas maneras de registrar la informa --

ción obtenida por medio de un aparato de electrocardiografía. El modo de registro dependerá de diversos factores que van desde el económico, la premura en la obtención de datos, necesidad de control continuo de la información, hasta la necesidad del empleo ambulatorio, etc.

Con el avance de la tecnología han aparecido nuevas alternativas que tienen como fin satisfacer con mayor eficacia las necesidades actuales.

Analizaremos a continuación, los métodos más utilizados, con sus ventajas y desventajas, pasando de los más rudimentarios hasta los más sofisticados que nos permiten una mayor elasticidad para el análisis del ECG.

fotografía y gráficas en papel.

Anteriormente, el ECG se registraba por procedimientos fotográficos; en la actualidad se disponen de aparatos de registro directo que evitan el trabajo del revelado, fijación, lavado y secado de la película, haciendo superficial la cámara oscura.

Mediante el registro directo, el ECG puede leerse -

inmediatamente. Los aparatos de registro directo están formados por una palanca de inscripción mecánica que se desvía por el campo magnético creado mediante las corrientes de acción cardíacas amplificadas (1). Esta palanca lleva en su extremidad un termo-registro, a cuyo contacto se derrite la capa superficial de un papel especialmente preparado, o bien, un estilete que rasca la superficie del papel. Los sistemas de registro a chorro de tinta proyectan una tinta especial sobre el papel en movimiento; a su vez la pieza inscriptora se desplaza por la acción de un campo magnético.

En la figura 1 se muestra un diagrama a bloques correspondiente a una típica pluma de registro analógica multicanal, la cual consta básicamente de la estructura y mecanismo principal y de los canales de registro.

El mecanismo principal contiene el tablero de switches, el tablero de control, un motor y el bloque transmisor y reproductor de los eventos. En el tablero de switches se controla la operación: switch de encendido, selector de velocidad y actuación del transmisor y repro

(1) Documenta Geigy.- Fundamentos de Electrocardiografía Clínica.- Tablas científicas, Suplemento I.- Pág. 15

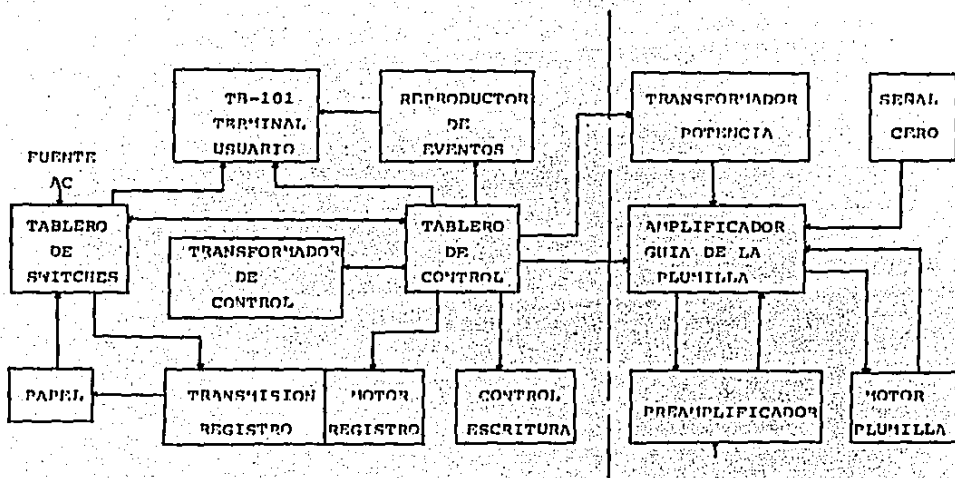


Figura 23: Diagrama de bloques para una tónica pluma de registro.

ductor de los eventos. El tablero de control contiene un relevador que controla el accionamiento del motor, los amplificadores que controlan la plumilla. Se cuenta también con un timer para ciertos requerimientos. Los canales se encuentran aislados entre sí por medio de optoacopladores.

