

24
89



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO DE UN MARCAPASOS ELECTRONICO CON
ESTIMULACION PREMATURA CONTROLADO POR
UN MICROPROCESADOR.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

P R E S E N T A :

ROBERTO LUIS PIZA DUARTE



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

I N D I C E.

PROLOGO.....

CAPITULO 1 ELECTROFISIOLOGIA NORMAL Y
FENOMENOS DE CONDUCCION..... 9

1.1. ELECTROFISIOLOGIA CARDIACA 11

1.2 POTENCIAL DE ACCION..... 14

1.3 LAS CINCO FASES DEL POTENCIAL DE
ACCION..... 18

1.4 PROPIEDADES DE LAS CELULAS ESPECIA
LIZADAS..... 21

1.5 CONDUCCION SINO AURICULAR HACIA EL
SISTEMA DE PURKINJE Y MIOCARDIO.....36

1.6 CAUSAS DE LOS DEFECTOS CRONICOS..... 41

1.8 MECANISMOS DE LOS TRASTORNOS EN LA
DISFUNCION SINO-AURICULAR.....43

1.9 ELECTROGRAMA DEL HAZ DE HIS44

1.10 TECNICA UTILIZADA PARA EL REGISTRO DE
ACTIVIDAD ELECTRICA DEL HAZ DE HIS.... 45

1.11	MEDICION DEL TIEMPO DE CONDUCCION INTRA-AURICULAR.....	51
1.12	MEDICION DEL TIEMPO DE CONDUCCION INTRA-VENTRICULAR.....	54
1.13	ARRITMIAS CARDIACAS.....	59
1.14	ELECTROGRAMA DEL HAZ DE HIS EN ARRITMIAS CARDIACAS.....	60
1.15	PRUEBAS DE ESTIMULACION CARDIACAS	64
1.16	LA ESTIMULACION CARDIACA EN EL TRATAMIENTO DE TAQUICARDIAS.....	67
CAPITULO II DISEÑO ELECTRONICO.....		77
2.1	FUENTE DE ALIMENTACION.....	79
2.2	FUENTES REGULADAS DE VOLTAJE.....	81
2.3	MARCAPASOS.....	91
2.4	CIRCUITOS PARA REGIS RAR RESPUESTAS ELECTRICAS INTRACAVITARIAS.....	129
2.5	CIRCUITO INDICADOR DE CONTACTO ELECTRODO TEJIDO CARDIACO.....	135

CAPITULO III	CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL DIGITAL-ANALOGICO.....	137
3.1	DESCRIPCION.....	137
3.2	CARACTERISTICAS DEL CONVERTIDOR ANALOGICO DIGITAL.....	138
3.3	CARACTERISTICAS DEL CONVERTIDOR DIGITAL ANALOGICO	140
CAPITULO IV	CIRCUITO BASE DE TIEMPO Y MINICOMPUTADORA.....	143
4.1	CARACTERISTICAS DEL CIRCUITO BASE DE TIEMPO	143
4.2	MINICOMPUTADORA.....	148
CAPITULO V	PROGRAMA.....	153
CAPITULO VI	SEGURIDAD ELECTRICA	170
	CONCLUSIONES.....	174
	BIBLIOGRAFIA	182

P R O L O G O.

Dentro de la rama de la cardiología, se abren nuevas áreas de investigación, las cuales con el tiempo se hacen más específicas. El motivo por el cual nació el interés para realizar este trabajo de investigación interdisciplinario, fué el de aprovechar la nueva tecnología (Microprocesador) para optimizar la cuantificación de los registros intracavitarios, y de esta manera evitar al máximo el error de lectura humano. Otra de las ventajas que se tendrían, sería la de poder dar estimulación Prematura Programada (Microprocesador) teniendo una retroalimentación con el paciente y por lo tanto, minimizando el factor riesgo. Por último, se tendría la ventaja de trabajar en tiempo real (al mismo tiempo), teniendo la posibilidad de probar medicamentos y conocer las respuestas en el momento.

Dentro de la cardiología moderna, existió la necesidad de conocer más allá de un registro de superficie (Electrocardiograma) y que este, en pacientes con patología cardíaca suele tener información bastante pobre.

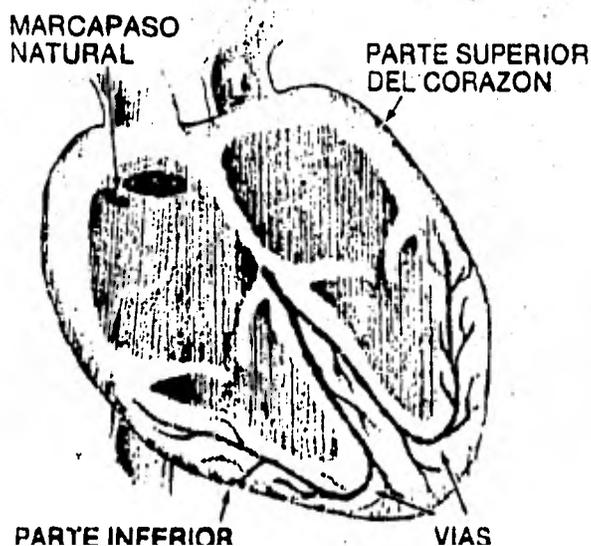
Debido a esto, se creó la necesidad de registrar los eventos eléctricos del corazón dentro del mismo. Esto implicó modificar la velocidad de registro de los polígrafos de 25 milímetros por segundo a 100 y hasta 150 mm/Seg, ya que un registro de superficie, es la suma vectorial de los potenciales eléctricos cardíacos, teniendo como resultado cambios en los potenciales registrados en forma lenta, de otra forma, con registros intracardíacos se tienen los eventos eléctricos reales, que son mucho más rápidos que los de superficie. Debido a esto, después de una serie de estudios con registros intracavitarios se recolectan suficientes datos, como para que el médico tarde de 6 a 8 horas en interpretarlos, con el riesgo de tener (debido al tiempo tan largo de trabajo) errores de medición, además de que en los casos con pacientes críticos, este tiempo tan largo de interpretación repercute sobre el paciente. De otra forma, procesándolos con la minicomputadora tardamos un par de minutos en tener lista toda la información.

Dentro de las Instituciones del Sector Salud, se -

colocan muchos marcapasos internos, los cuales implican un gasto elevado, así como, un factor de riesgo para el paciente. Este grupo de pacientes con patología cardíaca muy especial, deben ser sometidos a un estudio con registros intracavitarios, para poder determinar si realmente les va hacer útil el marcapasos interno o nó, ó poder averiguar, si su problema se puede corregir con el uso de algún medicamento.

INTRODUCCION.

El corazón es un órgano extraordinario. Está compuesto de cuatro cavidades rodeadas de paredes musculares. -- Las dos cavidades superiores (aurículas) ayudan al llenado pleno de los ventrículos. Las dos cavidades inferiores (ventrículos), son de mayor tamaño y de paredes musculares más gruesas y poderosas, bombean la sangre hacia los pulmones (el ventrículo derecho) y hacia todo el cuerpo (el ventrículo izquierdo). Esta bomba muscular se contrae rítmicamente más de 100,000 veces por día, impulsando y haciendo circular el equivalente a unos 6,813 litros de sangre, la que es distribuida a cada una y todas las partes del organismo.



La frecuencia de los latidos del corazón es normalmente regulada por su propio marcapaso fisiológico, ubicado en la parte alta y posterior del corazón (aurícula derecha). Este marcapaso fisiológico, es un pequeño acúmulo de células cardiacas especializadas, que produce ritmicamente impulsos bioeléctricos a intervalos regulares.

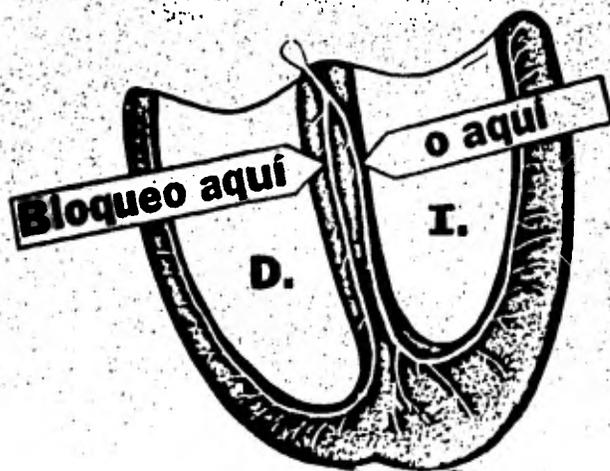
Una vía conductora especial lleva estos impulsos desde las aurículas a los ventrículos y a sus paredes musculares. Cada impulso produce una contracción y el correspondiente bombeo e impulsión de la sangre contenida en los ventrículos (unos 60 mililitros por cada ventrículo) denominado volúmen sistólico.



La parte ventricular del corazón es la encargada de realizar el bombeo útil de la sangre, este puede llegar a fallar debido a que el conductor de los impulsos eléctricos desde las aurículas hasta los ventrículos se bloquea (permanente o temporalmente).



Bloqueo de rama



Cuando esto sucede, las señales del marcapaso fisiológico o natural, no llegan a los ventrículos. Esta condición es llamada "Bloqueo Cardiaco"

Como las señales del marcapaso natural están bloqueadas, los ventrículos generalmente producen señales estimulantes propias. Estas señales suelen ser irregulares y notablemente más lentas que las del marcapaso natural. Además, la frecuencia de los latidos de los ventrículos no está regulada por una vía nerviosa de acuerdo con el trabajo desarrollado por el organismo. Así es que la persona afectada por un bloqueo cardiaco, no puede desarrollar -- una existencia normal, dado que su cuerpo tiene una insuficiente provisión de sangre, no adaptada a las variables necesidades proporcionales a la actividad orgánica en un momento dado.

Otras veces el marcapaso natural funciona mal, bien acelerando o bien disminuyendo la frecuencia de sus estímulos en cualquiera de estos casos. El organismo no recibe el caudal de sangre apropiado para sus necesidades.

Cuando los impulsos naturales están bloqueados o -- son de tan baja frecuencia que causan la disminución del flujo sanguíneo, los médicos con formación actualizada -- suelen utilizar los marcapasos electrónicos como trata -- miento eficaz. Del mismo modo que el marcapaso natural -- en correcto funcionamiento, el marcapaso electrónico ge -- nera pequeños impulsos eléctricos rítmicos, de intensi -- dad justamente necesarios como para estimular el cora -- zón e iniciar su contratación.

El marcapaso electrónico consiste básicamente de -- dos partes:

a) El Generador, que es el que produce los impulsos eléctricos periódicos a una frecuencia deseada y con -- cierta intensidad.

b) Los conductores, que son los encargados de lle -- var los impulsos eléctricos del generador al corazón. -- Los conductores pueden terminar en contactos adheridos du -- rante la implantación a la superficie exterior del corazón, ya sea perforando y quedando implantados en el espesor -- del musculo ventricular (electrodos miocárdicos) o, bien

introducidos a través de una vena, hasta el interior del ventrículo derecho, en contacto con la capa interior del corazón, bajo control radioscópico (electródos encocárdicos).

Existe la necesidad de que un ingeniero o bien un técnico especialmente capacitado, colabore durante la implantación de los electrocatéteres, aportando su tecnología e instrumental electrónico especializado para la correcta y oportuna determinación de ciertas variables, tales como los umbrales de excitación, resistencia al flujo de la corriente de excitación producida por el marcapaso electrónico, etc. Estas determinaciones son de trascendental importancia para el cirujano y aseguran un correcto, prolongado y eficiente funcionamiento del marcapaso electrónico, confiabilidad, seguridad y por lo tanto tranquilidad para el médico, el paciente y sus familiares.

Existen dos tipos de marcapasos.

a) Internos, son los marcapasos que son colocados dentro del cuerpo del paciente, para un uso permanente.



b) Externos, son los marcapasos que son usados eventualmente, ya sea para normalizar la frecuencia de base de un paciente o bien para realizar estudios de electrofisiología.

Existen dos formas de operación de un marcapasos:

a).- Marcapasos de frecuencia fija.

b) Marcapasos a "Demanda" o "Centinelas".

Los marcapasos electrónicos de frecuencia fija (asincrónicos), hacen llegar sus impulsos al corazón en forma continua y con una frecuencia preestablecida e indicada por su médico.

Los marcapasos a "Demanda" o "Centinelas" también -- producen estímulos rítmicos a frecuencia preestablecida, pero están diseñados y contruídos de tal modo, que sólo disparan sus estímulos al corazón, cuando la frecuencia espontánea de los latidos de este, disminuye por debajo de una frecuencia crítica preestablecida y programada en el generador. Mientras el corazón late a una frecuencia normal, el marcapasos a "Demanda" simplemente -- entra en reposo y vigila, es decir, que actúa como un -- "Centinela" del ritmo cardiaco. En el caso de que falle la frecuencia de base del paciente, el marcapasos automáticamente estimula al ventrículo en el instante oportuno.

CAPITULO 1.

ELECTROFISIOLOGIA NORMAL Y FENOMENOS DE CONDUCCION.

Los trastornos de la formación de los impulsos cardiacos, así como de su conducción se encuentran entre -- los problemas más comunes e importantes en la cardiología. Los trastornos del ritmo cardiaco han intrigado al cardiólogo durante muchos años, debido a que los mecanismos responsables son extremadamente complejos, a que son muy variables las situaciones clínicas en las que se presentan y porque su manejo médico adecuado, exige un juicio médico experto. La electrofisiología cardiaca, ha -- permitido las detecciones eléctricas intracelulares, desde la introducción del micro-eléctrodo de Graham-Girard, fundamentando así el entendimiento de los diversos potenciales de acción celulares. Mucho de lo que se sabe de -- las arritmias (anomalías en el ritmo cardiaco) clínicamente se base en:

A) Estudios electrofisiológicos de las propiedades de células cardiacas aisladas.

B) Correlación de esos datos con datos clínicos y con las anomalías electrocardiográficas observadas.

C) El curso clínico de las arritmias y de las respuestas terapéuticas de los pacientes.

Los avances importantes más recientes son: el resultado de varios desarrollos técnicos, tales como monitorización continua de actividad cardíaca en pacientes ambulatorios. La monitorización con el uso de bancos de memoria, los cuales permiten un mejor estudio de los eventos cardíacos en los 30 a 60 segundos previos al inicio de una arritmia o defecto de conducción. La monitorización continua, ha demostrado la gran frecuencia de arritmias ventriculares en pacientes con infarto agudo del miocardio, aneurisma ventricular y enfermedad cardiocoronaria. Una forma de detección de arritmias ventriculares, es la que se realiza por medio del electrograma del Haz de His, determinándose los orígenes supraventriculares y ventriculares del ritmo anormal.

Los nuevos métodos de investigación electrofisiológicos combinados con la estimulación intracardiaca y el registro de sus respuestas, han permitido identificar a los fenómenos de "re-entrada", como el mecanismo responsable más frecuente en la taquicardia auricular paroxística, en lugar de atribuirlo a un aumento en la excitabilidad (automatismo), mientras que han demostrado que este último sea el responsable de las arritmias en condiciones de infarto del miocardio y en toxicidad digitálica, en lugar de fenómenos de "re-entrada", como se atribuía inicialmente.

1.1. ELECTROFISIOLOGIA CARDIACA.

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

cular ordinario.

NODO S-A

NODO A-V

RAMOS DER. E IZQ.

FIBRAS DE PURKINJE.



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

Las células cardiacas se encuentran interconectadas entre sí y pueden transmitirse un estímulo directamente, unas a las otras, pero la velocidad de conducción a través del sistema especializado y las diferencias que existen en los períodos refractarios, actúan de tal manera -

que se realiza un acoplamiento entre la excitación y la contracción para generar un gasto cardiaco efectivo. Los potenciales de acción, la velocidad de conducción y la recuperación de la excitabilidad (período refractario), varían en los diferentes segmentos de la estructura cardiaca, tanto como en las diversas células que componen el sistema de conducción especializado.

Lo anterior, rinde un mecanismo en el que el impulso cardiaco se trasmite hacia las diferentes partes de toda la estructura, permitiendo una secuencia apropiada de contracción y que previene la contracción de tipo tetánico, lo que ocurriría por ejemplo, si la estructura cardiaca estuviese compuesta de musculo de tipo estriado. En el musculo de tipo estriado, el período refractario es corto y responde a un impulso unidireccional proveniente de un musculo específico. En contraste a lo anterior, el período refractario en la fibra cardiaca es más prolongado, el impulso se disemina en todas direcciones y no hay provisión nerviosa directa para la estimulación.

1.2. POTENCIAL DE ACCION.

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

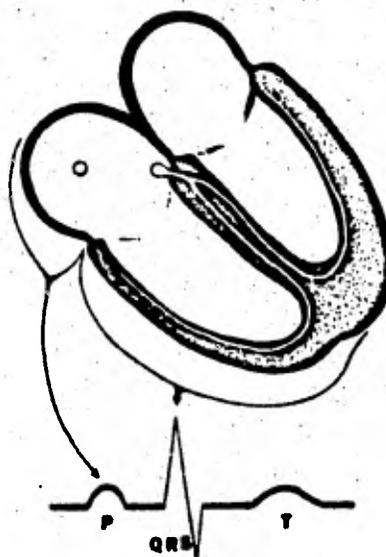
La depolarización celular, denominada fase "0", comprende la componente inicial del potencial de acción y ocurre debido a un rápido cambio en las propiedades de permeabilidad de la membrana, ocasionado por el intercambio de iones de Sodio al interior, ocasionando así un cambio en las polaridades de reposo de la membrana. Las razones íntimas del cambio selectivo en permeabilidad de la membrana para el Sodio no se conocen con certeza. Lo que se sabe, es que debe existir un "canal" o "poro" en la membrana celular controlado por "compuertas" que permiten los rápidos pasos de corrientes de Sodio hacia el interior de la célula (fases 0 y 1). La repolarización sigue a continuación en la fase denominada "fase 2" que representa la terminación del influjo de iones de Sodio, como consecuencia de la disminución de permeabilidad aumentada para iones de Sodio. Este fenómeno se continúa con el inicio de una corriente de iones de Calcio, de características más lentas a través de una vía distinta. La permeabilidad aumentada en esta fase en la membrana por los iones de Potasio, ocasiona la repolarización. El influjo de calcio a través de los "canales" de Calcio,

aumenta la Biodisponibilidad intracelular del calcio. Lo anterior trae como consecuencia una interacción del calcio con los elementos contractiles de Actina y Miosina, resultando una contracción de las fibras. Esta secuencia de eventos se denomina acoplamiento de estimulación y -- contraccion.

P = Contracción auricular

QRS = Contracción ventricular

T = Repolarización ventricular

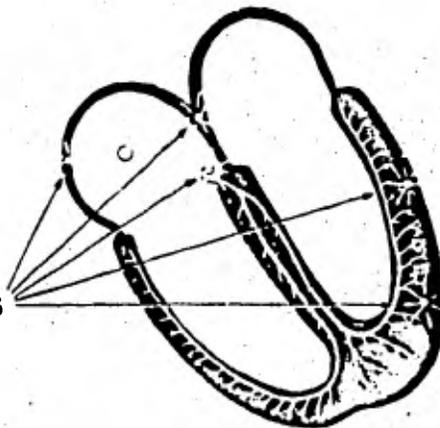


La fase "0" es la elevación rápida que conduce al potencial máximo de reposo de membrana, de -90 milivolts hasta alcanzar los +45 milivolts, esta dura escasos milisegundos y obedece al influjo rápido de iones de Sodio a la célula. Este incremento de milivoltaje se acelera, al alcanzar la membrana el valor de -60 milivolts, lo que

representa el valor del umbral de Estimulación.

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

**Otros posibles
marcapasos**



1.3. LAS CINCO FASES DEL POTENCIAL DE ACCION.

Las cinco fases del Potencial de acción son:

A) Fase "0"

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

B) Fase "1"

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

C) Fase "2"

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

D) Fase "3"

La fase "3" tiene una duración promedio de 50 milisegundos, correspondientes a la onda T del Electrocardiograma y termina con la reversión del potencial de reposo. Durante la fase "3" la célula es incapaz de responder a cualquier estímulo, sin importar su intensidad (período Refractario Absoluto). En la última parte de la fase "3" al alcanzar de nuevo la membrana el potencial de umbral, las células cardiacas se encuentran relativamente excitables (Período Refractario Relativo) y pueden responder a un estímulo fuerte, ya sea por propagación de una célula vecina o bien por depolarización espontánea temprana, del ciclo cardiaco subsiguiente:

E) Fase "4"

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

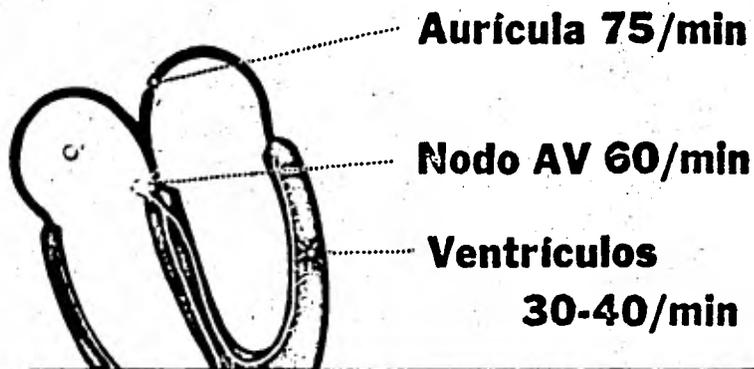
La curva de la fase "4" corresponde normalmente a "0"

volts en las células no especializadas, mientras que en las especializadas (Sistema de Conducción), la fase "4" gradualmente se hace menos negativa y se depolariza al alcanzar un valor umbral que es de aproximadamente 75 milivolts, lo que puede generar un potencial de acción espontáneo que se propague en todas direcciones.

Debido a que la Fase "4" de las células en el Nodo Sinusal (S-A) tienen una curva de un más rápido ascenso, comparada con otras partes del sistema de conducción especializado, es ahí donde el potencial de umbral se alcanza más rápido, haciendo del Nod S-A el marcapaso iniciador de la secuencia de eventos que conducen a la contracción cardiaca. Esta función de todas las células del sistema de conducción cardiaca, se conoce como Automatismo, tales células se conocen también como células Automáticas o células marcapaso latentes. El Automatismo es una propiedad fundamental de las células especializadas y reciben influencias de impulsos simpáticos, así como fiebre y medicamentos diversos, los que aumenta la pendiente de la fase "4" también llamada depolarización Diag

tólica. Los impulsos parasimpáticos deprimen (horizontalizan) y por tanto prolongan la fase "4" aumentando el tiempo de alcance de el potencial de umbral, con la consiguiente disminución de la frecuencia cardiaca. Los mecanismos - por los cuales las células "marcapaso" pueden desarrollar un impulso, están íntimamente relacionados con los cambios en permeabilidad para los iones de Sodio, Potasio y Calcio.

Frecuencias intrínsecas



Frecuencias de urgencia: 150-250/min

1.4. PROPIEDADES DE LAS CELULAS ESPECIALIZADAS.

El conocimiento de las características inherentes de las células especializadas, es indispensable para el entendimiento de las Arritmias Cardiacas. Estas caracterís-

ticas son:

- 1.- AUTOMATISMO.
- 2.- EXITABILIDAD.
- 3.- CONDUCTIVIDAD.
- 4.- VELOCIDAD DE CONDUCCION.
- 5.- ESTADO REFRACTARIO.
- 6.- FENOMENO DE RE-ENTRADA.

1.- Automatismo.

Ciertas células del sistema especializado de conducción son capaces de iniciar un potencial de acción espontáneo, el cual estimulará el resto del corazón secuencialmente. El automatismo máximo se encuentra en el grupo celular del Nodo S-A, debido a que su lenta depolarización Diastólica, (durante la fase "4"), tiene una pendiente de mayor grado que el resto de las células especializadas en el resto del corazón. La pendiente inherente de la fase "4", tiende a ser de menor grado y más lenta, al descender desde el Nodo S-A hacia el Nodo A-V y el sistema de His Purkinje.