En la figura 2 se muestra un detalle de uno de los canales de registro. Como se puede apreciar, la señal de entrada llega a un limitador y es sumada con la señal "cero" de referencia. Esta suma alimenta una red de compensación en frecuencia. Aquí, la frecuencia de la señal es ajustada para que sea plana en el intervalo de dc a 30 Hz para 100 mm de deflexión de la pluma. De ahí la señal pasa a un punto de suma para combinarse con la señal de error de dc de un amplificador y la señal de velocidad. La retroalimentación de posición es obtenida por medio de un oscilador puente de Wein. Esta última señal alimenta el amplificador de servocontrol junto con la señal de compensación y velocidad. La salida controla un amplificador clase B que coloca la pluma en la posición apropiada en la gráfica: esto ocurre cuando la suma de las señales da como resultado cero.

Los termo-registros son muy usados actualmente por-

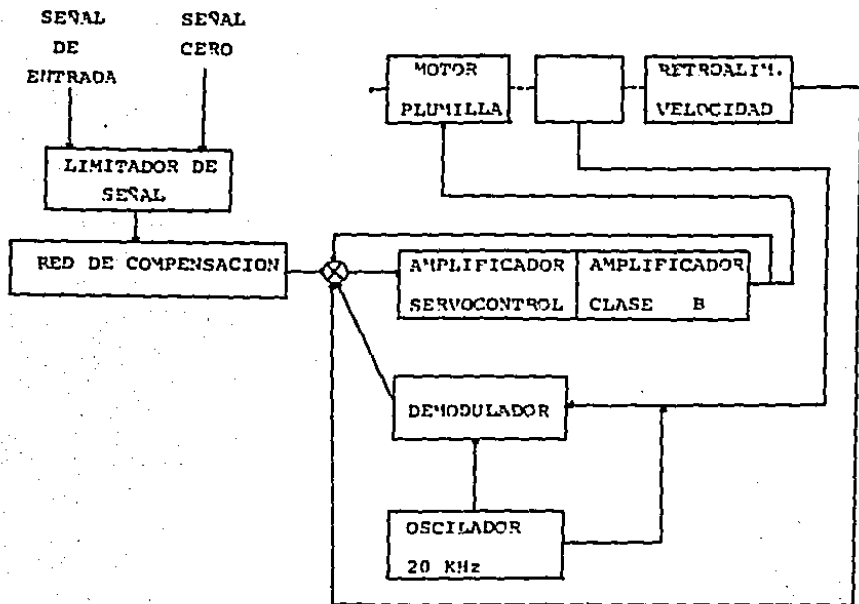


Figura24: Diagrama de bloques de un canal de registro

que poseen ventajas sobre los registros de tinta. Su gran velocidad permite una alta resolución en el registro.

Este tipo de registro utiliza una pluma dirigida por un motor retroalimentado de alta velocidad. La pluma hace contacto con el papel sólo cuando uno de los canales es muestreado. El valor de la señal de entrada es representado como una sucesión de puntos discretos. La velocidad de muestreo puede variarse.

Un registro térmico consta generalmente de un conmutador, un drive, un circuito para identificación de canales y un multiplexor de señales opcional. En la figura 3 se representa el diagrama de bloques.

La función del conmutador es seleccionar secuencialmente las entradas y enviarlas a una línea común. Posee un shift register, un oscilador de frecuencia variable y un selector de modo. El drive tiene la función de mover la pluma y colocarla en la posición que representa a la señal de entrada. El circuito consta de un amplificador - un filtro notch y una red de suma. El circuito de identificación de canales se encarga de generar interrupciones en el trazo .

Los electrocardiógrafos de escritura directa son los más utilizados por lo que están regulados con estándares

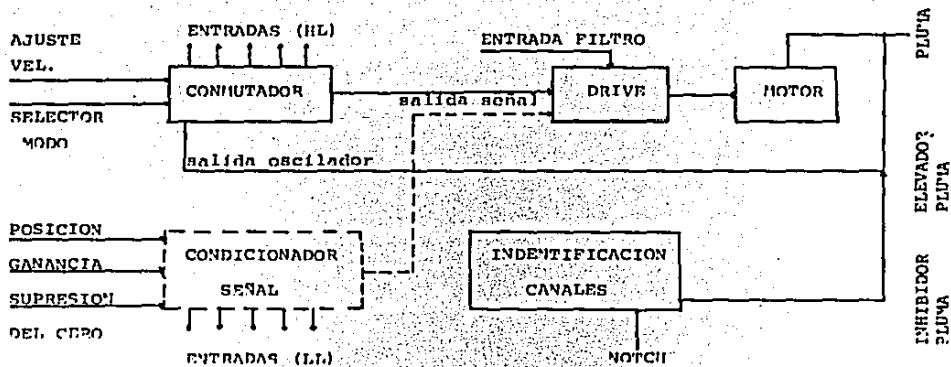


Figura 25: Diagrama de bloques de un Registro Térmico.

y especificaciones: en cuanto a operación del sistema. - linealidad y distorsión, se ha establecido que la desviación de la salida respecto a una representación lineal exacta de entrada, no debe ser mayor de un 5% pico a pico para amplitudes comprendidas entre los 5 y 50 mV. Para amplitudes pico a pico menores de 5 mV., esta desviación no debe exceder de 0.25 mV. La señal de entrada puede estar constituida por componentes de frecuencia entre los 0.05 y 100 Hz en cualquier combinación. La ganancia debe ser ajustable en el panel del instrumento en tres pasos bien etiquetados teniendo los siguientes valores:

10 mV por milivolt

5 mV por milivolt

20 mV por milivolt

Se tendrá un mínimo de dos velocidades, 25 mm por s. y 50 mm por s. La precisión de la velocidad será de $\pm 2\%$ cuando opere con una fuente de 60 ciclos.

El papel de registro deberá estar rayado con divisiones de 1.0 mm a lo largo de ambos ejes: voltaje y tiempo. Cada quinta división se rayará mas oscura que las demás. Las divisiones rayadas cubrirán un total de 5 cm a lo ancho y los registros serán rectilíneos.

Los registros directos tienen el problema de que el

valor de la señal de entrada y el registro final en papel no siempre tienen una perfecta relación. Los circuitos electrónicos pueden introducir una pequeña distorsión, pero el problema principal lo representa el sistema mecánico de salida.

Otro problema que representa este tipo de registro es que es imposible variar los parámetros impresos en el papel para su examinación detallada.

gráficas electrónicas.

En la medicina clínica se usa frecuentemente la visualización osciloscópica del ECG puesto que permite variar los parámetros, facilitando el análisis. Además, se pueden obtener registros permanentes conectando el aparato a un dispositivo de inscripción directa.

Los osciloscopios se emplean comúnmente en el control continuo del ECG en cirugía cardíaca, durante los cateterismos, en las angiografías y pruebas de esfuerzo, en el control de medidas terapéuticas, así como en los pacientes que presentan un síndrome de Adams-Stokes.

Cinta magnética: electrocardiografía móvil a sistema holter.

A pesar de todos los avances técnicos, la electrocardiografía convencional es una técnica que tiene sus limitaciones, pues no permite efectuar registros más que en condiciones reducidas de tiempo y en la actividad individual. Si las alteraciones cardíacas están bien establecidas, el ECG es un instrumento muy valioso e indispensable en la práctica cardiológica diaria. Por el contrario, si las alteraciones cardíacas son transitorias, sólo en casos aislados podremos obtener la información deseada.

Para resolver problemas cardiológicos que se presentan ambulatoriamente, el ECG convencional no es la técnica idónea. Esto impulsó el desarrollo de la radiocardiografía como un método válido y con posibilidades de utilización práctica.