Cuando falla uno de los marcapasos más cercanos - - (proximales), uno de los marcapasos más distales (latentes) puede convertirse en el marcapaso del corazón, previniendo un paro cardiaco y provocando un ritmo de "escape". La velocidad de disparo automático (frecuencia) disminuye al ser más lejano el marcapaso emergente, y es -- frecuente que en los tejidos de la unión Aurículo-Ventricular se detecten este tipo de ritmos, así como en el Haz de His y el sistema de His Purkinje, debido a un problema en las células marcapasos en el Nodo S-A. Cuando los marcapasos subsidiarios o secundarios toman el mando por aumento en el automatismo, suelen predominar, debido a una competencia inhibitoria sobre los marcapasos primarios, - que aun continúan funcionando bajo condiciones normales. La frecuencia cardiaca se determina por la curva de depolarización Diastólica de las células Sinusales.

El Nodo S-A, se encuentra bajo influencia continua del sistema nervioso Autónomo. La estimulación del nervio Vagal, ya sea espontánea, por estimulación refleja o bien por medicamentos, deprime la curva de la fase "4" en las

células del Nodo S-A, disminuyendo consecuentemente la frecuencia cardiaca. La estimulación Simpática hacia el corazón por estimulación medicamentosa o por vía refleja, aumenta la frecuencia cardiaca, debido a que acrecenta la pendiente de la fase "4".

2.- Excitabilidad.

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

3.- Conductividad.

La conducción de un impulso eléctrico, de una célula a otra, es una propiedad del tejido cardiaco. La velocidad de conducción varía en los diferentes tejidos cardiacos y

esta es 100 veces mayor en el sistema de His Purkinje -- que en el Nodo A-V, esto es, la velocidad en el Nodo A-V es de 20 a 30 milímetros por segundo, en el sistema de His Purkinje de 3000 a 5000 milímetros por segundo y, -- aproximadamente de 500 a 600 milímetros por segundo en el musculo ventricular propiamente.

La velocidad "lenta" de conducción en el Nodo A-V prolonga el período refractario absoluto de las células nodales, previniendo de esta manera que la conducción de estímulos auriculares rápidos alcancen los ventrículos, con una relación de 1 a 1. En los adultos normales, lo anterior previene que los ventrículos trabajen tan rápido que no les sea posible mantener un Gasto Cardíaco normal (recordemos que debe de existir un tiempo de latencia entre cada contracción para que las cavidades reciban volúmenes de llenado adecuados, para mantener un gasto cardíaco debido), Los niños no tienen bien establecido ese retraso de conducción en el Nodo A-V, pudiendo -- cursar con arritmias tan altas como de 300 pulsos por minuto.

4.- Velocidad de Conducción.

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

Cuando la velocidad de conducción disminuye lo suficiente, como resultado de una depresión en el potencial máximo de reposo de membrana, la conducción puede tornarse lo suficiente, de tal suerte que disminuye conforme viaja a través de un frente depolarizante, con el resultado de que dicho estímulo, no se propague completamente por el sistema. Las facultades de propagación del frente depolarizante pueden deteriorarse progresivamente. El término de "Conducción Decreciente" se refiere a la disminución progresiva en las propiedades de conducción

que resulta de las alteraciones en las características del potencial de acción, debido a las anomalías celulares en el sistema de conducción, hasta que finalmente no puede sostenerse íntegra la propagación de un potencial de acción.

La conducción decreciente puede originarse en las propias células que lo originan, las que no están repolarizadas totalmente y, por tanto se han hecho refractarias a nuevos estímulos anterogrados. Puede no ser evidente en el electrocardiograma y a esto se denomina Conducción Oculta, lo que también resulta cuando los estímulos prematuros penetran parcialmente, pero no pasan a través del Nodo A-V al resto del sistema de conducción. Tales insuficiencias de conducción se denominan "Conducción Oculta" indistintamente si se trata de una conducción anterograda o retrograda (de Aurículas a Ventrículos o viceversa). El fenómeno de conducción decreciente puede ocasionar retrasos de conducción o bloqueos en cualquier segmento del sistema de conducción. La insuficiencia o retraso de conducción puede no ser uniforme, pues puede

estar mas manifiesta en una fibra determinada y ser normal en una fibra vecina, puede presentar el substrato para la formación de un circuito de "Re-Entrada", ocasionando disparos prematuros o taquicardia.

La insuficiencia de conducción a menudo obedece a estados de enfermedad o a efectos de ciertos medicamentos.

5.- ESTADO REFRACTARIO (REFRACTARIDAD).

La refractaridad consiste en la falta de respuesta a un estímulo nuevo, debido a que la repolarización ha sido incompleta y que el voltaje del interior de la célula, no se ha hecho lo suficientemente negativo para poder iniciar o propagar un potencial de acción. El Estado Refractario se encuentra relacionado con la Excitabilidad, en el aspecto de que la célula está totalmente inexcitable, cuando el voltaje es menos negativo que el valor umbral de excitabilidad, y, que ningún estímulo (indistintamente de su magnitud) puede provocarle una respuesta que se propague. A esto se le denomina el Estado o Período -

Al alcanzar la célula los voltajes más negativos (al término de la fase "3"), pudiendo no haber alcanzado el potencial de membrana su estado normal de reposo máximo (-90 milivolts), puede ser suficiente para que un estímulo "lo suficientemente intenso", pueda evocar una respuesta, aunque no sea suficientemente intenso para que se propague muy distalmente y sólo depolariza algunas células vecinas. Después del Período Refractario Relativo y antes de que alcance el valor de reposo máximo (Diastólico), del potencial de acción, existe una corta fase "Supernormal", que corresponde a la fase del componente de descenso de la onda "T" en el electrocardiograma, durante cuya fase un potencial de estímulo menor que el habitual puede inducir una respuesta que se propague. Este breve período de excitabilidad aumentada, sucede al Período Refractario Relativo y se le ha denominado Fase Supernormal de Excitabilidad. El Estado Supernormal o fase vulnerable, es responsable de el llamado fenómeno de "R" sobre "T", en el cual un estímulo prematuro ventricular que caiga en fase con el componente descendente de la onda "T" pueden inducir descargas ectópicas ventriculares repetitivas, incluyendo

la Fibrilación Ventricular.

El Período Refractario varía en diferentes partes del corazón, siendo más corto en las Aurículas y más prolongado en el Sistema de Purkinje y el Nodo A-V. Esta variabilidad de recuperación de la excitabilidad o refractaridad se exagera en segmentos del ventrículo o sistema de conducción, en entidades tales como enfermedad cardíaca isquémica. La recuperación de la excitabilidad desigual o alteración en las células isquémicas, puede ser la causa responsable de la frecuencia en las arritmias ventriculares de la enfermedad Cardio-Coronaria.

La recuperación de la Refractaridad, excitabilidad y la velocidad de conducción, varía de una célula a otra y de una región a otra. Esta variabilidad afecta la repolarización, frecuencia cardíaca y duración del potencial de acción, con lo cual se pueden iniciar arritmias de Re-Entrada. En forma independiente a los estados de enfermedad, algunos medicamentos pueden exagerar estos cambios (la Digital por ejemplo, acorta el potencial de acción, mientras

que la Quinidina lo prolonga).

6.- FENOMENO DE RE-ENTRADA.

El fenómeno de Re-Entrada, no es una propiedad de -- las células cardiacas perse, sinó que se considera un mecanismo por el cual se pueden desarrollar arritmias en -- cualquier segmento del corazón a través de alteraciones - en las propiedades fundamentales (tratadas en páginas anteriores). Una célula automática, por medio de aumentar - su pendiente en la fase "4" de la depolarización y de aumentar así su automatismo, puede convertirse en el marca-paso líder del corazón, produciendo ya sea disparos prematuros aislados o una taquicardia. En forma similar, por - activación de un mecanismo de Re-Entrada, puede propagar se un disparo prematuro por una vía de "circo" (vía de -- circo es un circuito cerrado de conducción por el cual la célula se estimula así misma) a través de una área determinada del corazón y permitir la repolarización repetitiva de una Taquicardia.

Normalmente el impulso cardiaco se propaga uniforme-

mente a través del sistema de conducción distal hacia los ventrículos, con velocidades iguales en cada una de las fibras cardíacas de cada segmento del sistema de conducción (para propósito de ilustración denominadas "Ramas" - de una fibra terminal de un Haz de Purkinje). El uso del término "Rama", no infiere que cada área del Sistema de Purkinje tiene sólo dos fibras. Para que se de el fenómeno de Re-Entrada, se requiere que una porción de las fibras miocárdicas en un Haz de fibras se encuentra bloqueado en una dirección (con frecuencia anterograda) debido a que esa "Rama" se encuentra parcialmente depolarizada y no conduce adecuadamente (Bloqueo Unidireccional). El fenómeno de Re-Entrada también requiere que la activación anterograda a través de la otra rama de la fibra distal de Purkinje se deprime, pero que continúe su conducción anterograda hacia el ventrículo, esta retorna hacia el punto de su origen de una manera retrograda y activa - hacia la fibra o rama inicialmente bloqueada, el impulso procede lentamente en forma retrograda a través del segmento que estaba bloqueado (anterogrado) hasta que alcance la fibra de conducción próxima, la que para esta etapa,

ha recuperado su excitabilidad y ya no se encuentra refractaria, como resultado de esa excitación. Esto permite que un impulso retrogrado, a partir del segmento originalmente bloqueado "Re-Entre" hacia el segmento normal (rama) - instalando un circuito de Re-Entrada, el que puede hacerse entonces repetitivo.

El fenómeno de Re-Entrada requiere entonces, tanto una alteración de la conductividad (en una rama) y un - - bloqueo unidireccional (en la otra).

La conducción decreciente, como se señaló en páginas anteriores, puede disminuir la conducción en una fibra o - producir un bloqueo anterogrado unidireccional en otra - fibra y de esta manera predisponer a un fenómeno de Re-Entrada.

El fenómeno de Re-Entrada, puede deprimirse de dos formas, ya sea mejorando la conducción en el segmento reprimido (permitiendo que el impulso inicial se disemine - igualmente a través de las ramas y de las fibras de Pur -

kinje) a aumentado el bloqueo retrogrado en el segmento-bloqueado, de tal suerte que el impulso original no se conduzca al sitio proximal. Un nuevo estímulo proveniente de un disparo auricular prematuro o de la excitación de las aurículas por disparos ventriculares prematuros, representan el mecanismo habitual de inicio de una Taquicardia Auricular Paroxística, con un circuito de re-entrada que involucra al Nodo A-V. Los circuitos de re-entrada repetitivos pueden interrumpirse por efectos medicamentosos, tales como los de la Digital o de Varampil, si el circuito de re-entrada involucra al Nodo A-V. Estos medicamentos promueven un bloqueo Aurículo-Ventrícular, prolongando la conducción trasnodal. Los disparos retrogrados (o ecos) se encuentran en un Nodo A-V inexcitable, de tal manera que no pueden continuar propagando el impulso en el circuito de re-entrada.

Un circuito de Re-Entrada puede aparecer en cualquier sitio del corazón por ejemplo en la Taquicardia Auricular Paroxística incluye frecuentemente el Nodo A-V y el "Aleteo Auricular que se atribuye a fenómenos de

Re-Entrada en las aurículas.

Como resultado del relativo automatismo de un grupo determinado de células, pueden instalarse corrientes que estimulan las células vecinas y que pueden conducir a -- una arritmia Paroxística que se propaga merced a fenómenos de Re-Entrada o directamente por ectopismo. Los estados patológicos tales como la Isquemia, no afectan a todas las fibras uniformemente, pudiendo conducir a arritmias, debido a la distribución irregular de la Isquemia, lo que condiciona que las células tengan regresos asincrónicos a su estado de reposo máximo diastólico y así velocidades variables de conducción.

Las arritmias ventriculares pueden deberse a la propagación de un estímulo en un sitio ectópico, que ha asumido mayor automatismo por una recuperación más temprana de la excitabilidad y en otros casos el mecanismo puede ser el de Re-Entrada. La recuperación temprana de la -- excitabilidad y la alteración de los períodos refractarios son comunes, particularmente en las zonas límites en

tre células necróticas y células aun viables que se comportan como células crónicamente izquémicas. Lo anterior puede explicar la falta frecuencia de las arritmias que se presentan posteriores a un infarto del miocardio, y el porqué puede ocurrir una Fibrilación Ventricular inesperada y muerte súbita en el paciente.

1.5. CONDUCCION SINO-AURICULAR HACIA EL SISTEMA DE PURKINJE Y MIOCARDIO.

El Nodo Sinusal es un pequeño grupo de células ubicadas en la unión de la Vena Cava Superior y la Aurícula Derecha, que se encargan de iniciar el impulso cardiaco y de mantener un ritmo normal "Sinusal".

Existen por lo menos 3 diferentes haces inter-aurículas de conducción (Wenckebach, Bachmann y Thorel), donde el Haz de Bachmann hace funciones de vía directa de conducción entre el Nodo S-A y el Nodo A-V, tiene también características refractarias que modulan la velocidad del impulso, previniendo así frecuencias ventriculares altas. El período refractario efectivo prolongado --

del Nodo A-V, previene que esta responda rápidamente a -
estímulos provenientes del Nodo S-A de las Aurículas



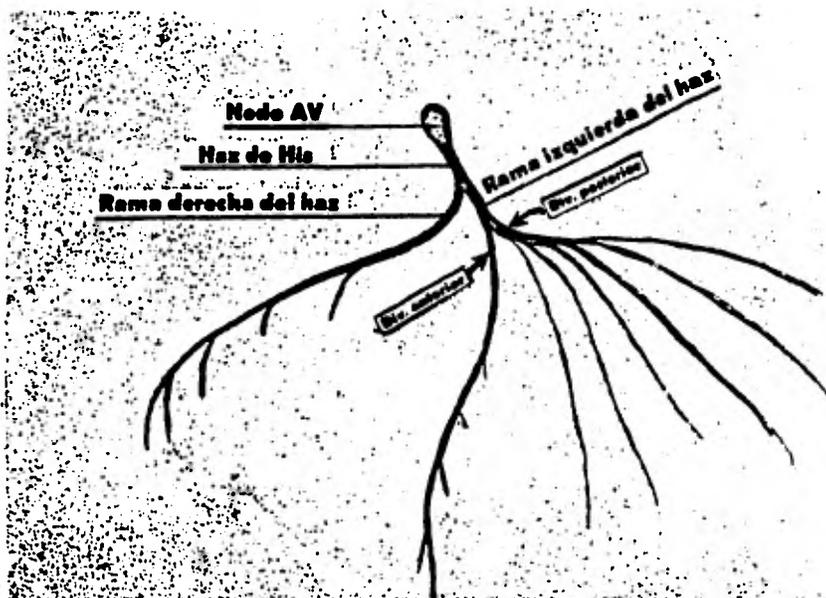
El Nodo A-V se puede considerar un mecanismo de protección, que previene respuestas ventriculares altas, a estímulos auriculares rápidos, mientras que las células - especializadas en segmentos inferiores del Nodo S-A y en particular por debajo del nivel del Nodo A-V se consideran como protectoras por comportarse como 'marcapasos' - secundarios o terciarios, que conducen al ritmo cardiaco en caso de fallar los primarios.

Lo anterior contrasta con la naturaleza de los mar-

capasos ectópicos, los que consisten en generadores de - impulsos activos, los cuales se inician en una de las células especializadas en cualquier segmento del sistema de vías de conducción por debajo del nivel del Nodo S-A normal, y que toman el mando con una frecuencia mayor -- que la inherente a la actividad del marcapasos normal -- del Nodo S-A. Por lo anterior, el sistema de conducción puede iniciar y conducir un estímulo. Las anomalías de conducción y las arritmias cardiacas a menudo tienen mecanismos similares y suelen coexistir.

Cuando el impulso de estimulación pasa por el Nodo A-V, este llega a el Haz de His y continúa su descenso -- por la rama izquierda y derecha. La rama derecha del Haz no se ramifica hasta sus porciones distales, mientras -- que el izquierdo se divide en dos fascículos. Realmente esta es una forma simplista de concebir el fascículo izquierdo, pues su anatomía es más compleja pudiendo -- existir múltiples interconexiones. Sin embargo, las dos ramas del fascículo izquierdo y el derecho pueden con-

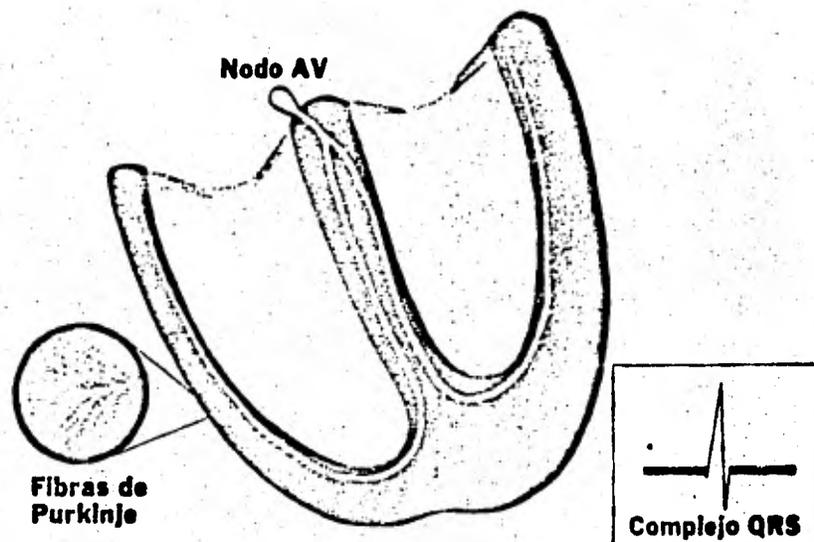
siderarse como tres fascículos para fines prácticos.



Los términos de bloqueos Unifasciculares, así como "bi" y "tri" fasciculares se han perpetuado, pues los estudios electrofisiológicos, inclusive el electrograma del Haz de His han demostrado que puede distinguirse un retraso dominante de conducción en uno o más de estos tres fascículos.

La velocidad de conducción de la onda depolarizante es variable, de manera que el impulso viaja rápidamente -

a lo largo de las vías periféricas de Purkinje en el - -
Endocardio para activar a ambos ventrículos y una vez ahí,
más lento, hasta depolarizar el musculo completo.



1.6. CAUSAS DE LOS DEFECTOS CRONICOS.

Los defectos crónicos de conducción Aurículo-Ventri-
culares y Sino-Auriculares, se relacionan más comunmente
con enfermedades degenerativas del sistema de conducción.
Cualquier proceso Fibrosante, Izquémico o Inflamatorio -
puede trastornar la conducción de ambos. Los procesos Fi-

brosantes y degenerativos del sistema de conducción suelen presentarse tarde en la vida (6-7ma década), aunque pueden aparecer en individuos jóvenes.

Las causas agudas de tipo reversible que transitoriamente influyen al sistema de conducción son:

- a) La intoxicación Digitalica (con el Bloqueo A-V).
- c) El Infarto Agudo del Miocardio.

Las cuales suelen dar cuenta de las causas más comunes que trastornan la conductividad Aurículo-Ventrícular.

1.7. ESTUDIOS ELECTROFISIOLÓGICOS.

La diseminación del impulso a través de todo el corazón puede reconocerse electrocardiográficamente por la bien conocida onda "P", el complejo "QRS", el segmento "ST" y la onda "T", los que en conjunto representan desde la "superficie" corporal, la diseminación secuencial del impulso eléctrico a través de la estructura cardíaca.

Los registros del electrograma del Haz de His (detecciones del potencial que emite el Haz de His, al ser alcanzado por el estímulo y que se detecta por colocaciones intracardiacas estratégicas de electrodos, aplicados a sondas, que se dirigen por vía venosa y bajo control radiológico) han demostrado que el intervalo "P-R", incluye los segmentos de diseminación del impulso del Nodo Sino-Auricular a través de las aurículas, hasta alcanzar el Haz de His, así como la primera parte de sus ramas principales. Estos registros se practican simultaneamente con el registro de un electrocardiograma (registro de superficie corporal), para compararse con la aparición de los eventos normales del electrocardiograma.

Los electrogramas del Haz de His han contribuido en una gran forma al mejor entendimiento de la Patofisiología de los defectos de conducción Aurículo-Ventrículares, especialmente en los campos de:

A.- DIAGNOSTICOS.

B.- SIGNIFICANCIA TERAPEUTICA DE LA ACTIVIDAD MARCAPASO, POR ARRIBA, DENTRO Y POR ABAJO DEL NODO A-V.

Existen otros estudios que son de utilidad diagnóstica importante, y son los siguientes:

1) Marcapaseo, Auricular programado con la técnica del Extra-Estímulo (disparos prematuros acoplados)

2) Marcapaseo, de Sobre-Paso (es de utilidad para definir la disfunción Sinusal o de sus conexiones en el Nodo Aurículo-Ventricular).

Es posible además, con el uso de las técnicas del "extra-estímulo" definir los tiempos de recuperación del musculo auricular, así como del Nodo A-V (Períodos Refractarios, Relativo, Funcional y Absoluto).

1.8. MECANISMOS DE LOS TRASTORNOS EN LA DISFUNCION SINO-AURICULAR.

Los mecanismos de los trastornos en la disfunción Sino-Auricular son variables, pudiendo existir bloqueo Sino-Auricular, con funciones de conducción auricular normal y algunos tendran función sinusal normal, pero -

trastornos de conducción en las aurículas.

Los métodos electrofisiológicos para determinar la actividad del Nodo Sinusal son los siguientes:

- 1) Tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal (CSNRT).
- 2) Tiempo de Conducción Sino-Auricular. (SACT).

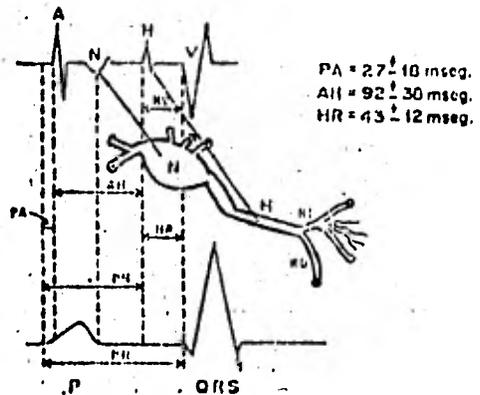
Los estudios anteriores son útiles para conocer el grado de lesión funcional, sin embargo, adolecen de algunas limitaciones.

1.9. ELECTROGRAMA DEL HAZ DE HIS.

El electrograma del Haz de His es un método clínico y de investigación que ha permitido la cuantificación de la conducción del sistema especializado. Esto se ha hecho necesario, debido a que el Electrocardiograma sólo registra la actividad eléctrica de las aurículas y los ventrículos, mientras que la actividad eléctrica del Nodo A-V. Haz de His y sus ramas se representa como una --

línea isoeleétrica, en el segmento P-R, que da informa --
 ción muy pobre. Por ello se ha ideado un procedimiento pa
 ra el registro de la actividad eléctrica de estas estruc-
 turas y que ha contribuído grandemente al entendimiento -
 de los trastornos del ritmo y de la conducción.

REGISTRO INTRACAVITARIO.



REGISTRO DE SUPERFICIE.