El desarrollo de instrumentos para grabar el ECG de individuos y de animales prescindiendo del empleo de cables, abre nuevas perspectivas de investigaciones en la captación de la activación eléctrica cardíaca. (2). Constituye un eslabón para alcanzar una más perfecta informa-

(2) Bayés; Serra; Oca Navarro. - Electrocardiografía de Holter. - Pág. 13.

ción de los cambios de la activación eléctrica cardíaca - en diferentes situaciones: ejercicio, trabajo, emociones, etc.

El sistema, originalmente ideado por el Dr. Holter, consiste de un transistor (que hace las veces del amplificador y generador de un electrocardiograma normal), un emisor, antena y un receptor que consta de pantalla osciloscópica de larga persistencia y de una antena receptor colocada detrás de aquélla.

Se acopló al receptor un sistema de reducción de datos que permite visualizar el ECG en el osciloscopio a -- una frecuencia 80 veces más rápida de los normal.

Este sistema de imágenes superpuestas ha sido la base de la interpretación acelerada en cinta magnética.

Los aparatos de registro que usan cinta magnética -- son de reducido tamaño y pueden llevarse adosados a la cintura. La fuente de energía la constituyen unas baterías - de níquel-cadmio.

El registro se hace en una cinta magnética en forma de carrete o cassette que se mueve lentamente entre 25.4 y 177.9 cm/min . Las ventajas del carrete sobre el cassette son la claridad de la señal eléctrica, la fortaleza - de la cinta, larga duración y capacidad para reproducción

a alta velocidad: el cassette tiene un costo sensiblemente más bajo.

El voltaje en mV se capta por cuatro electrodos y a través del lenguaje informático se convierte en una señal susceptible de ser tratada por un procesador. Esta señal eléctrica que está entre los 0.05 y 100 Hz, se registra continuamente en la cinta magnética que discrimina una serie de parámetros que se computarizan y separa los normales de los anormales según criterios preestablecidos.

Recientemente se ha introducido en las registradoras una señal de alarma que puede accionar el propio paciente en el momento que tiene algún síntoma.

Un reloj digital asegura la exactitud del tiempo, al registrar una señal en la cinta cada minuto de la grabación.

Existen registradoras que tienen la capacidad de efectuar registros electrocardiográficos de dos canales durante periodos de 24 horas.

La cinta es interpretada después por un analizador que consta de un sistema de reproducción (play-back), -- pantalla osciloscópica, amplificador de sonidos (audio-speaker) y analizador de arritmias.

El sistema de reproducción permite el paso de la cinta a velocidad normal, 30, 60, 120, 240, 480 veces más rápido. Una cabeza magnética detecta y reproduce las señales del ECG, las transmite al osciloscopio, al amplificador de sonidos, etc.

En cuanto a la pantalla osciloscópica, tiene capacidad de mostrar datos de ECG a velocidades de 30, 60, 120, 240 y 480 superiores al registro real.

Simultáneamente a la aparición del complejo superimpuesto, se produce un sonido cuyo cambio de tonalidad e intensidad se relaciona a la presencia de complejos anormales o cambios de frecuencia. Este acoplamiento de imágenes y sonido constituye el sistema AVSEP (Audiovisual - Superimposed Electrocardiographic Presentation). La pantalla osciloscópica tiene posibilidad de mostrar variaciones de intervalo R-R, "Congelación" de memoria de datos de ECG de 15 a 180 seg., etc.

Los modernos equipos de registro disponen de un sistema que facilita un resumen tabulado de datos en forma de cifras y/o histogramas. Se ha introducido en el mercado el sistema de impresión comprimida de datos electrocardiográficos durante 24 horas en distintos tipos de papel.

Algunas limitaciones de este sistema son:

* Es muy costoso y difícilmente asequible para el presu -

puesto de un hospital pequeño.

- * La duración de las cintas de hasta 48 horas no resuelve todos los problemas. Se requieren registros más prolongados.
- * Debido al tipo de derivaciones usadas por practicidad, el sistema pierde sensibilidad.

En cuanto a los estándares marcados, tenemos que el error de dafasamiento en el tiempo entre cualquiera dos canales debido a un defecto en la posición de las cabezas lectoras y/o reproductoras, falta de sincronía en los canales de la cinta (tape skew) y otras causas, será menor de 100 microsegundos a 7 1/2 pulgadas por seg. Es deseable que se utilice cinta de alta calidad con base de políéster y características de óxido "A".

telemetría y ecg transtelefónico: sistema tamit.

Se pueden transmitir ECGs por telemetría o por líneas telefónicas, lo que permite la vigilancia constante a temporal y su interpretación por un médico que se encuentra a gran distancia del paciente.

Los sistemas médicos de telemetría miden una varia-

ble que es registrada, presentada en un display o utilizada para activar un mecanismo de control o un circuito de alarma (3). Permite también la comunicación directa con el hospital en el caso de examen local.

La transmisión de la señal se hace por frecuencia modulada generalmente. Con frecuencia se utiliza un multiplexado para transmitir simultáneamente los datos de diferentes pacientes. Hay distintas maneras de realizar el multiplexado como hay distintas maneras de efectuar la modulación. Para escoger la que más convenga se debe evaluar:

- * El espectro de frecuencia ocupado por la señal que se desea transmitir.
- * La potencia de transmisión en función de la relación señal a ruido requerida.
- * El umbral crítico por debajo del cual el sistema debe operar.
- * La eficiencia en cuanto a aprovechamiento de la capacidad de cada canal.

Suele utilizarse también la modulación de pulsos.

Los sistemas multiplex utilizados comúnmente son los de división de frecuencia y de división de tiempo (TDM).

(3) DuSovy, Joseph.- Biomedical Electronics.- Pág. 196

En la figura 4 se muestra un sistema completo de telemetría de un sólo canal. La transmisión se realiza en la banda de FM standard, es decir, entre los 88 y 108 MHz. En una zona urbana donde esta banda está muy congestionada, se utiliza la de 206 a 225 MHz. El ancho de banda para cada canal de telemetría es de 3 KHz. Se tiene un circuito de protección contra shocks externos.

Ahora bien, aunque no es imposible transmitir las señales de tan baja frecuencia directamente, es más confiable superponer primero la señal a otra de mayor frecuencia. Esta es la función del oscilador de subportadora (SCO). Como esta subportadora es después superpuesta a una frecuencia de FM, el sistema se llama FM/FM.

El receptor consta de una grabadora, un registro gráfico, etc. Posee también una lámpara indicadora de mala colocación o pérdida de los electrodos.

Uno de los problemas más grandes que presenta la telemetría es la interacción entre el sistema biológico y el sistema eléctrico. Los electrodos o transductores deben ser colocados con el mayor cuidado posible por la seguridad del paciente.

El sistema de ECG transtelefónico o sistema TAYIT consiste en grabar en una memoria el ECG para después transmi