1.10. TÉCNICA UTILIZADA PARA EL REGISTRO DE ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL HAZ DE HIS.

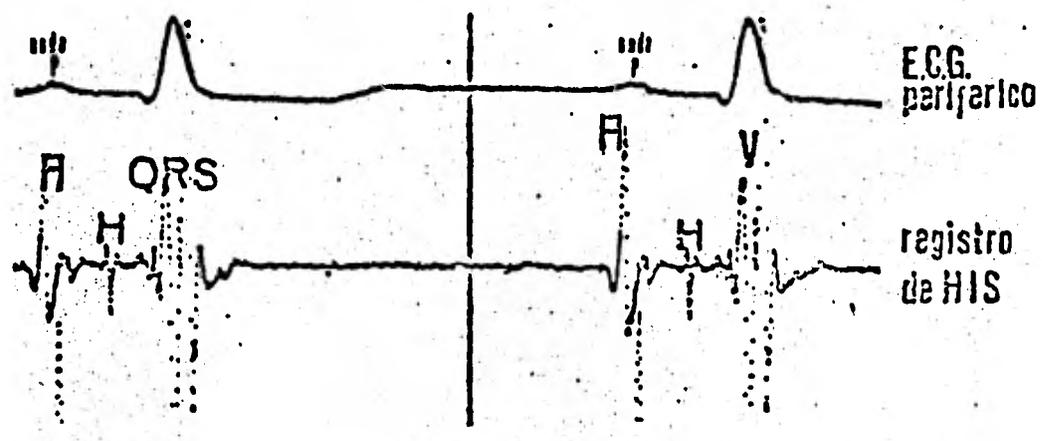
La técnica utilizada para el registro de la activi--
 dad del Haz de His es la siguiente:

Se prepara al paciente para entrar al quirófano y - bajo anestesia local se introduce un cateter (electródodo - a través de la vía femoral, por técnica de Seldinger. Pa - ra lograr tener una buena colocación del cateter, nos - auxiliamos del control Fluoroscópico. Se avanza el cate - ter electródodo hasta el ventrículo derecho y se va reti - rando lentamente, hasta que aparece en el registro Elec - trográfico una deflexión rápida entre el complejo Aurí - cular y Ventrícular, en este momento la posición del - - electródodo es sobre el borde izquierdo de la columna, es - decir, justo a través de la válvula Triscúspide y cerca del Septum. En estos momentos se recogerá un registro que consiste en:

- a) Un Electrograma Auricular.
- b) Un Electrograma de Haz de His.
- c) Un Electrograma Ventrícular.

ELECTROGRAMA DE HIS

DURACION PROMEDIO: INTERVALO A-H=50-120 miliseg
INTERVALO H-V=35-50 miliseg



velocidad: 100 ó 200mm/seg

Estos eventos son denominados "A" , "H" y "V" respectivamente. Si se colocara el cateter más adentro del ventrículo derecho a lo largo del Septum ventricular podria mos obtener un electrograma del potencial de la rama derecha (RB). Un cateter electródo puesto por debajo de la válvula aórtica en el Septum ventricular nos daría un electrograma del potencial de la rama izquierda (LB).

En el registro de la actividad de la rama derecha -

del Haz de His, se usó primeramente un electródo tripo -- lar y después un cateter de 6 polos (multipolar). Debido a que tenemos 6 polos (5 y una referencia) podemos seleccionar cualquier combinación de derivaciones, colocando nuestra referencia en el polo que más convenga.

Para el registro de la rama izquierda del Haz de -- His, se usa un cateter electródo bipolar, introduciéndolo en la base de la aorta y ventrículo izquierdo, vía arterial braquial derecha. Los registros del Haz y rama izquierda de His, se realizan en la cúspide de la aorta y justo por debajo de la válvula aórtica respectivamente. Estos registros pueden superponerse temporalmente y tener un inicio y duración similar.

Una vez introducido el cateter, el registro del Haz de His se lleva a cabo durante 2 o 5 minutos. En algunos casos en los que no se pudo registrar en este tiempo se debió a una anatomía cardiaca anormal.

Los potenciales registrados se pueden reconocer por:

- 1.- Sitio de los electrodos.
- 2.- Forma de la deflexión obtenida.
- 3.- Tiempo de aparición entre el potencial y el ciclo cardiaco.

En algunos pacientes la cateterización por vía femoral no se puede realizar o está contraindicado, por lo -- que se usa la vía antecubital para lograr el registro.

Contraindicaciones para la cateterización por vía -- femoral:

- 1.- Enfermedad arterial de miembros infe - riores.
- 2.- Insuficiencia congestiva y edema grave.
- 3.- Tromboflebitis o historia de embolia pul monar.
- 4.- Obesidad.
- 5.- Piel intertriginosa.
- 6.- Amputación.

Para la cateterización antecubital se utiliza un -
cateter tripolar (francés # 6) que contiene elctródos-
en anillo de 2 milímetros. El electródo distal está lo-
calizado en la punta del cateter, el segundo a 1 centí-
metro y el tercero a 2 centímetros de la punta. Se nota
la precencia de una curva "J" pronunciada en la punta -
del cateter. Se usaron la estimulación auricular y el -
masaje carotídeo para dar una mayor validez.

Una ventaja de la vía anticubital es que se puede -
colocar un marcapaso transitorio en caso de bloqueo.

Mediante el eletrograma de His, ha sido posible di-
vidir la conducción A-V en dos períodos:

1.- Intervalo A-H. Comprende desde el inicio de la
depolarización de la aurícula hasta su llegada al Haz -
de His.

2.- Intervalo H-V. Que comprende desde la llegada-
del estímulo al Haz de His, hasta su llegada a los ven-

trículos. Se utiliza como referencia un (ECG) de superficie. Posteriormente, se dividieron estos intervalos en otros más específicos.

1.11.- MEDICION DEL TIEMPO DE CONDUCCION INTRA AURICULAR.

El electrograma del Haz de His consta de 3 deflexiones diferentes:

- 1.- La primera, representa la actividad auricular "A"
- 2.- La segunda, ocurre durante el segmento P-R, esta representa la deflexión del Haz de His (H) es un potencial rápido de tipo bifásico o trifásico.
- 3.- La tercera, representa la actividad ventricular (V).

Algunos autores describen el electrograma del Nodo

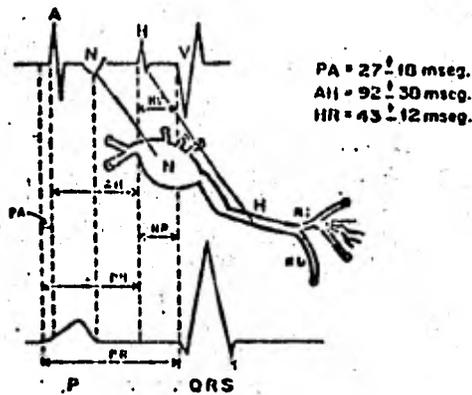
A-V, como un registro de pequeño voltaje (0.1 - 0.25 -- milivolts), más frecuentemente positivo que negativo y que se inscribe lentamente de 30-40 milisegundos. Este principia alrededor de 100 a 120 milisegundos, después del inicio de la depolarización auricular, y de 10 a -- 30 milisegundos después de su terminación, pero es tardío proporcionalmente en pacientes con ondas "P" largas o "P-R" prolongados. El electrograma de Haz de His ocurre un poco después, alrededor de 130 milisegundos posterior al inicio de la "P" y es de corta duración (20-milisegundos), con morfología bifásica y de una deflexión intrínseca rápida.

El intervalo "P-A" es el tiempo que transcurre entre el comienzo de la onda "P" del electrocardiograma de superficie y la primera deflexión rápida del electrocardiograma auricular, denominada "A" (en unión A-V). Este intervalo representa la porción de conducción intraauricular, específicamente el tiempo de conducción desde el Nodo S-A hasta el Nodo A-V durante el ritmo sinusal normal. El inicio de la Onda "A" es tomada como la primera excursión rápida de la línea isoeleétrica en un ángulo de 45 grados o más. La duración de este intervalo es de 42 ± 14 milisegundos (25-35).

El intervalo "A-H" se toma a partir del primer componente de alta frecuencia del electrocardiograma auricular al primer componente de alta frecuencia del electrograma de His. Este corresponde a la conducción a través del Nodo y tiene una duración de 92 ± 38 milisegundos (80 - 150 milisegundos).

El intervalo "P-H" se toma a partir del principio de la onda "P" al primer componente de alta frecuencia-

del electrograma de His. Este representa la conducción intraauricular e intra Nodal. Tiene una duración de 119 ± 38 milisegundos. Los intervalos "P-H" y "A-H" son útiles indicadores del tiempo de conducción Nodal "A-V".



1.12 MEDICION DEL TIEMPO DE CONDUCCION INTRAVENTRICULAR.

El intervalo "H-R" se toma a partir del primer componente de alta frecuencia del electrograma de His, al inicio del complejo "QRS" comparado con un "ECG" de superficie. Esta medida da el tiempo de conducción desde el Haz de His al comienzo de la activación ventricular normal. La duración es de 42 ± 12 milisegundos (30-54).

El intervalo "H-V" se mide desde el inicio de la -

actividad del Haz de His al inicio de la actividad ventricular 43 ± 12 milisegundos. Los intervalos "H-R" y "H-V" miden la conducción a través del sistema de Purkinje. Pero éste último es más apropiado.

Los subintervalos "H-V" ("H-RB", "H-LB" y "RB-B"), se miden desde el potencial del Haz de His a los respectivos potenciales de las ramas y de los potenciales de las ramas a la primera deflexión del "QRS" en electrogramas ventriculares.

En los estudios se observó con estimulación auricular que el "A-H" duraba 100 milisegundos mientras que en un paciente con extrasístoles auriculares duraba 110 milisegundos, asimismo, el intervalo "H-V" se mostraba - - alargado (75 milisegundos) en estimulación auricular, y el intervalo duró 50 milisegundos.

El electrograma de His es útil para el diagnóstico de bloqueos y síndrome de pre-exitación, caracterizándose el primero por un intervalo "A-H" prolongado en bloqueo

trifascicular y el segundo por onda Delta, así como, un aumento en el intervalo, permite la estimulación de vías anormales (Haz de James) que permiten la pre-exitación.- Es obvio que no todos los pacientes que manifiesten una alteración transitoria o fija en la conducción "A-V" o del ritmo requieren registros intracardiacos del sistema de conducción aunque este método es relativamente simple y seguro, pero presenta ciertas desventajas que son:

1.- La naturaleza invasiva y la posibilidad consiguiente de complicaciones por mínimas que estas sean.

2.- El requerimiento de cateterización y de un equipo apropiado, incluyendo fluoroscopio, registrador de multinales y desfibrador.

3.- Que existan 2 o más personas adiestradas en la técnica (médicos), un ingeniero y una enfermera clínica.

4.- La constante necesidad de conocer potenciales eléctricos de riesgo.

5.- La principal limitación es que no es posible --
realizar estudios repetidos y sucesivos.

OBSERVACIONES:

El estudio del electrograma del Haz de His se va a
utilizar en:

1.- Bloqueos, ya sea incompletos o avanzados, so--
bre todo que sean refractarios a un tratamiento y su --
etiología no esté completamente demostrada.

2.- Arritmias, ya sean activas, como las extrasisto
les, las taquicardias paroxísticas y las fibrilaciones,-
así como en los síndromes de pre-exitación, o en las pa-
sivas como el escape Nodal y ventricular, la migración -
del marcapaso, el ritmo Nodal y el ritmo ventricular o -
indoventricular.

LIMITACIONES:

Durante un ritmo atrial rápido, la demostración de
un bloqueo distal al Haz de His tiene valor diagnóstico.

sin embargo, la ausencia de este, no excluye la condición de conducción uno a uno en ritmos rápidos. La manifestación de bloqueos depende de dos factores:

1.- Velocidad de conducción.

2.- Período Refractario.

Sin tomar en cuenta el número de impulsos transmitidos y a pesar de retardos severos en la conducción, la velocidad de conducción a través del sistema de His-Purkinje, generalmente es constante y sólo ocasionalmente disminuye con un aumento en el ritmo, resultando un bloqueo.

Los datos obtenidos durante el registro con cateteres no pueden ser evaluados con aquellos obtenidos con electrodos de aguja de alambre insertados en el corazón, debido a la poca estabilidad, que presentan los cateteres, ya que durante la estimulación auricular, especialmente con latidos anticipados, que son estimulados con un marcapasos, la aurícula se depolariza y se contrae de una forma anormal resultando el movimiento del cate -

ter y por consiguiente un cambio en la forma o amplitud del electrograma de His.

1.13. ARRITMIAS CARDIACAS.

Desde hace años las arritmias han llamado la atención del médico general, por su complejidad y sus diferentes efectos en el paciente. Hoy en día las arritmias son fácilmente detectables, ya que se cuenta con una gran variedad de equipo de monitoreo, que nos ayuda en el diagnóstico y tratamiento de estas alteraciones. Las arritmias deben estudiarse en conjunto con el paciente, así como las consecuencias que está produciendo en él. Los factores importantes que deben observarse en pacientes con arritmias son:

a) El estado del sistema transportador de oxígeno, es decir, examinar el corazón como bomba funcionando. Comprobar que el sistema de conducción funcione (pulmones, pared capilar, arterias coronarias, vasos, etc.).

b) Altitud, en pacientes con taquicardia paroxística auricular que habitan al nivel del mar, esta les producirá pocas alteraciones, porque la concentración de oxígeno es alta, pero si viven a 2000 o 3000 metros sobre el nivel del mar, al momento de presentarse la taquicardia, se producirá un cuadro más crítico, a causa de la menor concentración de oxígeno inspirado.

c) Naturaleza de la Arritmia, hay que diferenciar si la arritmia se presenta como efecto terminal en una enfermedad o bien si se presenta espontáneamente (infarto).

d) Complicaciones, la complicación que comunmente se presenta con las arritmias cardiacas es la insuficiencia cardiaca. Esta se presenta cuando la frecuencia cardiaca disminuye a menos de 50 latidos por minuto o aumenta a más de 170 latidos por minuto, produciendo izquemia en los principales organos (hígado, riñón corazón y cerebro) llevándolos hasta disfunción y muerte.

1.14. ELECTROGRAMA DEL HAZ DE HIS EN ARRITMIAS CARDIACAS.

El electrograma del Haz de His se ha usado con éxito en el diagnóstico de las alteraciones del ritmo. Con este se puede estudiar el mecanismo y sitio de la actividad anormal, productora de la arritmia.

Arritmias Auriculares.

1) Taquicardia Sinusal (Frecuencia Cardiaca mayor a 100 latidos por minuto)

2) Bradicardia Sinusal (Frecuencia cardiaca menor de 60 latidos por minuto)

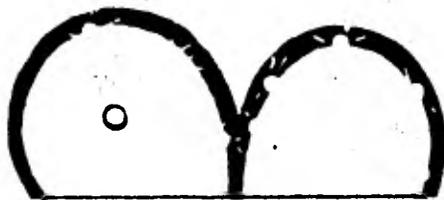
3) Latidos Prematuros (extrasístoles). Esta alteración pasa casi asintomática, de no ser que el paciente refiera ausencia de algún latido o bien palpitaciones -- sin haber existido Stress o excitación anterior.

4) Flutter Auricular. (El paciente le refiera como palpitaciones). La frecuencia Atrial es de 300 latidos por minuto, se genera por un mecanismo de Re-Entrada. El

diagnóstico se ayuda por la presencia de onda "A" en el pulso Yugular y por la disminución de la frecuencia Ven-tricular ante maniobras vagales.

5) Fibrilación Auricular. Consiste en una conduc-ción aberrante con múltiples focos ectópicos y cursa con alteraciones hemodinámicas.

Fibrilación auricular



- Ritmo variable
- No hay P verdaderas, sino muchas espigas auriculares ectópicas

Arritmias Ventriculares.

1) Taquicardia Ventrícular (frecuencia cardíaca ma-yor de 200 latidos por minuto). Su diagnóstico se lleva

acabo por la presencia de capturas, fusiones y por ausencia de respuesta a la maniobra vagal.

2) Extrasístole Ventricular. Se diferencia de la Auricular por no tener ondas "P" y por cursar con "QRS" aberrante.

Arritmias Aurículo-Ventriculares.

1) Latidos A-V prematuros.

2) Rítmicos Recíprocos, Requieren la ausencia de dos vías en la unión A-V, con un bloqueo unidireccional en una de ellas, lo que va a ocasionar que el impulso al llegar al Nodo A-V continúe hacia los Ventriculos y Aurículas y al llegar a estas se encuentre unas en estado refractario, por lo que el impulso desciende nuevamente.

3) Disociación A-V. Donde la frecuencia Ventricular es mayor a la Auricular.

1.15. PRUEBAS DE ESTIMULACION CARDIACA.

La estimulación cardiaca se lleva acabo según dos -
modalidades:

a) Frecuencia Creciente.

b) Por estímulos únicos programados en el ciclo car-
diaco. Este consiste en introducir una extrasístole a in-
tervalos regulares, principiando por intervalos ligera -
mente inferiores a los basales y reduciéndolos 10 milise-
gundos, hasta llegar al período Refractario. La estimula-
ción está fijada arbitrariamente al doble de la exitabi-
lidad Diastólica.

Con el método Extraestimulación se permite el estu-
dio de los períodos Refractarios de:

1) La Orejuela.

2) El Nodo A-V.

3) El Sistema de His Purkinje.

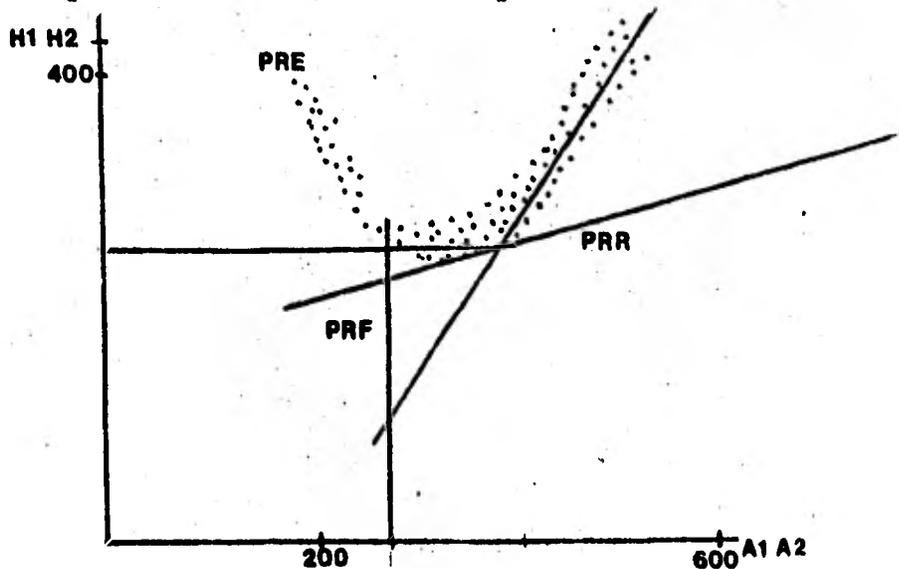
S1 - Se le llama al estímulo de base que procede a la extraestimulación.

S2 - Se le llama a la extraestimulación.

A1H1V1 - Se le llama a las respuestas de la Orejuela, His y Ventrículo al estímulo S1.

A2H2V2 - Se le llama a las respuestas de la Orejuela, His y Ventrículo al estímulo S2.

La sucesión de los períodos Refractorios se presenta en la figura siguiente, en la cual tenemos una gráfica, en cuya abscisa se colocan los intervalos de excitación y en la ordenada, los de respuesta (H1H2).



Período de Recuperación Completa (PRC). Corresponde a los intervalos de acoplamiento más largos. Los intervalos de estimulación son iguales a los de respuestas.

Tiempo de Recuperación Completa (TRC). Es el intervalo más corto donde los ciclos de estimulación y respuesta son iguales.

Período Refractario Relativo. (PRR). Es el período en que los intervalos de respuesta son más largos que los de estimulación.

Período Refractario Efectivo. (PRE). Es donde la estimulación es más corta.

Período Refractario Funcional (PRF). Es el intervalo más corto que separa dos respuestas propagadas.

Período Supernormal de Conducción. (PSC). Es una zona estrecha donde los intervalos de estimulación son seguidos por intervalos de respuesta más cortos.

Con estos datos se puede obtener una curva de los períodos Refractarios Auriculares. del Nodo y Ventrículo. Tomaremos como referencia que para una frecuencia cardiaca de 100 latidos por minuto, el período Refractario de la Orejuela es de 232 milisegundos + - 15 milisegundos y el "PRF" es de 275 milisegundos + - 9 milisegundos. Los períodos refractarios del Nodo A-V son el período Refractario Efectivo, cuyo valor normal en el adulto es de 313 milisegundos + - 4 milisegundos y el "PRF" cuyo valor es de 424 milisegundos + - 52 milisegundos. El período Refractario Esencial del Ventrículo es de 241 milisegundos + - 21 milisegundos.

1.16 LA ESTIMULACION CARDIACA EN EL TRATAMIENTO DE TAQUICARDIAS.

La estimulación Cardiaca es efectiva en el tratamiento de accesos agudos y en crisis de taquicardia. Esto se obtiene por los mecanismos siguientes:

- a) Impulso Eléctrico Unico a nivel de Orejuela o -- ventrículo.

b) Un par de Estímulos cercanos, ya sean Aurícula - res o Ventriculares.

c) Estimulación a un ritmo fijo, a una frecuencia - menor a la de la Taquicardia.

d) Estimulación a un ritmo superior a la de la Ta-- quicardia, durante un lapso no mayor de 10 minutos.

Aun cuando, la estimulación no esté sincronizada y - llegue a estimular en el período vulnerable de la Orejue - la, puede transformar una alteración del ritmo Supra - - Ventricular (Flutter), en una fibrilación Auricular me - jor tolerada.

La prevención de las Taquicardias se lleva a cabo - por:

1) Acortamiento de la Diastole.

2) Homogenización de los Estados Refractarios (pues

la dispersión del ritmo lento produce asincronismo favorable a Re-Entrada.

3) Aceleración de la Conducción (evitando así re -- entradas).

Técnica de Estimulación Temporal.

En la Técnica de Estimulación Temporal se introduce un cateter por vía venosa hasta Ventrículo derecho, de preferencia entre vena Cava superior y Orejuela derecha. Si se desea en Orejuela Izquierda, se introduce el cateter por el seno coronario, siendo la estimulación de 2 tipos:

1) Ortorrítica. La cual después de una sístole -- efectúa un intervalo de acoplamiento, que está en porcentaje con el ciclo precedente. Ahora si sobreviene una extrasístole, el estímulo modifica su intervalo de escape en función al intervalo de la extrasístole, evitando así la repetición de ésta.

2) Bifocal. En este tipo, se cuenta con dos unidades de estimulación Auricular y Ventricular, ambas con escapes diferentes, siendo más corto el Auricular.

Los tipos de estimulación Ortorrítmica y Bifocal -- son usados en Taquicardias Supra-Ventricular, Taquicardia Ventricular y todo los problemas del ritmo Supraventricular (con excepción de la fibrilación) se reducen -- por la estimulación cardiaca, ya que está comprobado, -- que se producen por un mecanismo de Re-Entrada y es regla en ella, que se reduzcan al menos temporalmente con uno o dos estímulos aplicados en el momento preciso del ciclo cardiaco (230 milisegundos de la onda auricular -- precedente).

Se ha estudiado la conversión de Flutter a ritmo -- Sinusal, después de un paso rápido por fibrilación Auricular a ritmo Ventricular, siendo más fácil su conversión a ritmo sinusal en 24 horas.

Es muy rara la conversión de un Flutter con ayuda --

de un solo estímulo, con frecuencia menor a la Ventricular. La reducción de Taquicardias Atriales por estimulación Auricular rápida es posible. El fin de esta estimulación es provocar una fibrilación Auricular, habitualmente, mejor toledad que la Taquicardia Supraventricular rebelde.

Las Taquicardias Ventrículares se interrumpen temporalmente con frecuencias ventriculares mayores a la de la Taquicardia o bien por estimulación Auricular rápida.

Estimulación a Largo Plazo.

La estimulación a largo plazo es un aporte importante en el tratamiento de Taquicardias Refractarias a medicamentos antiarrítmicos. Las arritmias más solicitadas para recibir este tratamiento son:

a) Síndrome de Taquicardia.

b) Bradicardia o Nodo Sinusal Enfermo.

Esta última, descrita en Francia inicialmente con el nombre de enfermedad de la Orejuela, representa claramente, ser una arritmia no manejable con medicamentos antiarrítmicos, pues acentuarían la Bradicardia.

Muchos autores aconsejan utilizar la estimulación Auricular a la Ventrícular, pues la primera asegura una mejor respuesta hemodinámica y evita la aparición de extrasístoles Auriculares.

Manejo de las Taquicardias Supraventriculares.

En el manejo de la Taquicardia recíproca Atrioventrícula se ha usado Ajmalin, como bloqueador rápido y Verapamil como vía lenta. Al inicio de la Taquicardia se ve una disminución en la presión y aumento del tono simpático (mecanismo reflejo) y si se toma un electrocardiograma simultáneo con un electrograma del Haz de His, se observa que el intervalo A-H al inicio de la Taquicardia es muy corto y posteriormente se alarga ligeramente. La Taquicardia se origina por dos estímulos atriales que

Esta última, descrita en Francia inicialmente con el nombre de enfermedad de la Orejuela, representa claramente, ser una arritmia no manejable con medicamentos antiarrítmicos, pues acentuarían la Bradicardia.