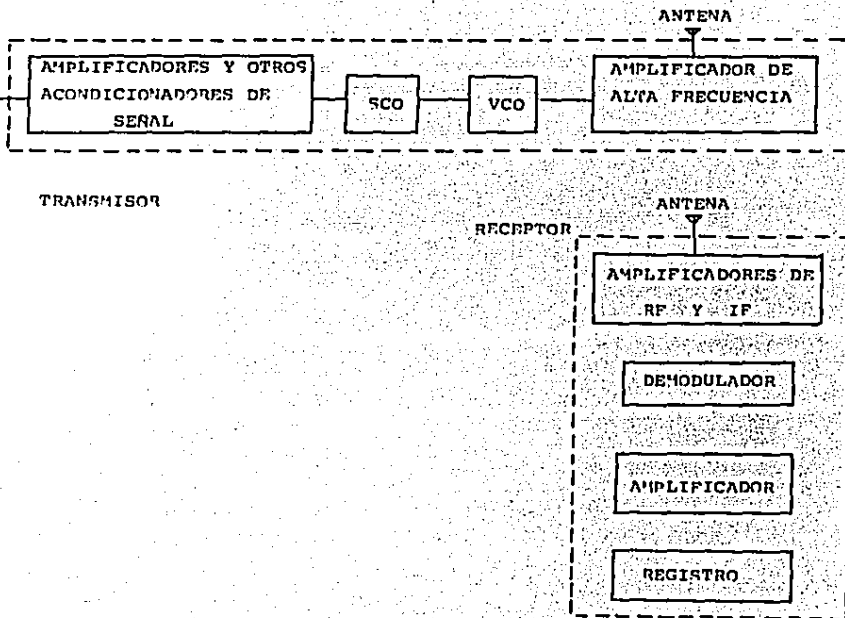


Figura 4: Diagrama de Bloques de un Sistema de Telemetría de un solo canal.

tirlo por teléfono.

El sistema receptor consta de un microprocesador que analiza la señal del ECG recibida por teléfono y la inscribe en un papel termosensible estándar para interpretación inmediata.

El grabador de memoria es aplicado directamente sobre el tórax, o bien a través de dos abrazaderas, en las muñecas. Puede llevarse en el bolsillo a la espera de que aparezcan las molestias. Almacena la información hasta el momento en que se desee transmitir. Al aplicar el teléfono a la superficie del grabador, se transmite la señal al receptor central.

el ecg y las computadoras.

El análisis automatizado en electrocardiografía ha -
tenido éxito debido a que se trata de un área en que los
problemas están definidos y son fácilmente cuantificables

En la actualidad, la aplicación de la computadora en
electrocardiografía abarca tres partes: medición, análisis
de morfología y análisis de ritmo.

Al análisis de ritmo se le ha dado gran importancia

por resultar de gran utilidad la implementación de programas de este tipo en sistemas de monitorización para la detección de arritmias, a manera de alarma en las unidades de cuidados intensivos.

El análisis e interpretación de ECG con computadora permitirá al médico un ahorro en su tiempo al poder confiar a la computadora los casos de ECGs normales o sencillos y sólo se reservará para sí los casos más complicados. La computadora permitirá la comparación de trazos anteriores y recientes de un mismo paciente por su capacidad de almacenar datos en disco o cinta.

La computadora en electrocardiografía ha permitido la elaboración de estudios estadísticos muy completos: la interpretación parcial del ECG, ha hecho posible la monitorización del ECG a manera de alarma al reconocer, por ejemplo, arritmias; permite archivar gran número de ECGs y la comparación con trazos anteriores y trazos recientes. Además, la automatización de la interpretación evita la multiplicidad de criterios.

Para el procesamiento automático de los datos electrocardiográficos, es necesario convertir las deflexiones e intervalos a una forma digital para su presentación a la computadora. Existen dos formas generales de conver-

sión analógica-digital. La primera en la que hay que procesar y analizar los datos en "tiempo real", requiere un sistema de procesamiento inmediato. Esto toma la forma de un conversor analógico-digital que recibe los datos directamente por sujeto y lo pasa enseguida a la computadora digital, operando así, como una unidad de un sistema integrado.

La segunda, donde un retraso de minutos, horas o días no tiene consecuencia, el conversor puede ser usado por separado de la computadora. En este sistema el conversor recibe los datos ya sea directamente del sujeto o de una cinta magnética previamente grabada. Su salida es una cinta digital con un formato compatible con la computadora que analizará los datos. Este sistema es de procesamiento mediato (off-line).

Conclusiones.

El presente proyecto demuestra que es posible la realización de un circuito para la medición de la frecuencia cardíaca que cumpla con las características requeridas pero - que a la vez sea sencillo, versátil y de bajo costo con componentes nacionales fácilmente adquiribles.

La versatilidad del circuito radica en que sus paráme

tros pueden variarse fácilmente de tal manera que se adapte a las necesidades y a las circunstancias de utilización. Por dar un ejemplo, la frecuencia de trabajo en la etapa de filtraje puede ser variada de acuerdo al rango en el que se desea utilizar el medidor ya sea para diagnóstico o monitoreo. Asimismo, el sistema de alarmas puede ser modificado fijando otros valores límite para su accionamiento o cambiando la configuración de la alarma o sus características.

El medidor de frecuencia cardíaca tiene la ventaja de que puede ser empleado conjuntamente con una serie de equipos cuya selección será acorde con la aplicación. Así pues, si se requiere el registro gráfico del ECG para el diagnóstico, podrá incluirse un sistema selector de derivaciones y acoplarse a un graficador que nos provea del registro de cada derivación.

Para la vigilancia continua de pacientes, podrá conectarse a un monitor que hará las veces del osciloscopio.

Por último, si se desea llevar a cabo un análisis más profundo de arritmias cardíacas, gracias a que el medidor trabaja con niveles TTL, se podrá acoplar a una unidad procesadora de datos. De esta manera se podrá realizar el análisis automatizado del ECG tarea que tiene la ventaja de trabajar en un área donde los problemas están bien defini-

dos además de ser fácilmente cuantificables y que ofrece -
precisión, repetibilidad y capacidad para almacenamiento -
de datos.

Así pues, se ofrece una alternativa viable para la sus-
titución progresiva del costoso equipo extranjero y para -
la implementación de una tecnología propia lo cual redundará
en un considerable beneficio económico.

RECOMENDACIONES DEL COMITE DE ELECTROCARDIOGRAFIA DE LA AMERICAN HEART ASSOCIATION PARA LA ESTANDARIZACION DE LOS ELECTROCARDIOGRAFOS DE INSCRIPCION:

- 1.- Linealidad y Distorsión: La desviación de linealidad debe ser menor del 5% del voltaje pico de salida para señales pico de amplitudes entre 5 y 50 mm. Para amplitudes menores a 5 mm, la desviación no debe ser mayor a 0.25 mm. Este requerimiento cubre señales comprendidas en un rango de frecuencia de 0.05 a 100Hz.
- 2.- Rango de entrada: Para señales de entrada con amplitudes mayores a 10 mVp-p.
- 3.- Impedancia y Corriente de entrada: La impedancia de entrada entre la terminal del electrodo y tierra no debe ser menor de 5Mohms. El instrumento no debe permitir corrientes mayores a 1 microamper fluyendo a través del paciente (se consideran aceptables corrientes de fuga de 10 microampers).
- 4.- Central Terminal: Las resistencias necesarias para establecer la Central Terminal de Wilson, no deben causar una distorsión adicional mayor a 2% de la ya especificada.
El valor mínimo para estas resistencias es de 3.3 Mohms.
- 5.- Ganancia: Debe haber 3 valores para fijar la ganancia: 5, 10 y 10 mm/mv.
- 6.- Respuesta en Frecuencia: La respuesta del instrumento debe ser plana, con un tolerancia de ± 0.5 dB, para un rango de 0.4 a 25 Hz.

- 7.- Rechazo de Modo Común (CMRR): Para cualquier derivación utilizada, cuando la ganancia es de 10 mm/mV, a 60 Hz y 120 V r.m.s. en la línea, con una terminal a tierra y la otra interconectada a través de una capacitancia de 22 pf, no debe producirse una deflexión mayor a 20 mm pico a pico.
- 8.- Calibración: Un pulso de calibración de 1 mV debe tenerse para verificar la ganancia.
- 9.- Velocidad de la gráfica: La velocidad estándar es de 25 mm/seg.
- 10.- Salida: La impedancia de salida deb e ser menor a 100 oms.

Nota: Estas recomendaciones no son Obligatorias.