Muchos autores aconsejan utilizar la estimulación Auricular a la Ventrícular, pues la primera asegura una mejor respuesta hemodinámica y evita la aparición de extrasístoles Auriculares.

Manejo de las Taquicardias Supraventriculares.

En el manejo de la Taquicardia recíproca Atrioventricular se ha usado Ajmalin, como bloqueador rápido y Verapamil como vía lenta. Al inicio de la Taquicardia se ve una disminución en la presión y aumento del tono simpático (mecanismo reflejo) y si se toma un electrocardiograma simultáneo con un electrograma del Haz de His, se observa que el intervalo A-H al inicio de la Taquicardia es muy corto y posteriormente se alarga ligeramente. La Taquicardia se origina por dos estímulos atriales que

inician una Taquicardia anterograda de 250 milisegundos de conducción y por otra ya estable retrograda de 100-- milisegundos. En el electrograma se observa el intervalo A-H en los primeros estímulos y posteriormente el intervalo HA' que indica la conducción Nodal retrograda, en ésta el Verapamil alarga el tiempo de conducción hasta 415 milisegundos, terminando así con la Taquicardia.

Marcapaseo.

Los electrodos del marcapasos se acostumbran ponerlo más cercano al circuito productor de la arritmia o al Nodo A-V, encontrándose resultados óptimos, si se coloca fuera de la Aurícula izquierda entre Nodo A-V y Seno Coronario. El mecanismo de disparo de estos marcapasos se logra estimulando a una frecuencia mayor a la de la Taquicardia, bloqueando así los estímulos productores de la Taquicardia.

Los marcapasos de estimulación rápida deben evitar-

se en caso de Pre-exitación, pues la frecuencia tan elevada del marcapasos actúa en las vías accesorias y provocaría una Taquicardia mortal. En caso de Pre-exitación se utiliza un marcapaseo de baja frecuencia.

Tratamiento no Quirúrgico de la Taquicardia Ventricular.

Taquicardia Ventricular se define a 3 ó más extrasístoles Ventriculares con un ciclo equivalente a 100 - latidos por minuto, no es una entidad ya que cubre una multitud de ritmos anormales e implicaciones clínicas. - Las consideraciones a tomar en cuenta para el tratamiento de las Taquicardias Ventriculares son:

- 1) Etiología.
- 2) Factores Precipitantes.
- 3) Severidad.
- 4) Hallazgos en el Electrocardiograma.

5) Respuesta al Tratamiento.

Procedimientos para el Control de Taquicardias Ventriculares con Pruebas Seriadas Provocativas.

Antes que nada hay que hacer una historia clínica-- completa al paciente (para poder enumerar causas, factores precipitantes y eventos de la Taquicardia Ventricular), hay que llevar a cabo un monitoreo continuo y los medicamentos antiarrítmicos se suspenden unos días antes del estudio, para lograr tener niveles séricos bajos.

Primero se colocan cateteres para el registro de -- Aurícula derecha alta, Haz de His y punta de Ventrículo derecho.

El mecanismo consiste en enviar 1, 2 o 3 extraestímulos programados, primero a la Aurícula y luego al Ventrículo incrementando su velocidad hasta alcanzar el período refractario. Si no se produce Taquicardia Ventricular, se procede a inyectar Isoproterenol suficiente para

elevar la frecuencia cardiaca a 110 latidos por minuto. La terminación de la Taquicardia Ventrícular, se lleva a cabo, gracias a un marcapasos de alta frecuencia.

También hay que hacer pruebas seriadas con Stress - Psicológico, pues se ha visto que guarda relación con -- ciertas Taquicardias. También son importantes las pruebas de esfuerzo llevadas a cabo con monitoreo, para la detección de latidos prematuros, productores de Taquicardias Ventrículares.

En estudios realizados con las pruebas seriadas - antes mencionadas, se encontró que en pacientes tratados con estimulación Electrofisiología el 80% pudo controlarse, encontrándose el medicamento adecuado a ellos.

En general, podemos concluir diciendo que la precipitación de las Taquicardias Ventrículares por pruebas seriadas provocativas ha sido de una gran utilidad en su tratamiento y que el 95% de los casos no ha presentado complicación alguna.

CAPITULO II.

DISEÑO ELECTRONICO.

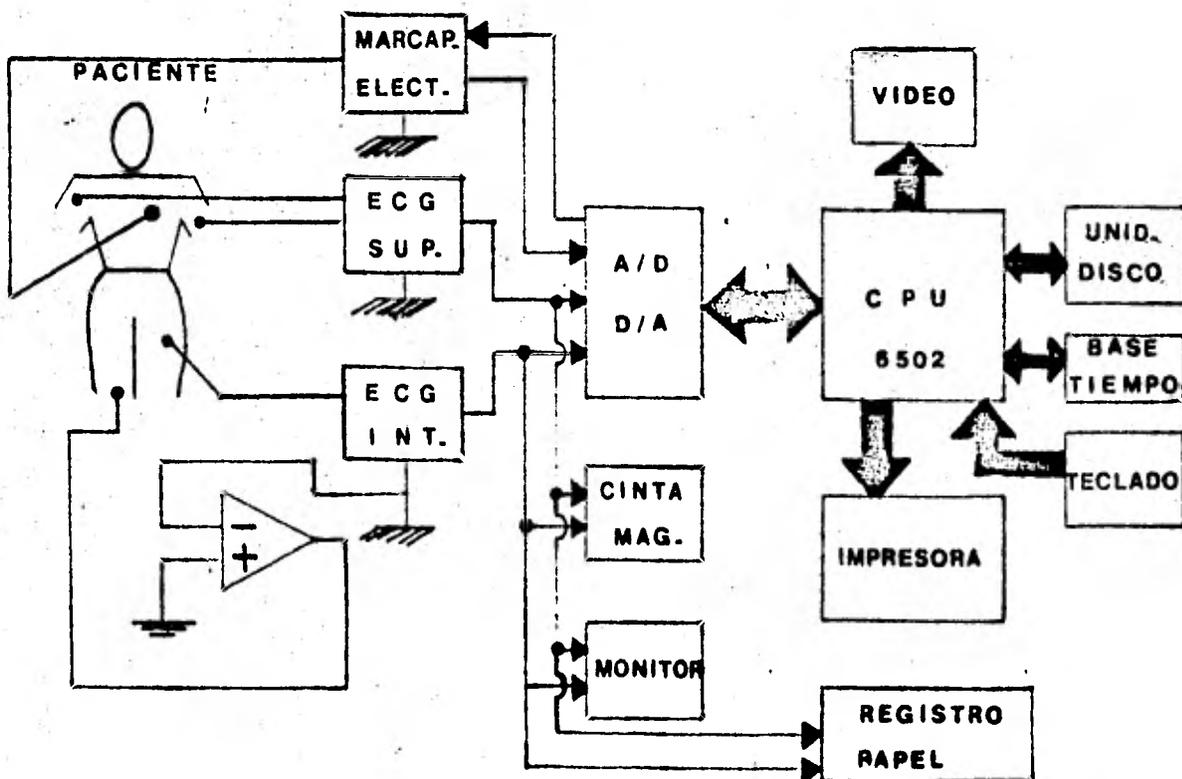
Ya que se ha tratado en forma amplia en el primer capítulo, la Electrofisiología Normal y los fenómenos de Conducción contamos ya con las bases necesarias para poder desarrollar el diseño Electrónico.

El equipo Electrónico que hemos desarrollado para realizar los estudios de Electrofisiología, se compone de los siguientes bloques:

- 1) Fuente de Alimentación.
- 2) Fuentes Reguladas de Voltaje.
- 3) Marcapasos Electrónico Fijo y a demanda, con opción a extraestimulación programada.
- 4) Circuitos para Registrar las Respuestas Eléctricas Intracavitarias.
- 5) Circuito indicador de Contacto Electrodo Tejido Cardiaco.

- 6) Convertidor Analógico-Digital.
- 7) Circuito de Base de Tiempo.
- 8) Minicomputadora.

El diagrama de Bloques es el siguiente:



2.1. FUENTE DE ALIMENTACION.

La fuente de alimentación utilizada tanto para el -
marcapasos como para los Circuitos de Registro de seña -
les Intracardiacas, consiste en un banco de baterias re-
cargables, las cuales nos proporcionan un voltaje de --
"42" volts con una capacidad de corriente de "6.0" am -
pers/hora. Las razones por las cuales se llegó a utili -
zar este tipo de fuente de alimentación son:

a) No podemos permitir que existan irregularidades-
en nuestra fuente de alimentación y menos que llegue a -
faltar, ya que esto implicaria un gran riesgo para el pa-
ciente.

b) Por razones de seguridad eléctrica, nos conviene
tener una tierra flotante diferente a la que se tiene en
una línea de alimentación de corriente alterna (AC).

Las características de las baterias utilizadas son:

Capacidad Eléctrica.

6.0 Amp hora a 20 Horas de duración (0.300 Amp).

Voltaje de la Batería.

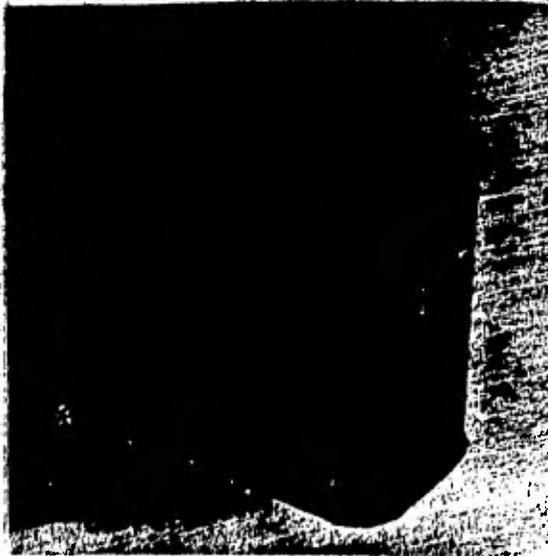
- a) 6.3 a 6.6 volts con circuito abierto.
- b) 5.9 a 6.1 volts, voltaje de trabajo.
- c) 5.25 volts mínimo, voltaje de corte.

Temperaturas de Operación. Descargando (-40 grados centígrados a 60 grados.

Cargando (0 grados centígrados a 49 grados centígrados.

Resistencia interna..... 40 miliohms nominal

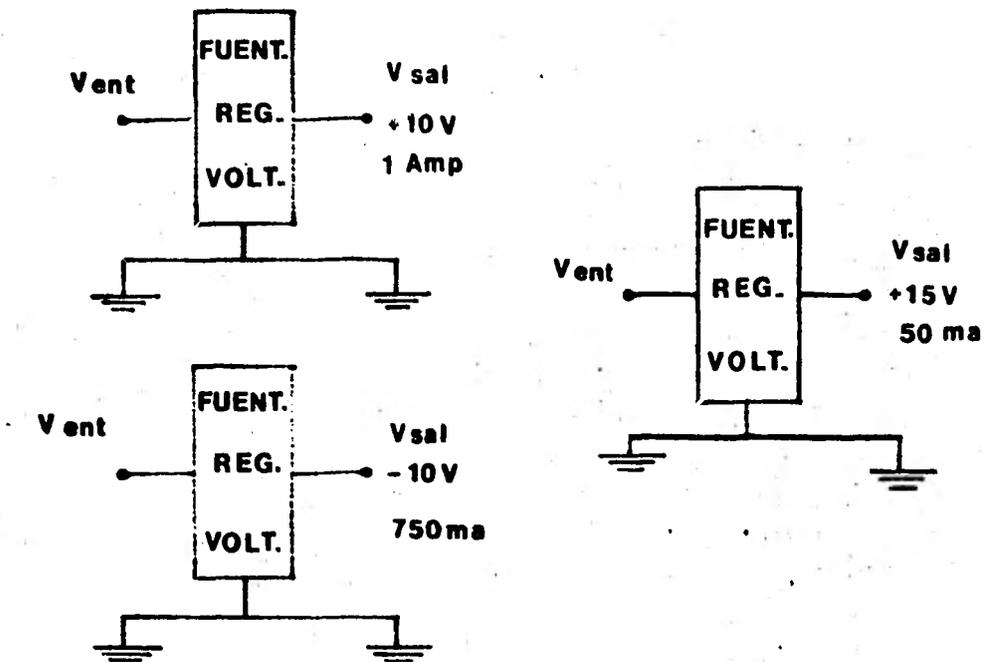
Peso.....(1,271 Kg)



2.2. FUENTES REGULADAS DE VOLTAJE.

Como ya se ha mencionado anteriormente, contamos -- con una fuente de alimentación de "42" volts de corriente directa, ahora bien, necesitamos 3 fuentes reguladas de voltaje, las cuales nos proporcionan los voltajes necesarios para operar nuestros circuitos. Los voltajes que requerimos para nuestro diseño son, de +10 volts, +15 volts y - 10 volts. Los vamos a obtener por medio de 2 reguladores de voltaje positivo y uno negativo. Para los voltajes de +10 volts y - 10 volts necesitamos utilizar reguladores con muy buenas características y auxiliados de transistores de potencia para que puedan manejar un alto nivel de corriente. Dichos transistores se montarán sobre una placa de aluminio, para disipar mejor el calor. En el caso de la fuente de +15 volts, la corriente requerida es menor, por lo tanto, podemos utilizar el regulador sin el transistor de potencia en la etapa de salida.

El diseño de las Fuentes Reguladas de Voltaje es el siguiente:

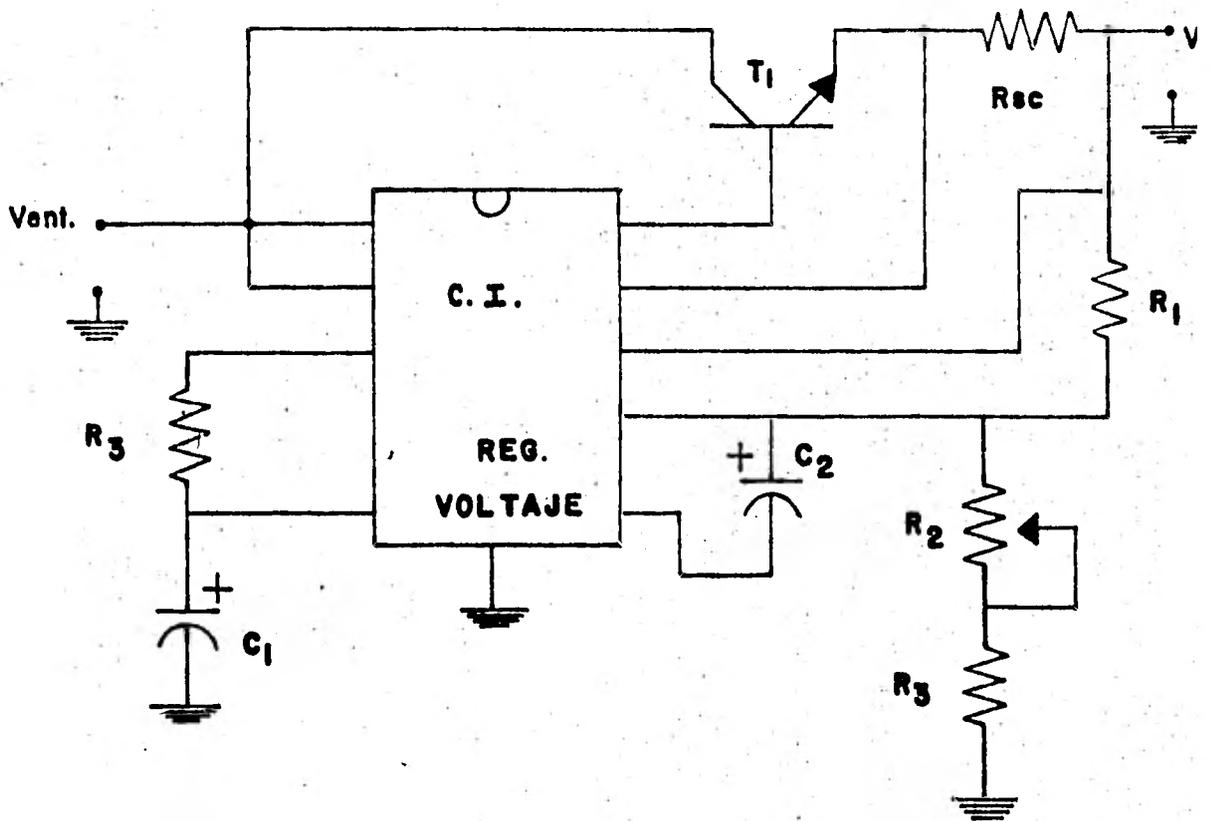


FUENTE REGULADA DE VOLTAJE DE + 10 VOLTS, 1 AMPER.

Las necesidades del diseño para esta Fuente Regulada de Voltaje, son:

VOLTAJE DE SALIDA	+ 10 Volts (+ - 0.1 V).
CORRIENTE DE SALIDA.	1 Amper.
REGULACION DE LA CARGA	Menor a 0.1%
REGULACION DE LA LINEA	Menor a 0.1%

El diagrama de la Fuente utilizada es el siguiente:



La resistencia "RSC" es nuestro limitador de corriente de salida, y su valor está dado por:

$$RSC = \frac{0,66 \text{ volts}}{ISC} = \frac{0,66 \text{ volts}}{1 \text{ Amp}}$$

$$RSC = 0,66 \text{ ohms.}$$

Se debe cumplir que:

$$10 \text{ Kohm} \leq R1 + R2 \leq 100 \text{ Kohms.}$$

$$0 \leq C_{\text{Ref}} \leq 0.1 \text{ MF} ; C_{\text{ref}} = C1$$

$$R3 = \frac{(R1)(R2)}{R1 + R2}$$

Seleccionamos el valor de $C_{\text{ref}} = 0.1 \text{ MF}$, para tener bajo nivel de ruido.

$$R1 + R2 = 10 \text{ Kohms.}$$

El valor de $R2$ está dado por:

$$R2 = \frac{V_{\text{ref}}}{V_o} (R1 + R2) ; V_{\text{ref}} = 7 \text{ Volts.}$$

$$R2 = \frac{7 \text{ V}}{10 \text{ V}} (10 \text{ Kohms}) = 7 \text{ Kohms}$$

Debido a que el voltaje de referencia en este regulador varía un 5% y a que deseamos una variación en el voltaje de salida de ($\pm 0.1 \text{ Volts}$), conviene utilizar una resistencia fija de 6.2 Kohms y una variable de 2 Kohms .

El valor de R1 estará dado por:

$$R1 = 10 \text{ Kohms} - R2$$

$$R1 = 10 \text{ Kohms} - 7 \text{ Kohms} = 3 \text{ Kohms.}$$

El valor de R3 estará dado por:

$$R3 = \frac{(R1)(R2)}{R1 + R2} = \frac{(7)(3)}{7 + 3} = 2.1 \text{ Kohms}$$

El Transistor (T1) es utilizado en la etapa de salida, teniendo como finalidad la de proporcionar la corriente necesaria, ya que el Circuito Integrado sólo puede entregar como máximo 150 mili ampers.

Para lograr tener un buen funcionamiento en nuestro Regulador de Voltaje, debemos cumplir con la condición de que el voltaje mínimo diferencial (Entrada - Salida) sea mayor o igual a 3 Volts.

$$(V_{ent} - V_{sal}) > = 3 \text{ Volts.}$$

Por la configuración del circuito mostrado, tenemos que:

$$(V_{ent} - V_{sal}) = V_{ent} - (V_{sal} + 2Z) \triangleright = 3V$$

Donde $Z = V_{be} (on) = 0.6 \text{ Volts.}$

$$V_{ent} \triangleright = V_{sal} + 2Z + 3V$$

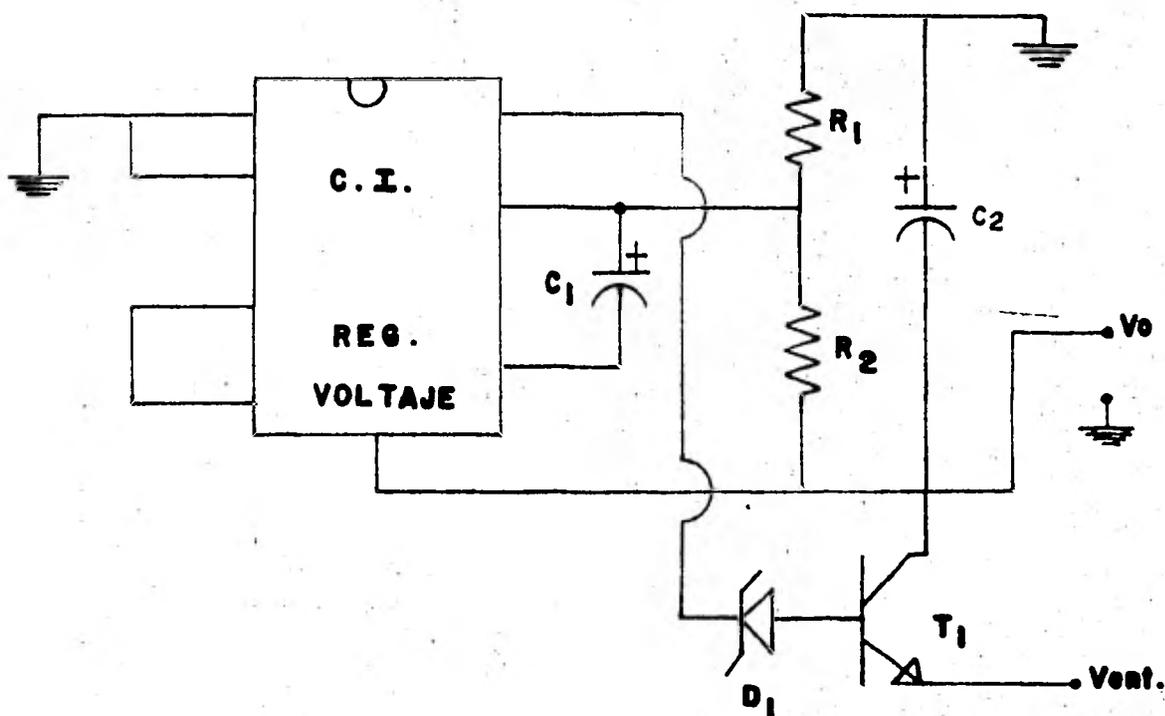
$$V_{ent} \triangleright = 14.2 \text{ Volts.}$$

FUENTE REGULADA DE VOLTAJE DE (- 10 Volts; 750 miliampers).

Las necesidades de diseño para esta Fuente Regulada de Voltaje son:

VOLTAJE DE SALIDA	- 10 Volts.
CORRIENTE DE SALIDA	750 Miliampers.
REGULACION DE LA CARGA	Menor a 0.1%
REGULACION DE LA LINEA	Menor a 0.1%

El diagrama de la fuente utilizada es el siguiente:



El diseño es el siguiente:

Se debe cumplir que:

$$10 \text{ Kohms} < (R1 + R2) < 100 \text{ Kohms.}$$

$$VZ < = \text{Val. Abs (Vent)} - V_{be} (T1) - 3 \text{ Volts.}$$

$$VZ > = \text{Val. Abs (Vent)} - \text{Val. Abs (Vsal} - V_{be} (T1) + 6 \text{ Volts.}$$

Seleccionamos que $(R_1 + R_2) = 10 \text{ Kohms}$

$$R_2 = \frac{V_{ref}}{\text{Val. Abs. (} V_{sal} \text{)}} (R_1 + R_2)$$

$$R_2 = \frac{7}{10} (10 \text{ Kohms}) = 7 \text{ Kohms}$$

$$(R_1 + R_2) = 10 \text{ Kohms}$$

$$R_1 = 10 \text{ Kohms} - R_2 = 10 - 7 = 3 \text{ Kohms}$$

Para el voltaje de diodo Zener, tenemos que:

$$V_Z < = (18 - 0.6 - 3) = 14.4 \text{ Volts.}$$

$$V_Z > = (18 - 10 - 0.6) = 13.4 \text{ Volts}$$

El capacitor C_1 es de 100 pf y C_2 , es de 10 Mf para tener un mínimo nivel de ruido.

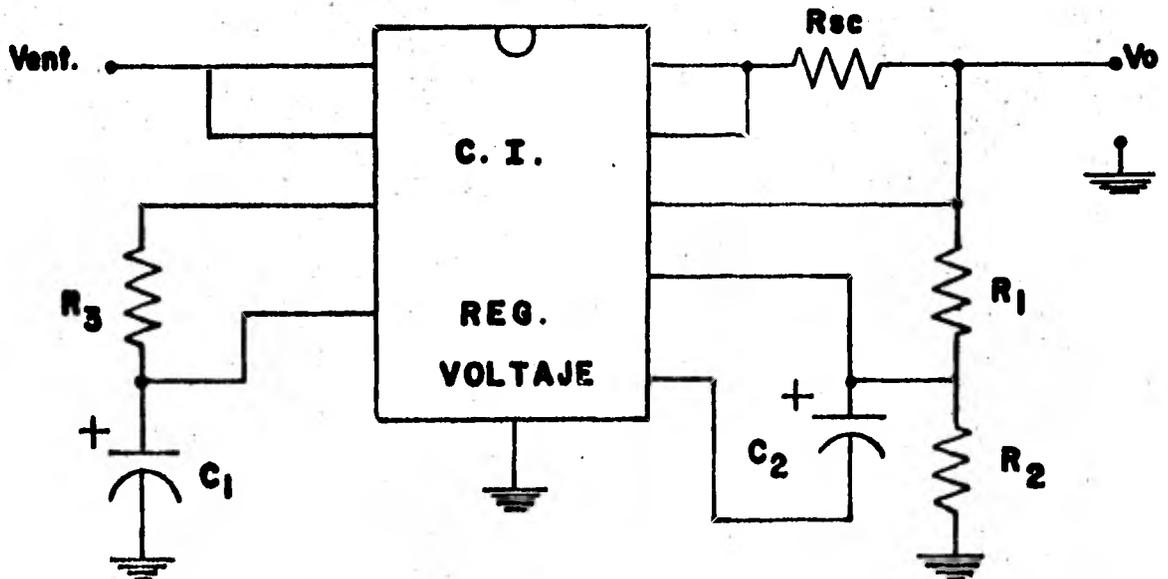
FUENTE REGULADA DE VOLTAJE DE (+ 15 Volts, 50 Milli
ampers).

Las necesidades del diseño para esta fuente Regulada

de Voltaje son:

VOLTAJE DE SALIDA	+ 15 Volts.
CORRIENTE DE SALIDA	50 Miliampers
REGULACION DE LA CARGA	Menor a 0.1%
REGULACION DE LA LINEA	Menor a 0.1%

El diagrama de la fuente utilizada es el siguiente:



Tenemos que:

$$10 \text{ Kohms} < R2 < 100 \text{ Kohms.}$$

$$R3 = \frac{(R1)(R2)}{R1 + R2}$$

$$V_{ref} = 7 \text{ Volts.}$$

$$V_{sal} = V_{ref} \frac{R1 + R2}{R2}$$

Seleccionando el valor de $R2 = 10 \text{ Kohms}$ y despejando el valor de $R1$ tenemos;

$$R1 = \frac{(V_{sal} - V_{ref}) R2}{V_{ref}}$$

$$R1 = \frac{(15 - 7) 10}{7} = 11.42 \text{ Kohms.}$$

$$R3 = \frac{(R1)(R2)}{R1 + R2} = \frac{(11.42)(10)}{11.42 + 10} = \frac{114.2}{21.42}$$

$$R3 = 5.33 \text{ Kohms.}$$

La resistencia "RSC" es nuestro limitador de corriente y está dada por:

RSC = 0.66 ; para "ISC" = 50 MA.

$$RSC = \frac{0.66}{0.05} = 13.2 \text{ OHMS}$$

2.3 MARCAPASOS.

Cuando los impulsos naturales están bloqueados o -- son de tan baja frecuencia que causan la disminución del flujo sanguíneo, los médicos con formación actualizada, -- utilizan los marcapasos electrónicos como tratamiento sumamente eficaz. Del mismo modo que el marcapaso natural -- en correcto funcionamiento, el marcapaso electrónico genera pequeños impulsos eléctricos rítmicos de intensidad justamente necesaria como para estimular al corazón e -- iniciar su contracción.

Existen dos tipos de Marcapasos:

1) Marcapasos In'ernos, Son aquellos Marcapasos que son implantados bajo la piel, por debajo de la clavícula o bien en la pared abdominal del paciente.

2) Marcapasos Externos. Son aquellos Marcapasos que se utilizan desde el exterior del paciente y conducen -- sus impulsos eléctricos a través de los electrocatete - res.

En nuestro caso, lo que necesitamos para llevar a - cabo nuestros estudios, es un Marcapasos externo, el - - cual tiene dos formas de operación:

a) Marcapasos Fijo. Se entiende por Marcapasos Fijo, aquel que tiene una frecuencia de estimulación constante y no existe ninguna forma en la que el paciente la pueda modificar.

b) Marcapasos a Demanda. Se entiende por Marcapasos a Demanda, aquel que teniendo una frecuencia cardiaca ba sal, sólo asista al paciente cuando éste lo necesita. - (el Marcapasos está detectando la frecuencia del pacien te).

Ahora bien, un Marcapasos externo de tipo comercial

cumple con los puntos mencionados anteriormente, pero --
nosotros necesitamos además:

1.- Que el Marcapasos mande disparos prematuros, aco-
plados a intervalos de tiempo preestablecidos (que el Mar-
capasos mande estímulos extras).

2.- Poder conocer el grado de contacto físico que -
existe entre el electródo y el tejido cardiaco.

3.- Tener acceso a frecuencias de estimulación más
altas.

4.- Contar con una retroalimentación con la minicom-
putadora.

Debido a los puntos citados anteriormente, se hizo -
necesario diseñar un marcapasos externo que cumpliera --
con todas las características antes mencionadas.

Nuestro marcapasos electrónico, está compuesto básic-

ticamente de tres partes:

- A) Circuito generador y moldeador de estímulos eléctricos.
- B) Circuito de acoplamiento (Para Marca paseo electrónico a "Demanda").
- C) Circuito de estimulación prematura.

A) CIRCUITO GENERADOR Y MOLDEADOR DE ESTIMULOS ELECTRICOS.

Este circuito está compuesto primeramente por un Oscilador, el tipo que hemos seleccionado para nuestro diseño es un "VCO" (Oscilador Controlado por Voltaje). Dicho Oscilador debe ser lineal y tener como frecuencia - - máxima 10.0 Hz y como mínima 0.5), esto equivale a tener de 30 a 600 pulsos por minuto, que será el rango de frecuencias de disparo del Marcapasos.

Para el diseño del circuito "VCO" sólo necesitamos - calcular el valor de dos Resistencias, de acuerdo al -- valor seleccionado de un capacitor. La forma de calcular.

las, es la siguiente:

$$\text{Frecuencia M\u00ednima} = 0.5 \text{ Hz (30 ppm)}$$

$$\text{Frecuencia M\u00e1xima} = 10 \text{ Hz (600 ppm)}$$

$$F_0 = F_{\text{max}} - (F_{\text{max}} - F_{\text{min}}) / 2$$

$$F_0 = 10 - (10 - 0.5) / 2$$

$$F_0 = 5.25 \text{ Hz.}$$

$$2 F_1 = F_{\text{max}} - F_{\text{min.}}$$

$$2 F_1 = 10 - 0.5$$

$$F_1 = 4.75$$

Ahora, teniendo estos datos, nos tenemos que auxiliar de las gr\u00e1ficas que rigen el compartimiento del Circuito "VCO" para determinar el Valor de R2 y C, y encontramos que:

$$R_2 = 1 \text{ Megaohm}$$

$$C = 4.7 \text{ MF.}$$

$$F_{\text{max}} / F_{\text{min}} = (F_0 + F_1) / (F_0 - F_1)$$

$$F_{\text{max}} / F_{\text{min}} = (5.25 + 4.75) / (5.25 - 4.75)$$

$$F_{\text{max}} / F_{\text{min}} = 20$$

$$V_{\text{DD}} / V_{\text{SS}} = 10$$

De acuerdo con el rango de frecuencias utilizadas y de los voltajes de polarización (VDD y VSS), encontramos por medio de una gráfica la relación que debemos tener entre R1 y R2.

De la gráfica encontramos que $R2/R1 = 40$.

Si tenemos que $R2 = 1 \text{ Megohm}$

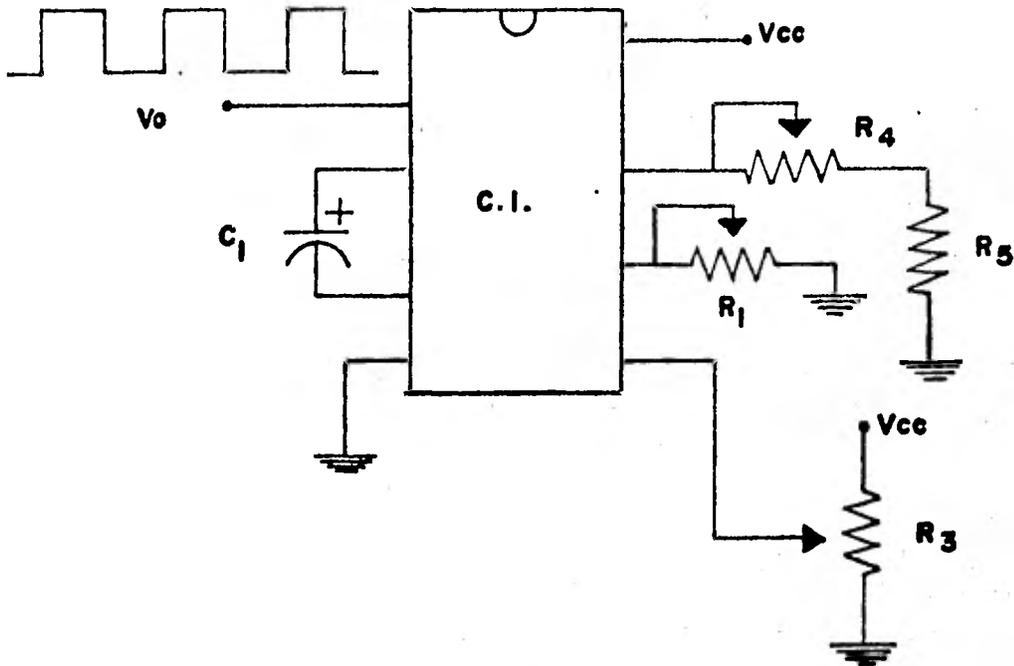
$R1 = 25 \text{ Kohms}$.

Con lo anterior hemos terminado el diseño del oscilador, y los valores obtenidos son:

$R1 = 25 \text{ Kohms}$.

$R2 = 1 \text{ Mohm} ; R2 = R4 + R5$

$C1 = 4.7 \text{ Mf.} ; R3 = 10 \text{ Mohms}$



Debido a que este circuito es muy importante y a --
 que la tolerancia en los valores de las piezas es muy --
 grande, hemos utilizado resistencias variables, para ob-
 tener el valor más cercano posible, y en el caso del ca-
 pacitor, hemos utilizado tantalium.

Ahora bien, debido a que la frecuencia de disparo -
 del marcapasos, guarda una relación directa con el Volta-
 je de polarización (Linealidad = 1% Típica) debemos te-
 ner una buena Regulación de Voltaje (Regulación = 0.1%).
 Vemos que para que la frecuencia varíe en "1" pulso por -

minuto nuestro voltaje de polarización debe variar "18" milivolts aproximadamente. Con esto aseguramos un óptimo funcionamiento de nuestro circuito "VCO"

Ya que tenemos nuestro circuito Oscilador con un -- rango de Frecuencias de 0.5 a 10 Hz, debemos moldear los pulsos, ya que el ciclo de trabajo de nuestro Oscilador es de 50% y lo que necesitamos es que nuestros pulsos -- tengan una duración de 1.8 milisegundos. Esto se debe , a que es la duración óptima para estimular el tejido -- cardiaco.

El circuito que se utiliza para moldear los pulsos con una duración de 1.8 milisegundos es un "Multivibrador Monoestable", el cual se diseña de la siguiente manera:

La constante de tiempo de nuestro circuito integrado es:

$$t = 2.48 RC$$

Seleccionando el valor de "C" y conociendo el valor de "T" tenemos:

$$C = 0.1 \text{ Mf.}$$

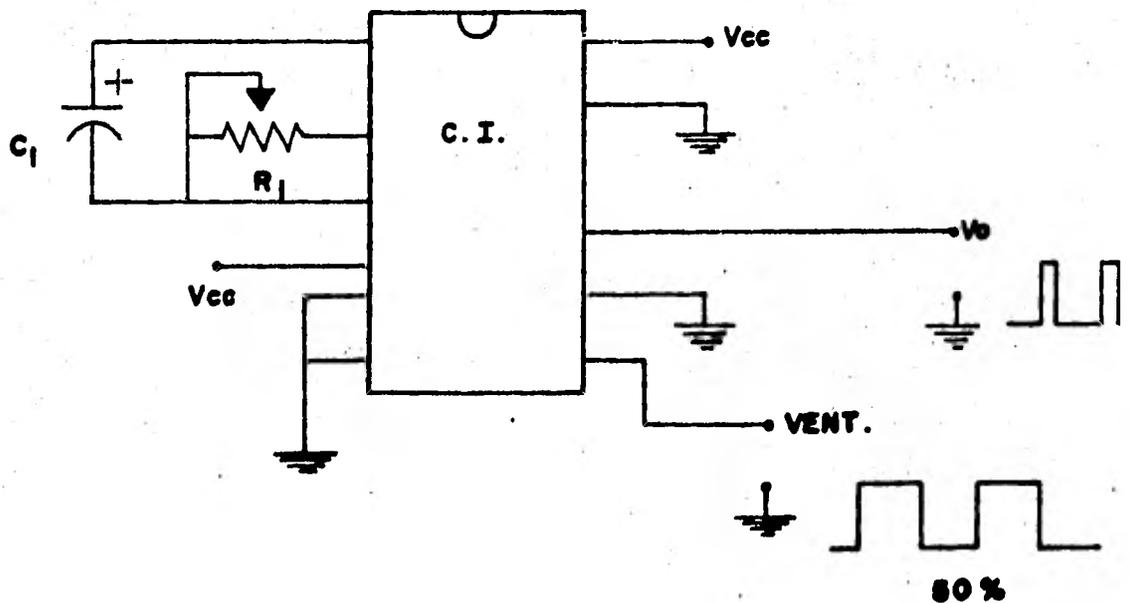
$$T = 1.8 \times 10E - 03 \text{ Segundos.}$$

$$R = T / (2.48) C.$$

$$R = 1.8 \times 10E - 3 / (2.48) 0.1 \times 10E - 06$$

$$R = 7.25 \text{ Kohms.}$$

El circuito quedaría de la siguiente manera:



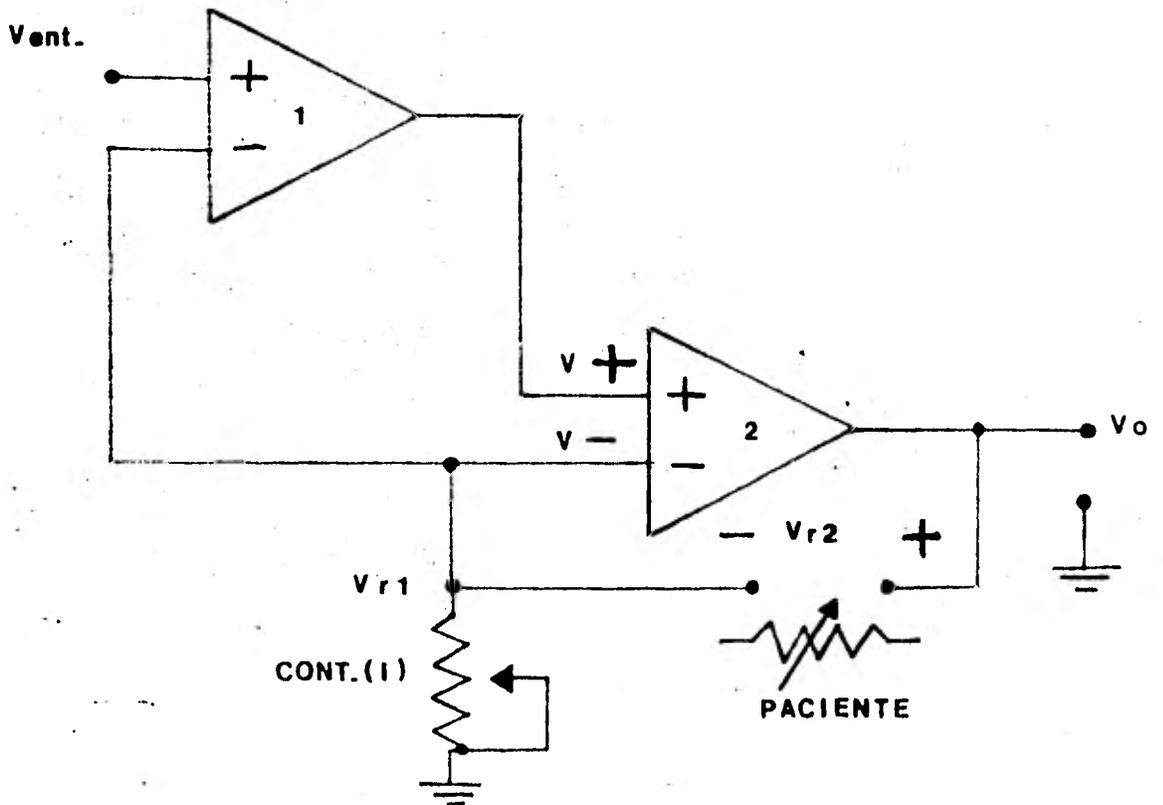
Debido a que el valor de "R" no es comercial, hemos usado una resistencia variable de 10 Kohms para poder -- ajustar el valor lo más aproximadamente posible.

Ya hemos moldeado nuestros pulsos en duración (1.8 Miliseg.), ahora necesitamos moldearlos en amplitud (Vol taje) ya que el parámetro que vamos a manejar, es "Co rriente de Estimulación". Dicho de otra forma, sabemos - que los electrodos que se encuentran en contacto con el tejido cardiaco, están sometidos a un constante movimien to, por lo que, la impedancia que ve el circuito de sa lida del marcapasos, está variando, y el único paráme -- tro que debemos controlar, es la amplitud de los pulsos- de salida, para tener una corriente de estimulación cong tante.

Por lo anterior, nuestro circuito de salida para el marcapasos fijo, será un "Regulador de Corriente".

Para esta etapa hemos seleccionado un circuito, que aparte de regular la corriente de salida, nos pueda mane

jar altos niveles, ya que el rango que se va a manejar es de 0.1 a 20 miliamperes. El diseño es el siguiente:



Las ecuaciones para VR1 y VR2 son:

$$VR1 = \frac{(V_o)(R1)}{R1 + R2}$$

$$VR2 = \frac{(V_o)(R2)}{R1 + R2}$$

El voltaje de salida será:

$$V_{sal} = (V(+)) - VR1) A2$$

$$V(+)) = (V_{ent} - VR1) A1$$

Por lo tanto tenemos:

$$V_o = ((V_{ent} - VR1) A1 - VR1) A2$$

$$V_o = V_{ent} A1 A2 - \frac{V_o R1}{R1+R2} (A1) (A2) - \frac{V_o R1}{R1+R2} (A2)$$

$$V_o = 1 + \frac{R1}{R1 + R2} (A1) (A2) = \frac{R1}{R1 + R2} (A2) V_{ent} (A1) A2$$

$$\frac{V_o}{V_{ent}} = \frac{(A1) (A2)}{1 + \frac{R1}{R1 + R2} (A1 A2 + A2)}$$

La corriente de salida que pasa por R2 está dada por:

$$IR_2 = \frac{V_o}{R_1 + R_2}$$

De aquí, podemos hacer notar, que la corriente de - estimulación del Marcapasos, está dada por el valor que se tenga en las resistencias R1 y R2 (ya que el voltaje - Vo, es una resultante de los valores que tengan R1 y R2). La Resistencia R2, es la suma de la resistencia del cable del electrocateter y de la impedancia que se tenga entre los dos electrodos, teniendo como conductores el tejido - cardiaco y la sangre.

El control de corriente de salida en el Marcapasos, está dado por R1, ya que después de haber fijado su valor, si existe algún cambio en R2 (ya que el corazón está en - constante movimiento) se tendrá una retroalimentación hacia A1 y A2, y el resultado será un cambio en el voltaje de salida, teniendo como consecuencia una corriente de - Estimulación constante.

B) Circuito de Acoplamiento.

Este circuito es el encargado de detectar la frecuencia cardiaca del paciente, y su función es habilitar o deshabilitar el marcapasos, dependiendo de la frecuencia cardiaca del paciente.

La forma de operar de este circuito es la siguiente:

a) Este circuito se activa cuando se selecciona el marcapasos en la forma de "Demanda".

b) La frecuencia del marcapasos se selecciona un poco menor a la frecuencia cardiaca del paciente.

c) El circuito de acoplamiento detecta la frecuencia cardiaca del paciente y es el encargado de decidir si el marcapasos se habilita o se queda deshabilitado (No manda disparos eléctricos).

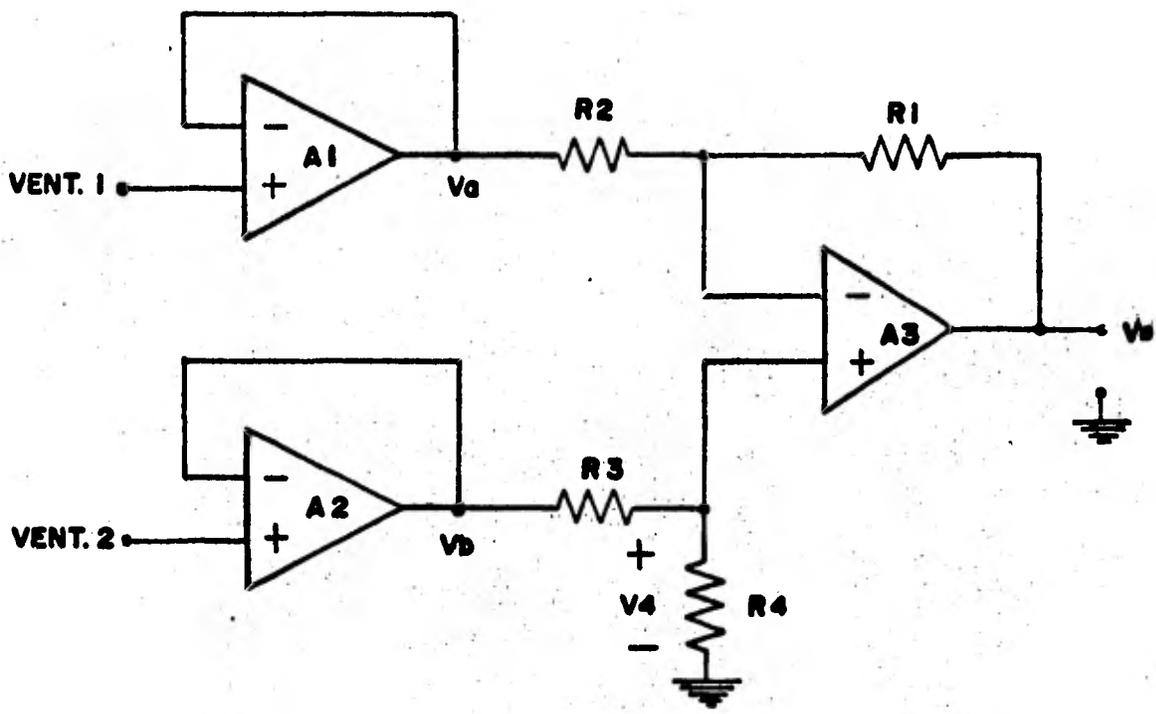
d) La única forma de que el circuito habilite al -
marcapasos para que empiece a estimular al paciente, es
que la frecuencia que detecta del paciente sea menor a-
la frecuencia que tiene establecida el marcapasos.