- * BRAINERD FREY, LESLIE.- "Developmental Anatomy".- Saunders Company.- Philadelphia, 1952.
- * GUYTON, ARTHUR, C.- "Tratado de Fisiología Médica".- Nueva Editorial Interamericana.- México, 1981.
- * Artículos:
 - BLACKBURN F.W. JR; SIMONSON, E.- "The total QRS duration".- AM HEART J.- 53:699, 1979.
 - DAMATO, A. N.; GALLAGHER, J. J.; LAU, S.H.- "Clinical Value of the Electrogram of the Conduction System".- PROG. CARDIOVASC DIS.- 13:119, 1982
 - WOLFERTH, C.C.- "Clinical Electrocardiography: Offspring of Science or Empiricism?".- CIRCULATION.- 16:321, 1982.
- * ALCOCER DIAZ, LUIS; GONZALEZ, ANGEL.- "El Electrocardiograma".- Nueva Editorial Interamericana.- México, 1982.
- * GAYES DE LUNA, A.; OCA NAVARRO, F.; SERRA GRENA, J.R.;.- "Electrocardiografía de Holter".- Ed. Científico-Médica.- Barcelona, 1981.
- * BURCH, GEORGE; WINDSOR, TRAVIS.- "A Primer of Electrocardiography".- Lea and Febiger.- Philadelphia, 1960.
- * CABRERA, ENRIQUE; GAXIOLA, ALFONSO.- "Teoría y Práctica de Electrocardiografía".- La Prensa Médica Mexicana.- México, 1966.
- * CACERES, CESAR; DREIFUS S., LEONARD.- "Clinical Electrocardiography and Computers".- Academic Press.- New York, 1970.
- * DOSSMAN, CHARLES E. et. al.- "Report of Committee on Electrocardiography American Heart Association: Recommendations for Standardization of Leads and of Specifications for Instruments in Electrocardiography and Vectorcardiography Circulations. Volume XXXV".- Marzo, 1967.

- * FERNANDEZ GARCIA.- "Introducción a la Electrocardiografía".- Ed. Paz Montalvo.- Madrid, 1970.
- * GOLDMAN, MERVIN J.- "Principios de Electrocardiografía Clínica".- Ed. El Manual Moderno.- México, 1982.
- * KENNEDY, HAROLD L.- "Ambulatory Electrocardiography".- Lea and Febiger Philadelphia, 1981.
- * SHAUB, FRANK.- "Fundamentos de Electrocardiografía Clínica".- Documenta Geigy Tablas Científicas. Suplemento I.- Basilea, 1963.
- * "Técnica para la toma de un electrocardiograma".- Instituto Mexicano del Seguro Social.- Manual de la Jefatura de Conservación.
- * CROMWELL; ARDETTY; WUBELL; PFEIFFER; LABROK; SBILE.- "Medical Instrumentation for Health Care".- Prentice Hall.- Nueva Jersey, 1976.
- * DUBOY, JOSEPH.- "Biomedical Electronics".- Ed. Mc Graw-Hill.- Nueva York, 1978.
- * THOMAS, E. HARRY.- "Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement".- Reston Publishing Company.- Reston, 1975.
- * TREMLIERES, J.- "Electrónica y Medicina".- Editorial Paraninfo.- Madrid, 1970.
- * WEBSTER G., JOHN.- "Medical Instrumentation Application and Design".- Houghton Mifflin Company.- Boston, 1978.
- * KAUFMAN, MILTON; SEIDMAN, ARTHUR.- "Manual para Ingenieros y Técnicos en Electrónica".- Ed. Mc Graw-Hill.- México, 1982.
- * MALVINO, ALBERT PAUL.- "Principios de Electrónica".- Ed. Mc Graw-Hill.- México, 1981.

- * MILLMAN, JACOB.- "Microelectronics, Digital and Analog Circuits and Measurement".- International Student Edition Mc Graw-Hill.
- * MCRFIS MAND, M.- "Lógica Digital y Diseño de Computadores".- Prentice Hall México, 1986.
- * TAUB, HERBERT.- "Circuitos Digitales y Microprocesadores".- Ed. Mc Graw-Hill.- México, 1982.
- * "The TTL Data Book for Design Engineers".- Segunda Edición.- Texas Instruments Inc..- 1981.
- * "Manual del Monitor de Frecuencia Cardíaca".- Mennen-Greatbatch.- Series 425.- Junio, 1979.
- * CROMWELL, LESLIE.- "Biomedical Instrumentation and Measurements".- Prentice Hall.- Nueva Jersey, 1973.