Este circuito está compuesto de nueve etapas, que-
son las siguientes:

- 1) Amplificador Diferencial.
- 2) Preamplificador.
- 3) Filtro Pasa Bajas.
- 4) Filtro Pasa Altas.
- 5) Supresor de 60 HZ.
- 6) Amplificación.
- 7) Rectificador de Onda Completa.
- 8) Detector de Umbral.
- 9) Switch Analógico.

1) Amplificador Diferencial.

El primer bloque que encontramos en nuestro circuito es un amplificador diferencial, el cual nos sirve para medir la variación de voltaje de un electródo, respecto al otro, ya que como sabemos, al existir un disparo eléctrico del Nodo "S-A", se crea un frente de onda de polarización, el cual se puede detectar por medio de los elctródos. La amplitud que tiene esta polarización varía de -90 milivolts a +45 milivolts, por lo que nos conviene dar una pequeña ganancia en esta etapa. La principal característica que debe tener este amplificador, es que tenga alta impedancia de entrada y que su nivel de ruido sea muy bajo, debido a estas necesidades, hemos seleccionado un amplificador "Bifet" cuya impedancia de entrada es de $10E + 12$ ohms y es de muy bajo nivel de ruido. A continuación se describe el circuito.



De nuestro diagrama tenemos que:

$$Vent\ 1 = V_a.$$

$$Vent\ 2 = V_b ; e_{cm} = \text{Voltaje de modo común.}$$

$$V_4 = \frac{(e_{cm} + V_2) (R_4)}{(R_3 + R_4)}$$

$$\frac{(V_a - V_0)}{R_1} = \frac{(e_{cm} + V_1 - V_4)}{R_2}$$

$$V_0 = \frac{e_{cm} (R_4 R_1 + R_4 R_2 - R_1 R_3 - R_1 R_4) - R_1 (V_1) + R_2 (V_2)}{R_2 (R_3 + R_4)}$$

$$\frac{(R_4) 1 + (R_1 / R_2) (V_2)}{(R_3) 1 + (R_4 / R_3)}$$

Ya que nuestra señal es muy pequeña, nos conviene tener varias etapas de amplificación, por lo que daremos en ésta una ganancia de 22.

Si $R_4 = R_1$ y $R_3 = R_2$ tendremos que:

$$AV = 22$$

$$AV = \frac{R_1}{R_2} ; \text{ si } R_1 = 100 \text{ Kohms}$$

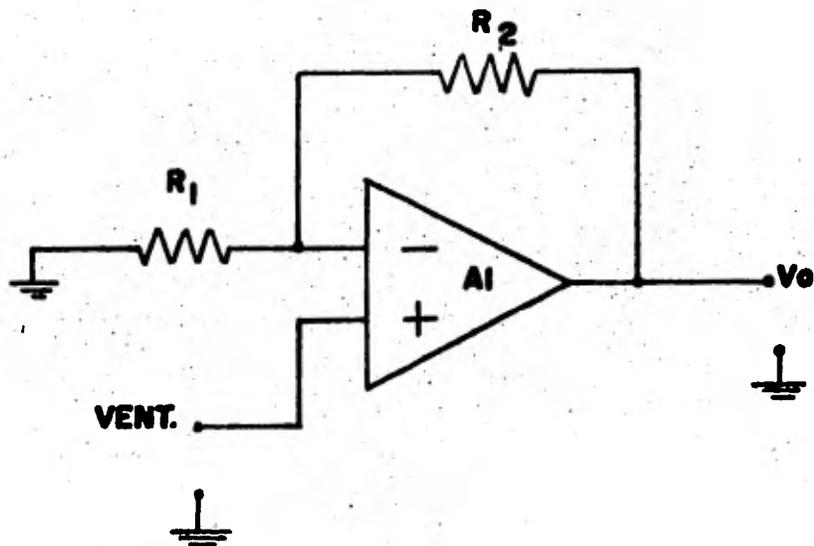
$$R_2 = 4.54 \text{ Kohms.}$$

$$VO = 22 (V_b - V_a) = 22 (\text{Vent 2} - \text{Vent 1})$$

2) Preamplificador.

Esta etapa es un complemento de la primera, ya que en el amplificador diferencial tenemos una ganancia de "22" pero nos conviene tener más amplificada la señal, por lo que amplificamos la señal en un factor de "10", para que a la salida de esta etapa tengamos un factor de ganancia total de "220". Una de las características de esta etapa es que el amplificador operacional debe tener una alta impedancia de entrada y su nivel de ruido -

debe ser lo más bajo posible.



La relación que guarda la señal de salida con respecto a la de entrada, es:

$$V_O = V_{ent} \left(R_2 / R_1 \right)$$

Si $A_V = 10$ y $R_2 = 100 \text{ Kohms}$.

$$AV = R2 / R1.$$

$$R1 = R2 / AV = \frac{100 \text{ Kohms}}{10}$$

$$R1 = 10 \text{ Kohms.}$$

Con lo que tenemos que: $AV = 10$

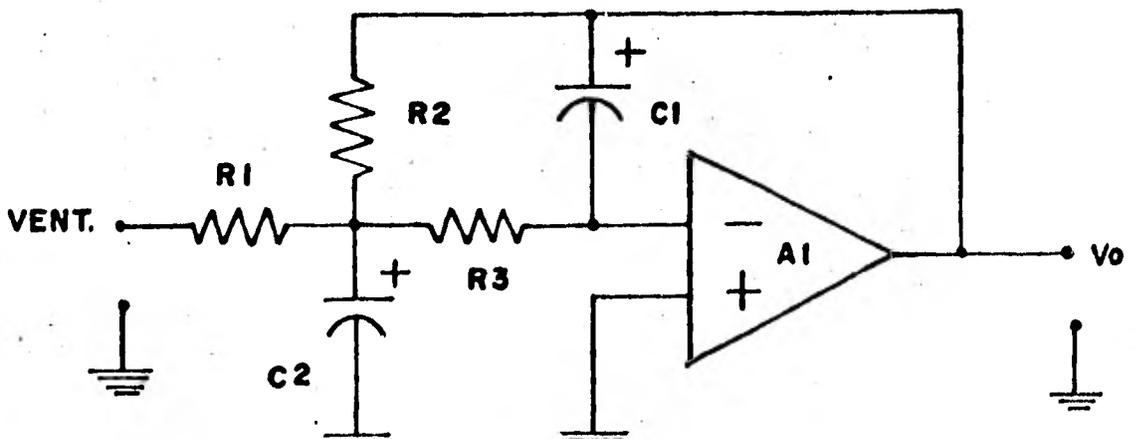
3) Filtro Pasa Bajas.

Debido a que el cuerpo humano tiene frecuencias diferentes a la cardiaca (por ejemplo el movimiento muscular tiene una frecuencia mucho más alta que la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria, es mucho más baja), es necesario colocar filtros en nuestro circuito, para eliminar lo más que sea posible estas frecuencias indeseables.

El filtro que hemos seleccionado para eliminar las frecuencias altas, es el filtro "realimentación múltiple ganancia infinita", es de segundo orden, tiene un factor de ganancia de "1" y una atenuación de " 6 deci-

bles por octava".

La frecuencia de corte de filtro debe estar en 300 Hz. Esta frecuencia se seleccionó debido a que es la -- más utilizada en los marcapasos comerciales modernos, -- así como en los equipos de monitoreo de señales intra- -- cavitarias. En el caso de los registros de superficie, -- la frecuencia de corte del filtro pasa bajas, se encuen- -- tra en 100 Hz, ya que como recordaremos el registro de -- supervicie o Electrocardiograma es la resultante de la -- suma vectorial de los potenciales eléctricos en el cora- -- zón, y por lo tanto, sus componentes en frecuencia son -- más bajos. A continuación tenemos varios registros elec- -- trocardiográficos con diferentes frecuencias de corte y el -- diagrama del circuito.



El diseño del filtro es el siguiente:

$$\omega_0 = 2 (3.1416) F_0$$

Los valores conocidos son:

$$H_0 = 1$$

$$K = 10$$

$$Q = 0.707113$$

$$F_0 = 300 \text{ Hz}$$

$$\alpha = 1/Q = 1.4142$$

$$\omega_0 = 2 (3.1416) (300)$$

$$\omega_0 = 1884.9$$

$$R_2 = \frac{\alpha}{2\omega_0 C_2} \left[1 \pm \sqrt{1 - \frac{4(H_0 + 1)}{K(\alpha + \alpha)}} \right]$$

Seleccionando el valor de $C_2 = 0.01 \text{ MF}$.

$$R1 = R2 / Ho$$

$$R3 = 1 / (Wo^2 C^2 R2 K)$$

Sustituyendo los valores tenemos:

$$C1 = KC = (10) (0.01 \text{ Mf}) = 0.1 \text{ Mf}$$

$$R2 = \frac{1.4142}{2 (1884.9) (0.01 \times 10^{-6})} \left[1 + \sqrt{1 - \frac{4(1+1)}{10 (1.4142)^2}} \right]$$

$$R2 = 66671.97 = 66.6 \text{ Kohms.}$$

$$R1 = R2 / Ho$$

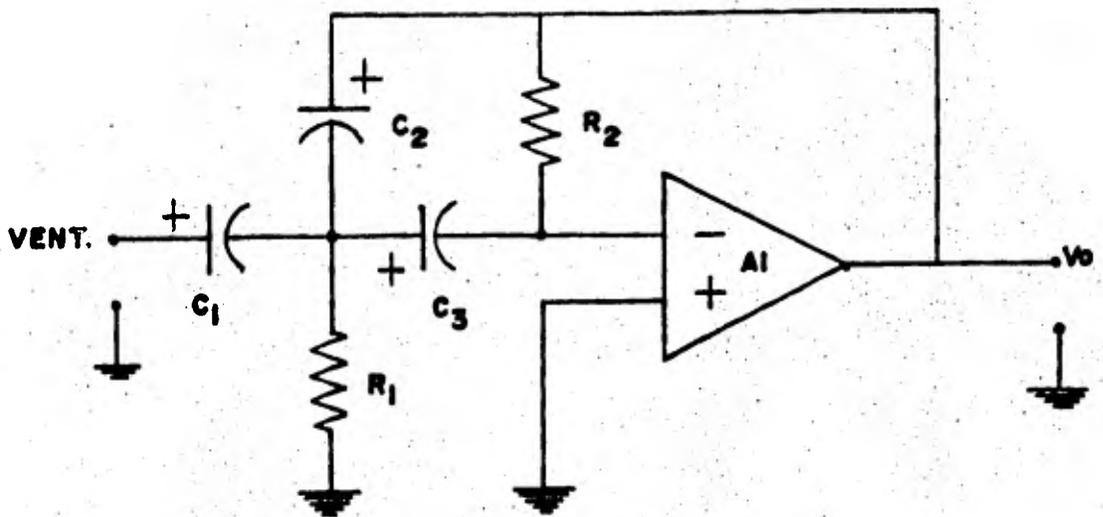
$$R1 = 66.6 / 1 = 66.6 \text{ Kohms.}$$

$$R3 = 1 / (1884.9)^2 (0.01 \times 10^{-6})^2 (66671.9) (10)$$

$$R3 = 4227.97 = 4.22 \text{ Kohms}$$

4) Filtro Pasa Altas.

El filtro pasa altas que se ha seleccionado es de la clase "realimentación múltiple ganancia infinita", es de segundo orden, tiene un factor de ganancia de "1" y tiene una atenuación de "6 decibels por octava"



La frecuencia de corte que se ha seleccionado para el filtro pasa altas es de 30 Hz, siendo esta frecuencia también la más utilizada en los equipos de marcapaseo. Este filtro nos va a servir para atenuar las señales que tengan frecuencias menores de 30 Hz, (este es el caso de la señal de frecuencia respiratoria).

El diseño es el siguiente:

$$H_o = 1 ; Q = 0.707113 ; W_o = 2(3.1416) F_o$$

$$\alpha = 1 / Q = 1.4142$$

$$F_o = 30 \text{ Hz}$$

$$W_o = (2) (3.1416) (30) = 188.495$$

Seleccionamos un valor para $C_1 = C_2 = C_3 = 0.1 \text{ Mf}$

$$R_2 = (1 / \alpha W_o) (2 H_o + 1)$$

Sustituyendo valores tenemos:

$$R_2 = 112543.84 = 112.5 \text{ Kohms.}$$

$$R_1 = (\alpha) / (W_o C) (2 H_o + 1) .$$

Sustituyendo valores tenemos:

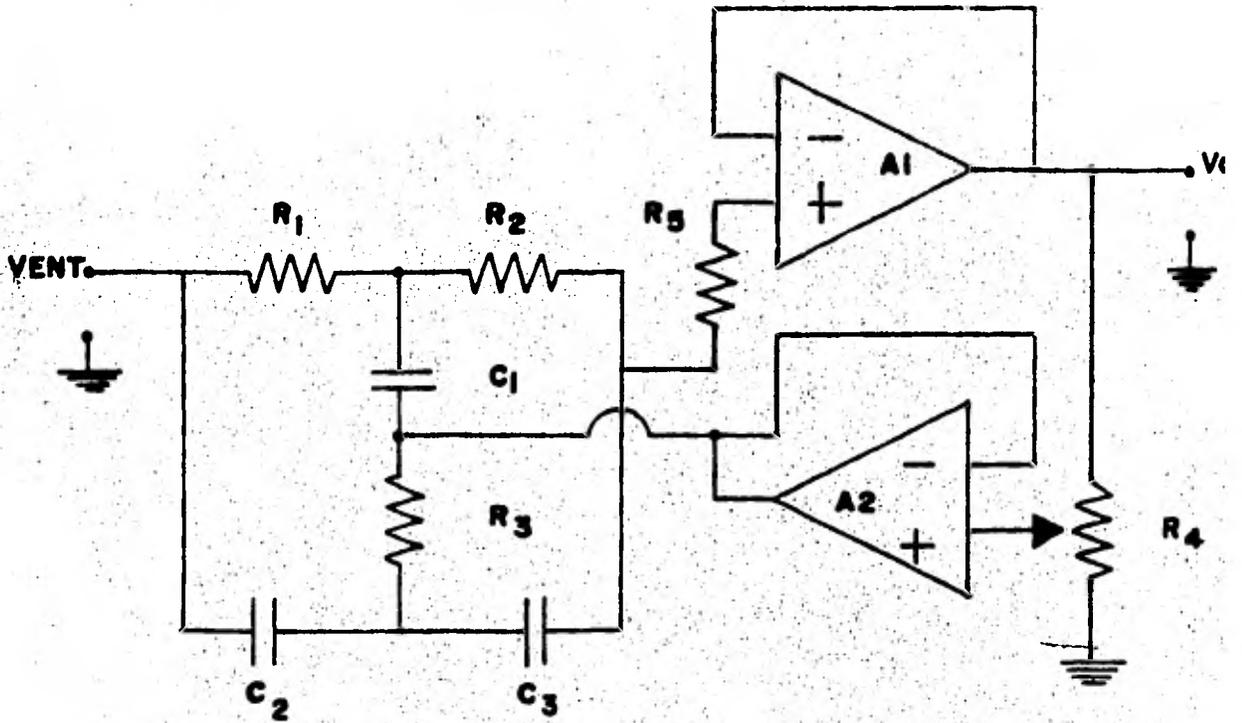
$$R_1 = 25009.30 = 25 \text{ Kohms}$$

$$C_2 = \frac{C_1}{H_o}$$

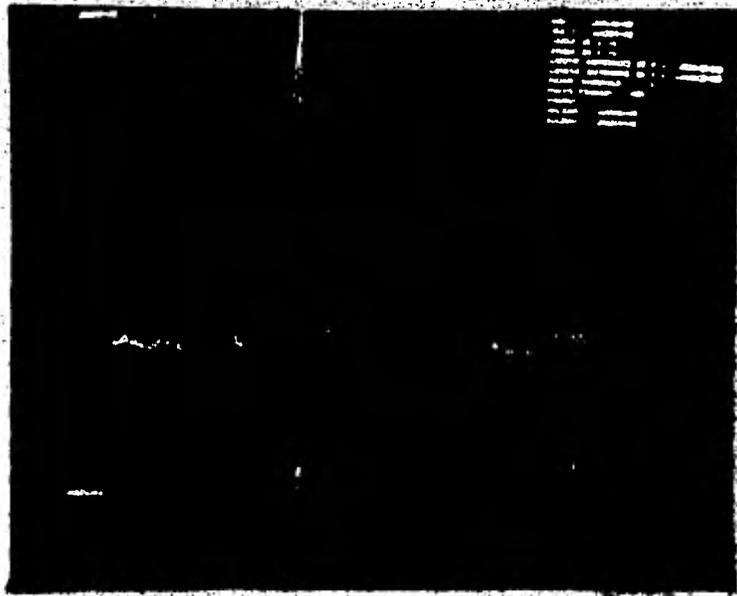
$$C2 = 0.1 \text{ Mf.}$$

5) Supresor de 60 Hz.

Debido a que en los lugares donde se realizan los estudios de electrofisiología, no siempre se encuentran protegidos por medio de una jaula de Faraday, tenemos que -- trabajar en un ambiente viciado de ruido (señales elec -- tromagnéticas) debido a esto, es necesario contar con -- un circuito supresor de 60 Hz, ya que es la frecuencia -- que con más facilidad interfiere en nuestros estudios. Por esto, hemos utilizado un filtro supresor de 60 Hz, -- denominado "filtro gemero T" con el cual tenemos una atenuación hasta de 60 decibeles. El diagrama del circuito utilizado es el siguiente:



CIRCUITO SUPRESOR DE 60 HZ



Una de las carecterísticas que debe cumplir este -- circuito, es la precisión de los valores de los componen tes, ya que se tiene el riesgo de que el circuito oscile y nos altere la señal original. Debido a esto, se aconse ja utilizar resistencias al 1% y capacitores de "Tanta-- lium" al 10%.

El diseño del filtro es el siguiente:

$$F_o = 1 / 2 (3.1416) R_1 C_1$$

Tomando en cuenta de que $R_1 = R_2 = 2R_3$ y $C_3 = C_2 =$

$C_1 / 2$ y si seleccionamos el valor de $C_1 = 540$ pf.

Tendremos:

$$R_1 = \frac{1}{2 \cdot F_o (3.1416) C_1}$$

Sustituyendo valores tenemos que:

$$R_1 = 9.824 \text{ Mohms.}$$

$$F_o = 1 / 2 (3.1416) (16 \times 10^6) (270 \times 10^{-12})$$

$$F_o = 1 / 0.016964$$

$$F_o = 5894 \text{ Hz (60 Hz)}$$

6) Amplificación.

Como ya se ha mencionado anteriormente, vamos a trabajar con potenciales eléctricos muy pequeños (señales intracavitarias por lo que necesitamos amplificarlas. En etapas anteriores ya se ha amplificado la señal intracavitaria en un factor de 220, siendo esta ganancia aún -- muy pequeña, por lo que se hace necesario añadir esta -- etapa, la cual está dividida en dos partes. La primera, -- contiene un amplificador operacional que tiene una ga -- nancia fija de 5 y la segunda, otro amplificador opera -- cional con una ganancia variable entre 1 y 10, con lo -- que tenemos un rango de ganancia total de N

$$A_{v1} = 220$$

A_{v1} = Ganancia total máxima.

A_{v2} = Ganancia total mínima.

$$A_{v1} = (A_{v1}) (A_{vmax})$$

$$A_{vmax} = (5) (10) = 50$$

$$A_{v1} = (220) (50) = 11,000$$

$$A_{v2} = (A_{v2}) (A_{vmin})$$

$$A_{vmin} = (5) (1) = 5$$

$$A_{v2} = (220) (5) = 1,100$$

Ahora bien, en el amplificador de la segunda parte, podemos no sólo tener ganancia, sino también atenuar la señal de entrada, ya que si R_2 es menor a R_1 , tendremos que multiplicar la amplitud de la señal de entrada por un factor menor a 1.

$$A_{v1} = 220$$

A_{v1} = Ganancia total máxima.

A_{v2} = Ganancia total mínima.

$$A_{v1} = (A_{v1}) (A_{vmax})$$

$$A_{vmax} = (5) (10) = 50$$

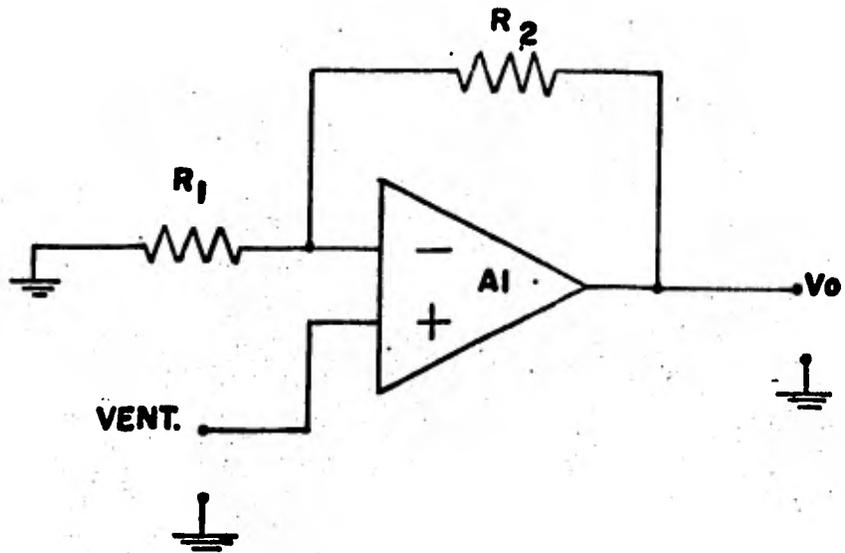
$$A_{v1} = (220) (50) = 11,000$$

$$A_{v2} = (A_{v2}) (A_{vmin})$$

$$A_{vmin} = (5) (1) = 5$$

$$A_{v2} = (220) (5) = 1,100$$

Ahora bien, en el amplificador de la segunda parte, podemos no sólo tener ganancia, sino también atenuar la señal de entrada, ya que si R_2 es menor a R_1 , tendremos que multiplicar la amplitud de la señal de entrada por un factor menor a 1.



$$V_o = V_{ent} \left(\frac{R_2}{R_1} \right) ; A_V = \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

Seleccionamos el valor de $R_1 = 100 \text{ Kohms}$ y el valor de R_2 para la primera parte será de:

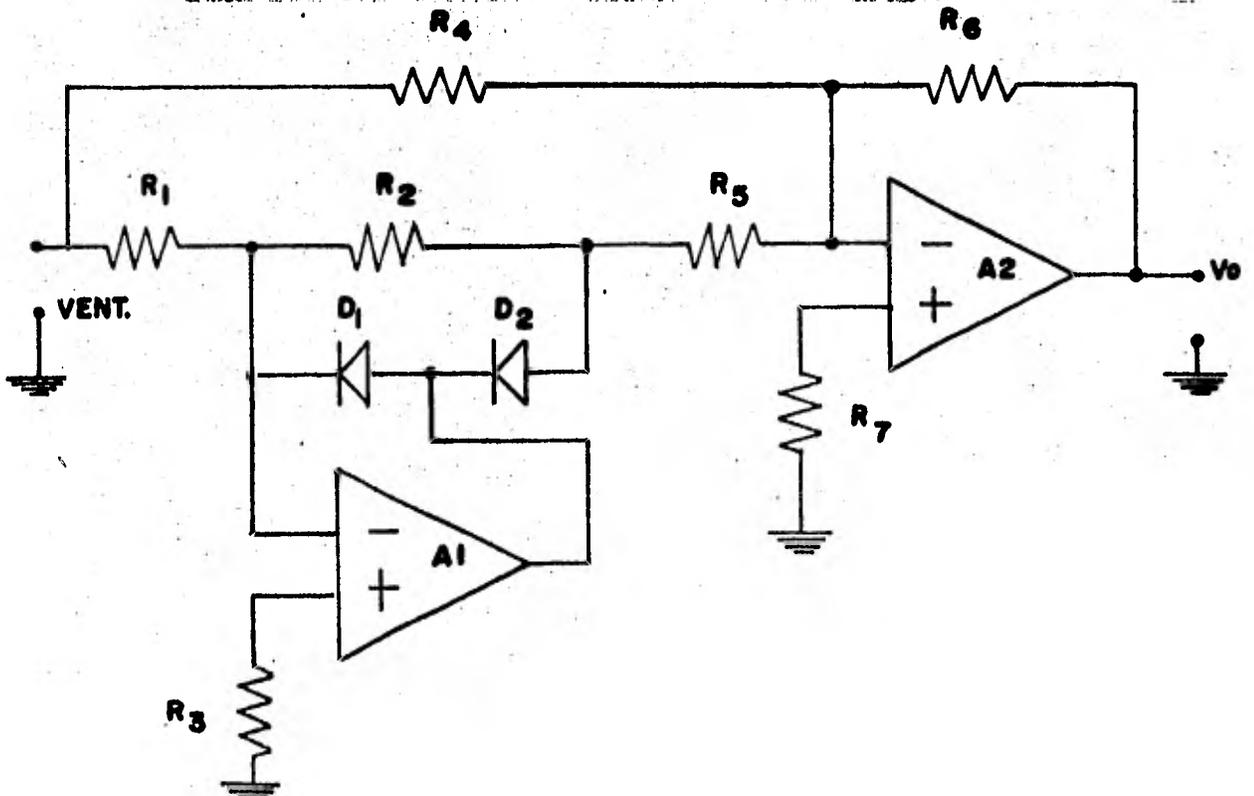
$$R_2 = A_V (R_1) ; \text{ Si } A_V = 5$$

$$R_2 = 500 \text{ Kohms}$$

Para la segunda parte, el valor de R_1 será también - de 100 Kohms y el valor de R_2 será variable entre 1 ohm y Mohm.

7) Rectificador de Onda Completa.

Para facilitar el control de ganancia, se ha utilizado un Rectificador de Onda Completa, antes de pasar la señal intracavitaria al Circuito Detector de Umbral. La finalidad de esta etapa intermedia, es la de obtener el valor absoluto de la señal intracavitaria y de este modo sólo fijar un voltaje de referencia (Umbral).



Para entradas positivas, el Amplificador "A1" actuará como un inversor, ya que "D1" y "D2" no conducirán corriente por estar polarizados inversamente, por lo tanto, la corriente que pasa por "R1" pasará por "R2" y en el punto "VA" tendremos:

$$VA = (- 20 / 20) V1$$

$$VA = - V1$$

El segundo amplificador "A2" actuará como un sumador, en el cual "VA" tendrá una ganancia de "2" y "V1" una ganancia unitaria invirtiendo el signo, esto es:

$$V2 = (- 20 / 20) V1 - VA (20 / 10)$$

$$V2 = - V1 - VA ; \text{ ya que } VA = - V1$$

$$V2 = V1 - 2V1$$

$$V2 = V1$$

Para entradas negativas, la salida del primer amplificador "A1" será igual a cero, debido a que los diodos-

estarán polarizados directamente, esto es:

$$V_A = 0$$

Para el análisis de "A2" tendremos:

$$V_2 = (- 20 / 20) V_1 - V_A (20 / 20)$$

$$V_2 = - V_1 - V_A \text{ ya que } V_A = 0$$

$$V_2 = - V_1$$

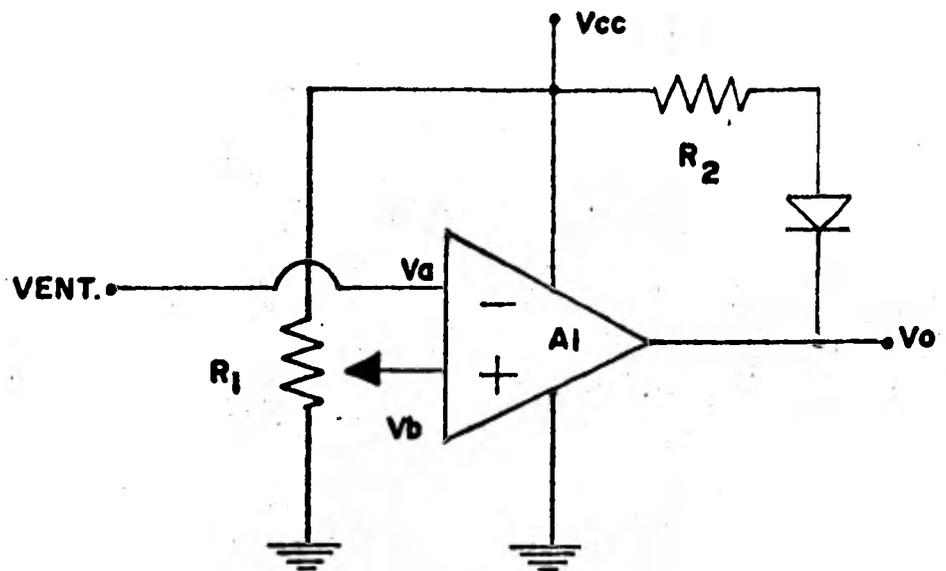
Como en esta caso "V1" es negativo, la salida -- "V2" será positiva. Esto implica que para cualquier - valor de "V1" sea positivo o negativo tendremos:

$$V_2 = \text{Val. Absoluto } (V_1)$$

8) Circuito Detector de Umbral.

Este circuito, como su nombre lo indica, es el encargado de detectar en que momento la amplitud de la señal intracavitaria es mayor al voltaje de referencia -

(Umbral).



La forma de operar del circuito es la siguiente:

Después de que fijamos el nivel de voltaje con R_1 en V_b , sólo encenderá el "LED", cuando nuestro voltaje de entrada en V_a sea mayor a nuestra referencia, esto es:

$$V_O = (V_B - V_A)$$

Si el voltaje V_O es positivo, el amplificador operacional impedirá un flujo de corriente de V_O a tierra, dando como resultado que el "LED" permanezca apagado, de otra forma, si V_O es negativo el "LED" encenderá.

Esta etapa es la que nos indica si nuestro circuito de acoplamiento está capturando el frente de onda de polarización del paciente y con auxilio del switch analógico, sincronizaremos el marcapasos en el modo de "Demanda" con la frecuencia cardiaca del paciente.

9) Switch Analógico.

La finalidad de este switch analógico, es la de interconectar el polo positivo del condensador del circuito "VCO" con tierra, y de esta forma tener un restablecimiento en el ciclo de carga y descarga del condensador.

La señal habilitadora de este circuito nos la va a proporcionar el circuito detector de umbral.

Cuando tenemos el marcapasos en el modo de "Demanda" esta es la parte encargada de deshabilitar al marcapasos cada vez que detectamos un potencial eléctrico intracavitario y de no presentarse éste, en el período de tiempo - seleccionado, dejar que el marcapasos se dispare.

Ya que hemos definido las nueve etapas de las que - se compone el circuito de acoplamiento, veamos que trabajen en conjunto.

Primero, tenemos lo que es el marcapasos fijo, el - cual está seleccionado de tal forma que tiene una frecuencia de disparo y una corriente de estimulación constante. Por medio de un registro de superficie se certifica que exista una captura de 1 a 1, esto quiere decir, - que los estímulos mandados por el marcapasos están siendo capturados por el tejido cardíaco. En este momento cambiamos el marcapasos de modo de operación a "Demanda" co

locando la frecuencia de estimulación del marcapasos en la deseada por el médico. Este es un momento crítico, ya que el marcapasos se ha salido de sincronía con el paciente, y lo que hace el marcapasos es recibir primero, una señal intracavitaria por medio del electródo que se está usando para la estimulación, esto se hace por medio del amplificador diferencia, el cual tiene como función dar la diferencia del voltaje entre dos puntos (los dos puntos del electródo), después tenemos que amplificar un poco esta señal para que pueda ser discriminada de otras señales en la etapa de filtraje. Esta etapa de filtraje consiste primero, en un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de 300 Hz, después pasa por un filtro-pasa altas, con una frecuencia de corte de 30 Hz, y por último por un supresor de 60 Hz. Después de esto tenemos ya una señal limpia (sin ruido, ni frecuencias indeseables), y podemos pasar a amplificarla a un nivel deseado, para que después de ser amplificada pase por el rectificador de onda completa, el cual va a hacer que toda la señal que tengamos con un voltaje negativo, pasa a ser positiva, dicho en otras palabras vamos a ob--

tener el valor absoluto de la señal. Una vez que se tenga esto, la señal pasa al circuito detector de umbral, el cual va a ser nuestro control de sensibilidad y nos va a servir junto con el switch analógico, para saber en que momento poner en sincronía el marcapasos con el paciente.

C) Circuito de Estimulación Prematura.

Este circuito es el encargado de mandar los estímulos extras, acoplados a los de estimulación del marcapasos. Estos estímulos extras nos van a permitir simular, diferentes situaciones en las que se encuentra sometido el corazón y de esta forma obtener información sobre las limitaciones y funcionamiento del mismo.

Esta estimulación extra, se dará por medio de la minicomputadora, teniendo una retroalimentación con el marcapasos. La minicomputadora tendrá como salida el Convertidor Digital Analógico y posteriormente pasará por un circuito "Multivibrador Monoestable" el cual le dará a los pulsos una duración de 1.8 milisegundos, que es la

misma que tienen los del Marcapasos, Las salidas de los Multivibradores (Marcapasos y estimulación prematura) pasan a un sumador y de éste al circuito Regulador de corriente, que es el último hacia el paciente.

2.4) CIRCUITOS PARA REGISTRAR RESPUESTAS ELECTRICAS INTRACAVITARIAS.

Debido a que necesitamos conocer las respuestas de los potenciales eléctricos en diferentes partes del corazón, se creo la necesidad de diseñar circuitos que nos ayuden a poder registrar esos potenciales en la minicomputadora (pasando primero por un convertidor analógico digital).

Debido a un estudio que se hizo preliminar, se llegó a la conclusión de que necesitaríamos 7 circuitos que puedan monitorizar los eventos que ocurren intracavitariamente, y otro que pueda darnos un electrograma de superficie (con electrodos en la superficie del cuerpo) para que nos sirva como referencia con las señales intracavitarias. Los 7 circuitos antes mencionados serían idénticos entre sí y

el octavo tendría algunas modificaciones.

Los 7 circuitos que nos sirven para monitorizar las señales intracavitarias se componen de las siguientes etapas:

- * 1) Amplificador Diferencial.
- * 2) Preamplificador.
- * 3) Filtro Paso Bajas.
- * 4) Filtro Paso Altas.
- * 5) Supresor de 60 Hz.
- * 6) Amplificación.
- * 7) Rectificador de Onda Completa.
- 8) Circuito Detector de Umbral.
- 9) Circuito de Aislamiento.

Las etapas que están marcadas con asterisco, son

idénticas a las descritas en el circuito de acoplamiento del marcapasos. Como se puede observar, las únicas etapas que son diferentes son:

8) Circuito Detector de Umbral.

Esta etapa tiene la misma configuración que la descrita anteriormente, con la diferencia de que esta vez, la señal pasa al convertidor analógico digital y después a la minicomputadora. Por lo tanto, necesitamos tener -- un control externo para dar mayor o menor ganancia a la señal intracavitaria detectada y colocar un umbral de -- +5 volts en el circuito detector de umbral, en el cual -- nos basaremos para saber que tanta ganancia necesitamos dar a la señal registrada. El umbral de +5 volts es necesario, debido a que como posteriormente lo veremos se logra tener una máxima resolución de la señal registrada en el convertidor analógico digital.

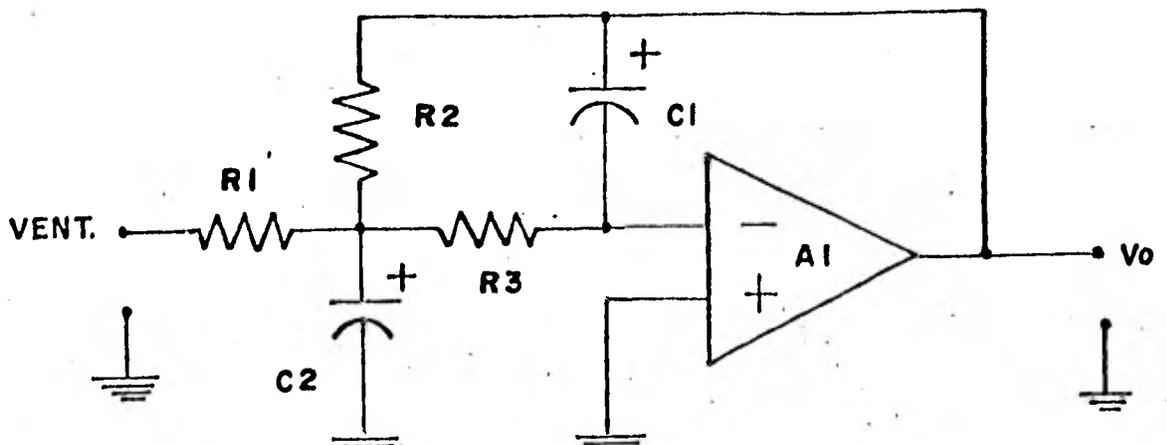
9) Circuito de Aislamiento.

Este circuito se anexó, debido a que necesitamos aislar todo lo que sea posible nuestro circuito de monitorización de señales intracavitarias, del convertidor analógico-digital.

En otro circuito del que hablamos, es el que nos va a servir como referencia (electrograma de superficie) y este es igual a los anteriores con la salvedad de que cambian los puntos 3 y 4 .

3) Filtro Paso Bajas.

Este filtro es igual al ya descrito, con la diferencia de que la frecuencia de corte se encuentra ahora en -- 100 Hz.



El diseño es el siguiente:

$$W_o = 2 (3.1416) F_o ; H_o = 1 ; K = 10$$

$$Q = 0.707113 ; C = 0.01 \text{ MF}$$

$$F_o = 100 \text{ Hz.}$$

$$W_o = 2 (3.1416) (100) = 628.31$$

$$\alpha = 1 / Q = 1.4142$$

$$R_2 = \frac{\alpha}{2W_oC} \left[1 + \sqrt{1 - \frac{4(H_o + 1)}{K\alpha^2}} \right]$$

$$R_2 = \frac{1.4142}{2(628.31)(0.01 \times 10^{-6})} \left[1 + \sqrt{\frac{1-4(1+1)}{(10)(1.4142)^2}} \right]$$

$$R_2 = 199715.91 = 199.7 \text{ Kohms.}$$

$$R_1 = \frac{R_2}{H_o} = \frac{199715.91}{1} = 199.7 \text{ Kohm.}$$

$$R_3 = 1 / (W_o)^2 (C)^2 (R_2) (K)$$

Sustituyendo tenemos:

$$R_3 = 1 / (6.2831)^2 (0.01 \times 10^{-6})^2 (200K) (10)$$

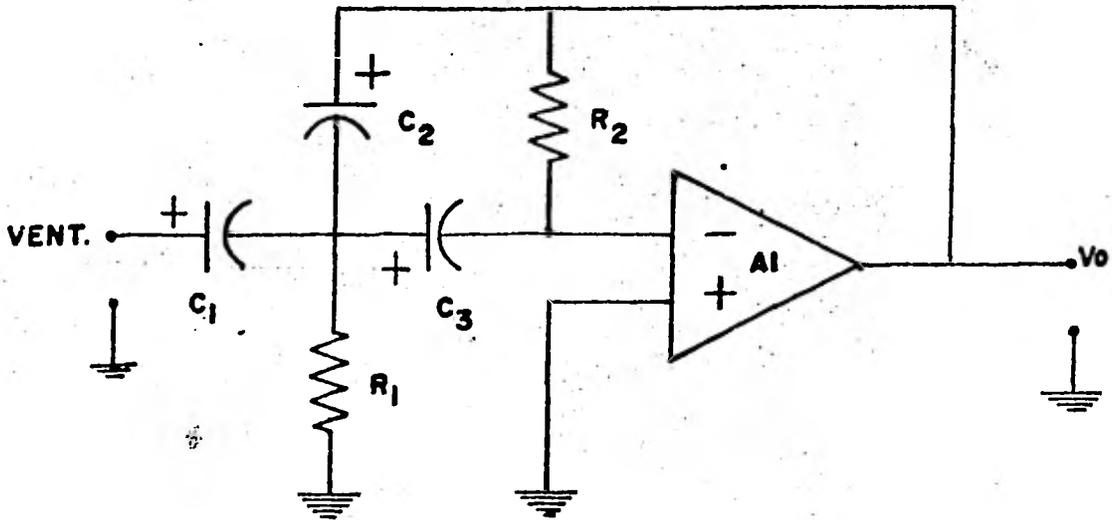
$$R_3 = 12683.91 = 12.6 \text{ Kohms.}$$

$$C_1 = KC = (10) (0.01 \times 10^{-6})$$

$$C_1 = 0.1 \times 10^{-6} = 0.1 \text{ MF}$$

4) Filtro Paso Altas.

Este filtro es igual al ya descrito anteriormente con la diferencia de que la frecuencia de corte se encuentra ahora en 0.5 Hz.



$$C_1 = 47 \text{ MF}$$

$$R_2 = 143.6 \text{ K}\Omega$$

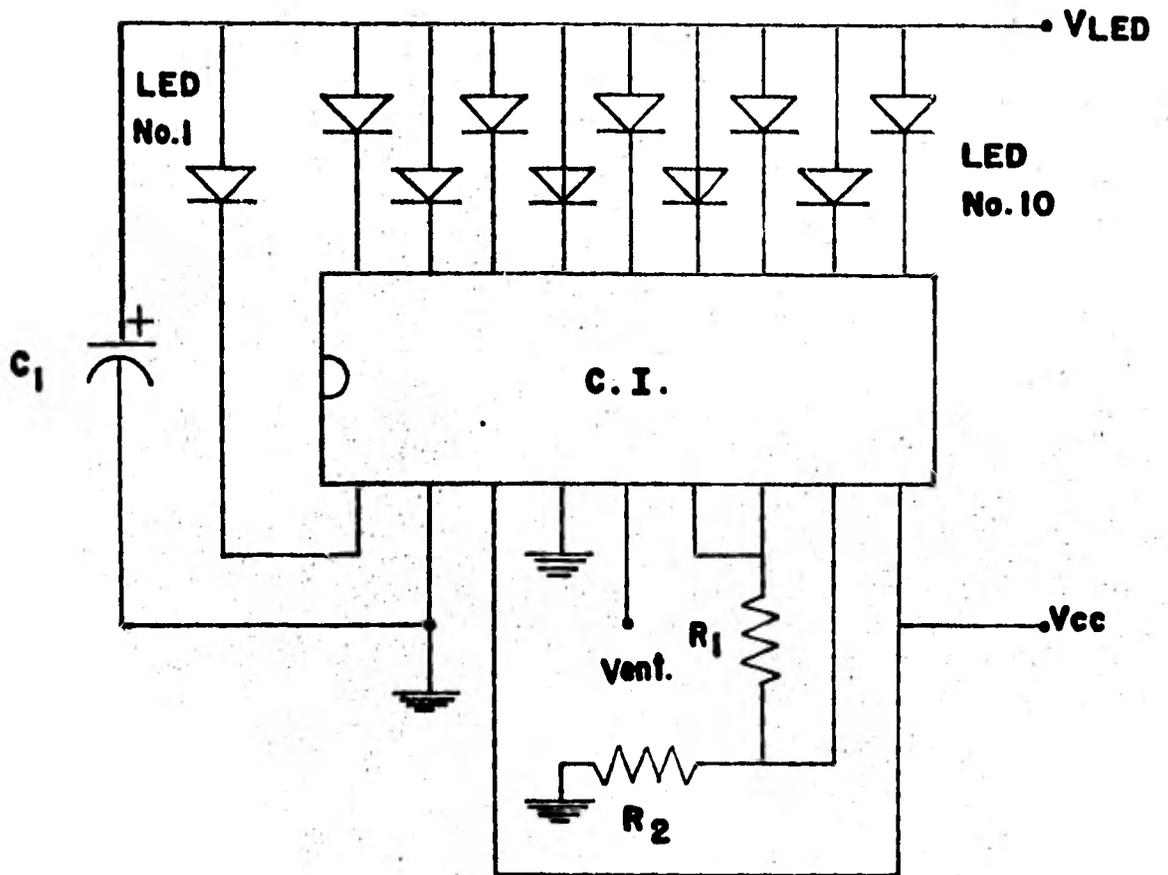
$$R_1 = 31.9 \text{ K}\Omega$$

$$C2 = \frac{C1}{Ho} = \frac{4.7 \times 10^{-6}}{1} = 4.7 \text{ Mf.}$$

2.5 CIRCUITO INDICADOR DE CONTACTO ELECTRODO TEJIDO CARDIACO.

Este circuito nos va a servir para conocer en forma visual (LEDS) que tan buen contacto existe, entre el cateter y el tejido cardiaco que se está estimulando, ya que mientras mejor sea la impedancia que verá el Marcapasos en su resistencia de carga, será menor, convirtiéndose esto en un Voltaje aplicado más pequeño (ya que la corriente es constante) y esto tendrá como consecuencia una potencia disipada menor. Además de esto, este circuito nos indicará si existe la necesidad de colocar de nuevo el electródo en una posición ya que como recordaremos el corazón está moviéndose continuamente, y con esto, puede cambiar de posición el electródo en cualquier momento.

El diagrama del circuito es el siguiente:



CIRCUITO INDICADOR DE CONTACTO
ELECTRODO TEJIDO CARDIACO.

El diseño es el siguiente:

$$V_{\text{ref Salida}} = (1.25) \frac{ (1 + R2) }{ R1 }$$

Si fijamos el valor de:

$$R1 = 1 \text{ Kohm tenemos:}$$

$$V_{\text{ref Salida}} = 10 \text{ Volts.}$$

$$\frac{V_{\text{ref Salida}}}{1.25} = 1 + \frac{R2}{R1}$$

$$R2 = \frac{ (V_{\text{ref Salida}} - 1) (R1) }{ 1.25 }$$

Sustituyendo valores tenemos:

$$R2 = (8 - 1) (1 \text{ Kohm}) = 7 \text{ Kohms.}$$

CAPITULO III.

CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL, DIGITAL ANALOGICO.

3.1 Descripción.

Un Convertidor Analógico-Digital es un circuito electrónico cuya función es la de realizar una transferencia de información entre dos sistemas diferentes, teniendo estos, formas diferentes para describir una misma señal. Al hablar de dos formas diferentes, nos referimos a que un sistema utiliza señales analógicas (contínuas) y que el otro, señales digitales (discretas). Una señal contínua es aquella en la que no existe ninguna interrupción o discontinuidad y una señal discreta es aquella en la que existen interrupciones o discontinuidades. Para poder obtener la reproducción de una señal analógica a un sistema digital, existe la necesidad de muestrear la señal analógica a una frecuencia determinada. Esto quiere decir, que tenemos que tomar una muestra o segmento de la señal analógica cada determinado intervalo de tiempo, para que al

juntar todas esas muestras podemos determinar la morfología y amplitud de la señal analógica.

Debido a que tenemos dos sistemas diferentes, uno -- analógico (monitores de señales intracavitarias) y el -- otro digital (minicomputadora) necesitamos hacer la conversión de las señales por medio del Convertidor Analógico-Digital.

El Convertidor Analógico-Digital que hemos utilizado, está diseñado y construido por la casa "Mountain Computer". Está diseñado especialmente para la minicomputadora "Apple II" y es llamada A/D + D/A ya que puede realizar la conversión de señales Analógicas a Digitales o viceversa. Utiliza 8 Bits para hacer la conversión de Digital a Analógico y el método de "Aproximaciones sucesiva" para llevar a -- cabo la conversión de Analógico a Digital. Existen 16 canales diferentes disponibles para cada convertidor (A/D o D/A).

3.2 Características del Convertidor Analógico-Digital.

Como ya lo hemos mencionado anteriormente, el convertidor A/D tiene 16 canales disponibles. En la entrada -- (Analógica) cada canal acepta voltajes en el rango de +5-Volts y convierte estos voltajes a un valor digital en el rango de "0" a "255". Cuando el voltaje de entrada -- cambia de 39 milivolts, el convertidor Analógico-Digital produce un cambio de "1" en valor digital.

Tabla de conversiones Analógicas-Digitales.

<u>ENTRADA ANALOGICA.</u>	<u>VALOR DIGITAL.</u>
- 5.00 Volts.	0
- 2.50 Volts.	64
- 0.00 Volts.	128
+ 2.50 Volts	192
+ 5.00 Volts	255

El convertidor Analógico-Digital puede hacer el muestreo de un canal por medio de comandos de programación. - Estos comandos pueden ser controlados por cualquier lenguaje de operación de la minicomputadora, los cuales pue

den ser:

A) Applesoft Basic.

B) Integer Basic.

C) Lenguaje Ensamblador.

El tiempo que tarda el Convertidor Analógico-Digital en hacer la conversión de un valor Analógico a uno Digital es de 9 microsegundos.

3.3 Características del Convertidor Digital-Analógico.

El convertidor Digital-Analógico, cuenta con 16 canales disponibles para generar señales analógicas. En la entrada (Digital) se maneja un rango de valores de "0" a "255" para tener en la salida (Analógica) un rango de voltajes de +5 volts a -5 volts. Si en la salida se requieren voltajes mayores o menores que los establecidos en el rango anterior, se requiere de un circuito externo, el cual pueda brindar las necesidades requeridas. Cuando se

produce el cambio de "1" unidad Digital, el convertidor - Digital-Analógico produce un cambio de 39 milivolts en la salida de voltaje.

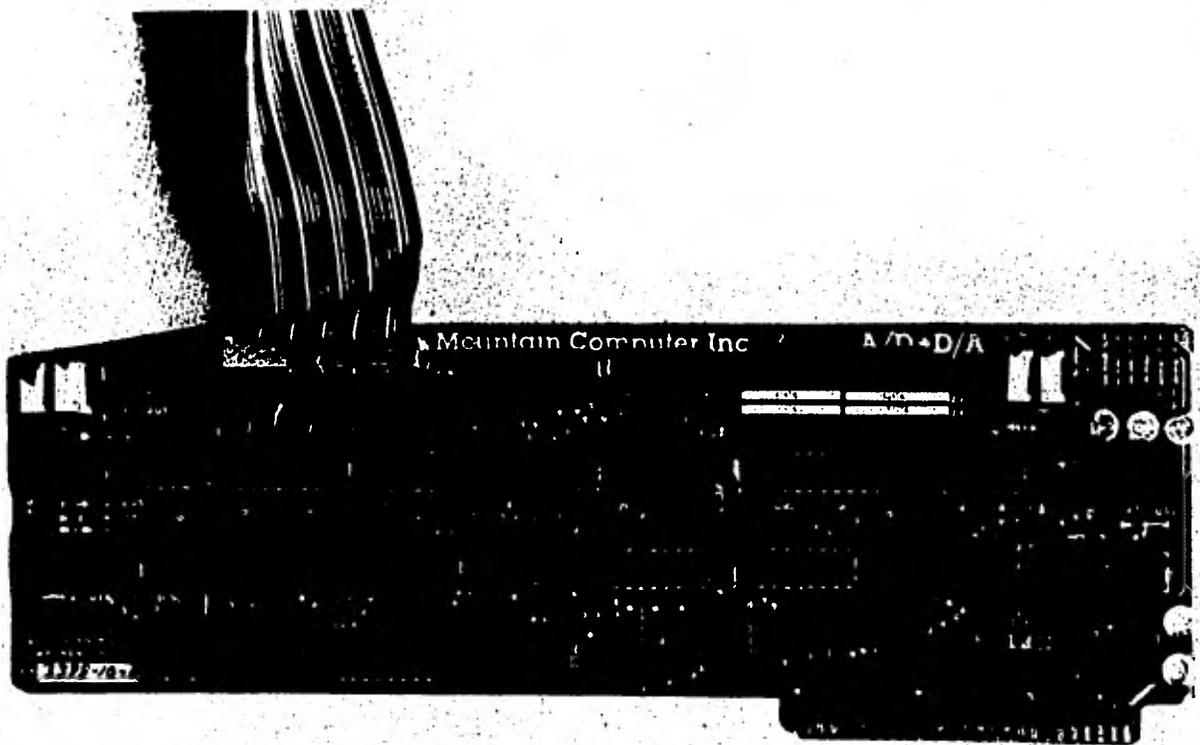
Tabla de conversiones Digitales-Analógicas.

<u>VALOR DIGITAL</u>	<u>SALIDA ANALOGICA.</u>
0	- 5.00 Volts.
64	- 2.50 Volts.
128	0.00 Volts.
192	+ 2.50 Volts.
255	+ 5.00 Volts.

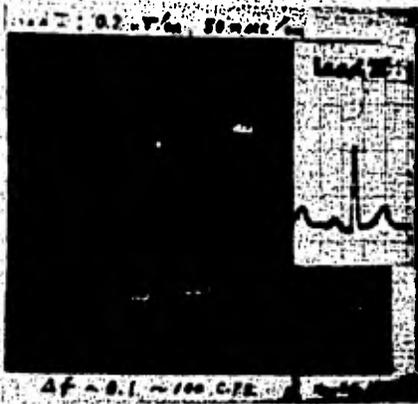
El convertidor Digital-Analógico puede generar un nivel de voltaje en cualquiera de sus canales por medio de comandos de software, siendo estos controlados por cualquier lenguaje operativo de la minicomputadora (antes mencionados)

El tiempo que tarda el convertidor Digital_analógico en generar un nivel de voltaje (salida) debido a un valor digital (entrada) es de 16 microsegundos.

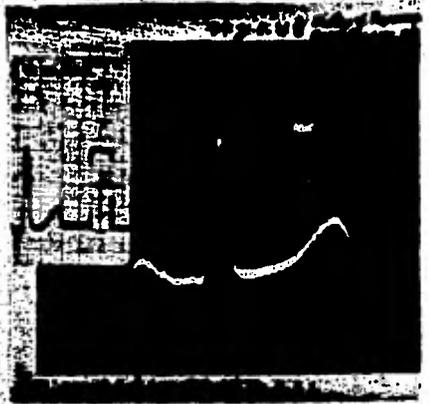
La tarjeta convertidor A/D, D/A se muestra a continuación



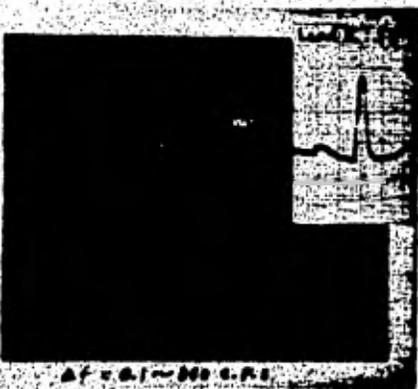
AF = 0.1 100 HZ



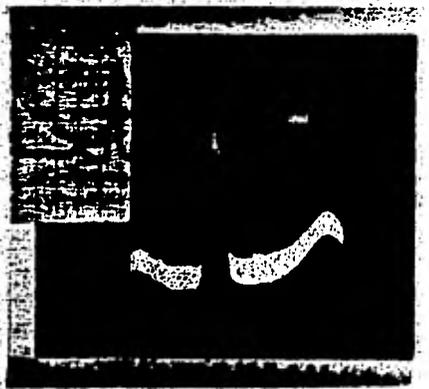
AF = 0.1 3 KHZ



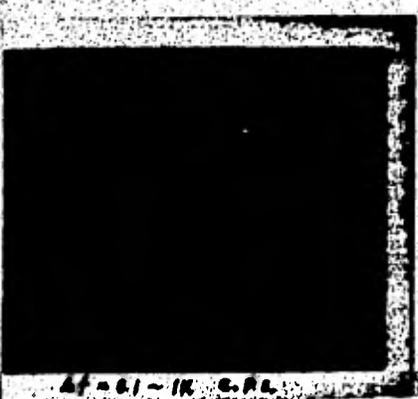
AF = 0.1 300 HZ



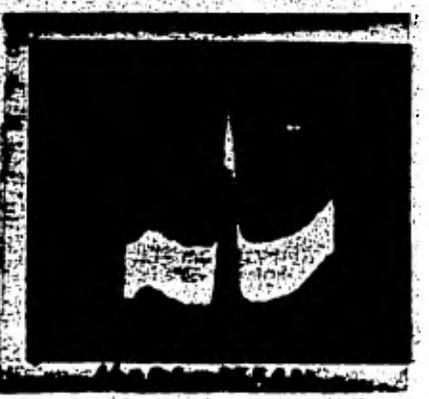
AF = 0.1 10 KHZ



AF = 0.1 1 KHZ



AF = 0.1 30 KHZ



CAPITULO IV.

CIRCUITO BASE DE TIEMPO Y MINICOMPUTADORA.

4.1 Características del circuito Base de tiempo.

Como ya se ha mencionado anteriormente la mayor parte del trabajo procesado en la minicomputadora, consiste en conocer intervalos de tiempo entre dos eventos, los -- cuales comparados con un patrón ya existente, nos daran -- idea del grado de lesión o problema del paciente.

La tarjeta de Base de Tiempo, utilizada está diseñada y construída por "Mountain Hardware" y es denominada "Apple Clock". Esta tarjeta nos brinda la oportunidad de -- trabajar en tiempo real con intervalos de tiempo de 1 milisegundo. Debido a que cuenta con una batería recargable colocada en la misma tarjeta, podemos disponer de una Base de Tiempo ininterrumpida.

Esta tarjeta es muy fácil de utilizar, debido a que

tiene una memoria ROM, la cual contine el software necesario para obtener la hora y fecha exacta, utilizando -- cualquiera de los tres lenguajes que usa la minicomputadora (Integer Basic, Applesoft y Lenguaje Ensamblador). La colocación o ubicación de la tarjeta es en el slot # 4 - del Bus General de la minicomputadora. Un ejemplo de la - forma en que la tarjeta y minicomputadora mandan al monitor la hora y fecha, es la siguiente:

Fecha: Octubre 31, 1981

Hora: 12:30:45.923

La tarjeta la podemos dividir en cuatro bloques y son:

- 1) Los Contadores de Reloj.
- 2) Circuito de la ROM.
- 3) Fuente Regulada de Voltaje.
- 4) Circuitos interruptores.

1) Contadores.

La base de tiempo para la tarjeta es generada por un cristal, con una frecuencia de 1 MHZ. Son usados tres contadores dobles BCD para obtener las diferentes divisiones de tiempo (1, 10 y 100 milisegundos). Dos contadores de 12 bits proveen los dígitos de 2 a la "0" hasta 2 a la "23" segundos. Un flipflop "D" anexa el último dígito de tiempo de 2 a la "24" segundos. Un decodificador es usado para determinar que dígito es leído.

2) Circuito de la ROM.

La memoria ROM localizada en la tarjeta, proporciona facilente el software utilizado y puede ser leído de la localidad C800 a la CF7F. La memoria ROM es deshabilitada cuando se direcciona a la localidad \$ CFFFF, o cuando la tecla de "RESET" es accionada. Los circuitos "buffers" de salida, serán habilitados, dependiendo de las señales "Device Select", " I/O Select", " R / W" ó "PROM enable"

3) Fuente Regulada de Voltaje.

Existen dos fuentes Reguladas de Voltaje de +5 Volts en esta tarjeta, una está tomada del Bus General y sirve como fuente de alimentación para todos los circuitos "TTL". La otra fuente está tomada de la salida de +12 Volts del Bus General y posteriormente regulada a +5 Volts. Esta segunda fuente de voltaje sirve como Fuente de alimentación para todos los circuitos "CMOS". Cuando la Minicomputadora es apagada, la Bateria de +9 Volts sirve para alimentar a todos los circuitos "CMOS" y de esta forma no interrumpir la Base de Tiempo.

4) Circuitos Interruptores.

Con esta tarjeta podemos además, generar interrupciones a intervalos de tiempo preestablecidos y de esta forma, poder muestrear por medio del convertidor A/D, D/A una señal analógica a un mismo intervalo de tiempo.

Los intervalos de las interrupciones pueden ser cada:

0.1 Miliseg.

1.0 Miliseg.

10.0 Miliseg.

100.00 Miliseg.

1.0 Seg.

2.0 Seg.

4.0 Seg.

8.0 Seg

.

.

.

33554432.0 Seg.

(hasta más de 1 año)

Con la ayuda de esta tarjeta y de el Convertidor A/D D/A, podemos conocer en tiempo real, la frecuencia exacta a la cual se está disparando nuestro marcapasos, así como, los tiempos de respuesta que se registran en los electrodos estratégicamente colocados y de esta forma, evaluar el problema que se estudia.

La tarjeta del circuito Base de Tiempo, se muestra a

continuación.



4.2 Minicomputadora.

La minicomputadora utilizada para este trabajo de investigación es la "Apple II Plus" con 48 k-bytes de memo-

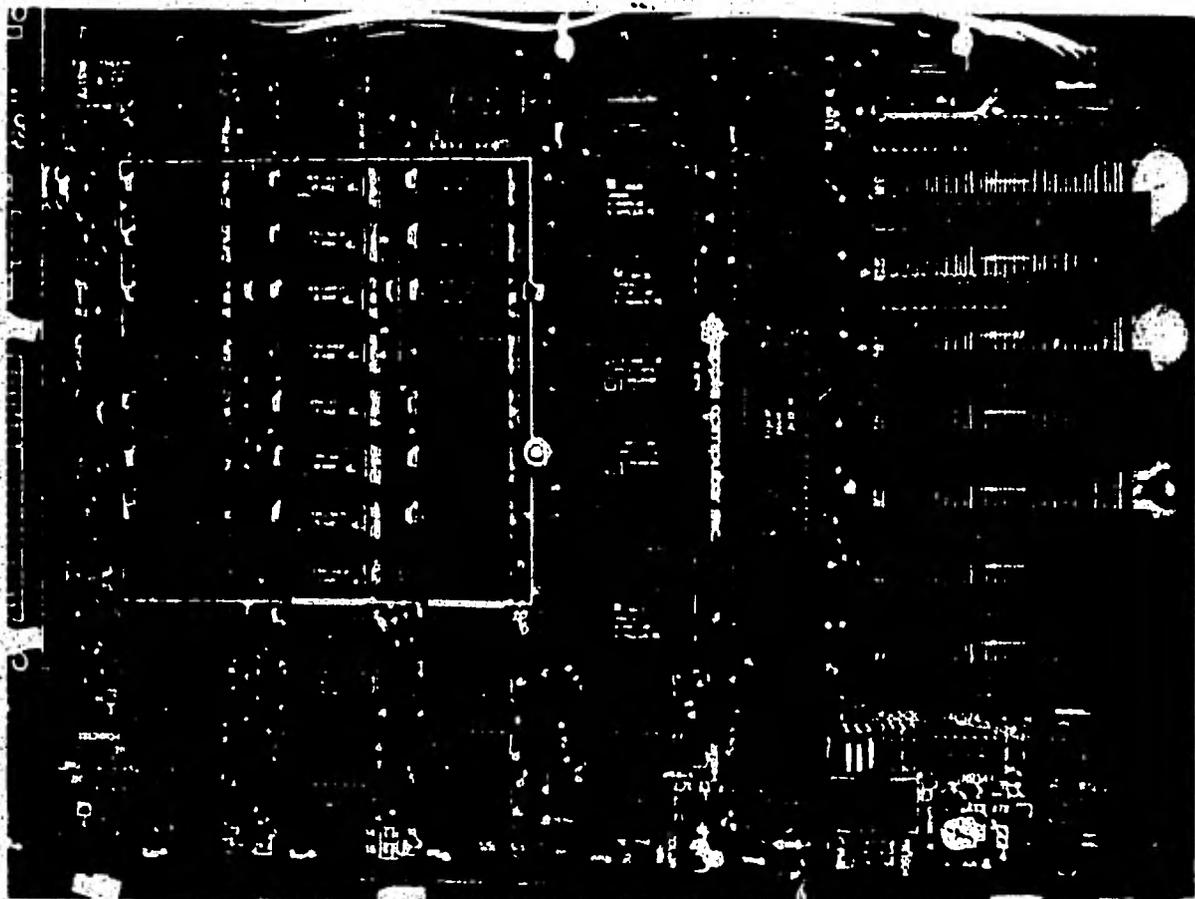
ria RAM, una lectora de discos de 5 pulgadas y un monitor de 9 pulgadas. El microprocesador utilizado por esta minicomputadora es el "6502" (Tecnología Synertec/Mos), - el cual trabaja a una velocidad de 1,023.000 ciclo de máquina por segundo y es capaz de realizar 500 operaciones de suma o resta en un segundo. Tiene un rango de direccionamiento de 65.536 bytes de 8 bits. Contiene 56 instrucciones con 13 modos de direccionamiento.

Justo abajo del microprocesador se encuentran localizados 6 circuitos integrados, los cuales son memorias - ROM (Read Only Memory) los cuales tienen grabados programas de utilidad tales como:

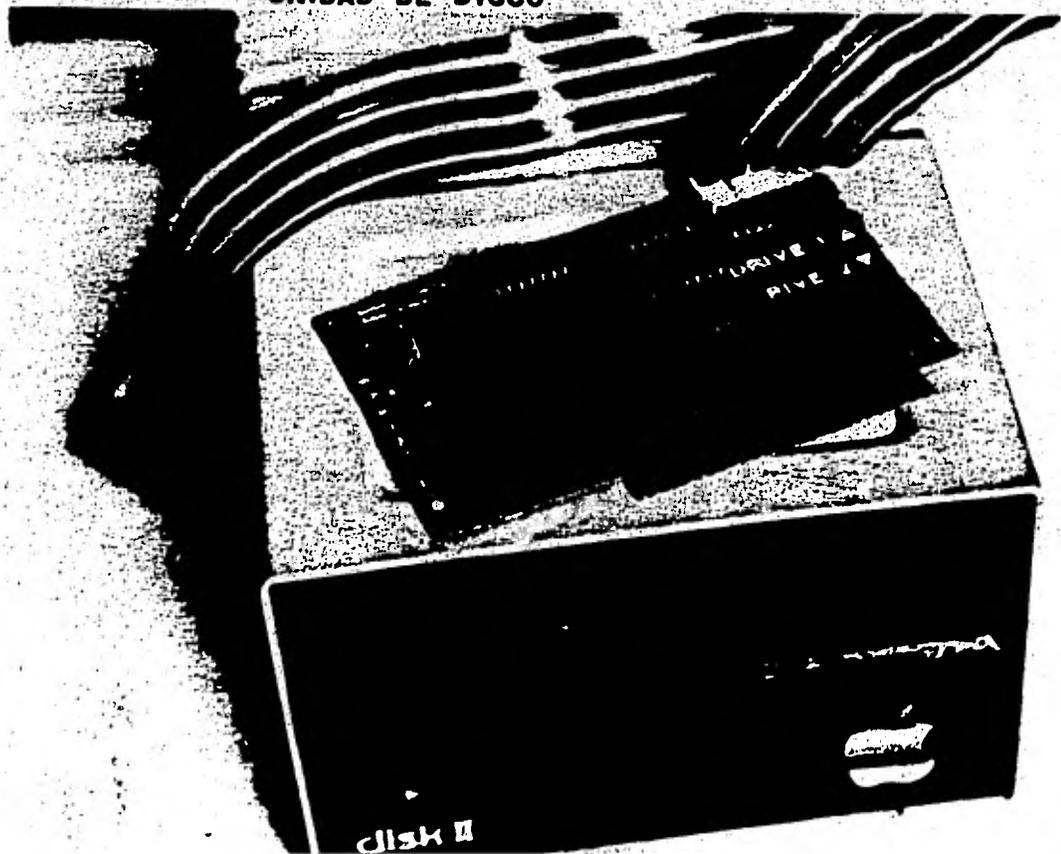
- a) Apple System Monitor.
- b) Apple Autostar Monitor.
- c) Apple Integer Basic.
- d) Aplesoft Basic
- e) Paquete de subrutinas de utilidad.

Después de estos integrados encontramos 3 hileras de

TARJETA DEL MICROPROCESADOR



UNIDAD DE DISCO



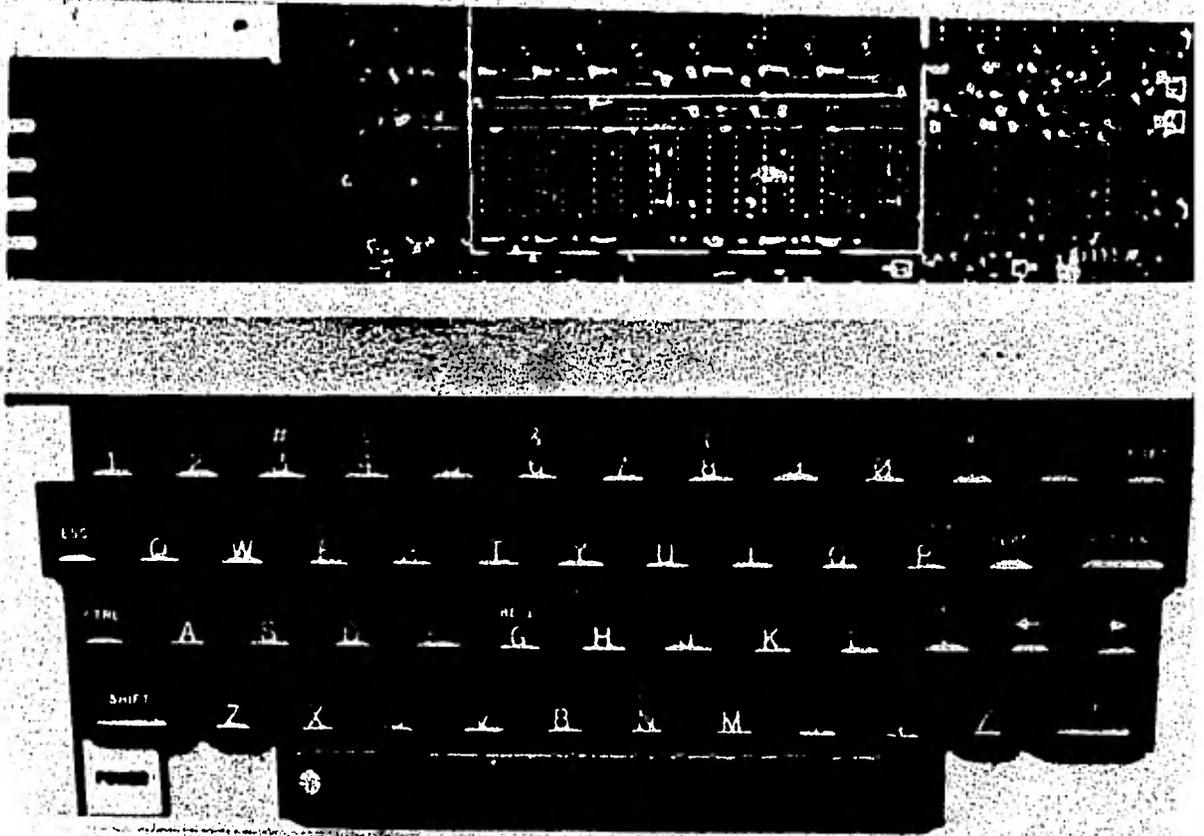
8 circuitos integrados cada una, los cuales son memorias RAM (Random Access Memory) que hacen una capacidad total de memoria 49,152 bytes (48 k).

La fuente de alimentación nos proporciona 4 voltagjes regulados y son:

- 1) +5 Volts.
- 2) -5.2 Volts.
- 3) +11.8 Volts.
- 4) -12.0 Volts.

El teclado consta de 52 llaves, las cuales utilizan para hacer la comunicación el código ASCII (American Standard Code For Information Interchange), 91 de los 96 caracteres ASCII pueden ser generados directamente por el teclado.

Las características del teclado son:



VISTA GENERAL DEL TECLADO.

Número de Llaves.....	52
Código empleado.....	ASCII
Número de Códigos.....	91
Salida.....	7 bits mas Strobe
Necesidades de Voltaje.....	+5 Volts a 120 Miliampers.
	-12 Volts a 50 mili ampers.
Llaves Especiales	CTRL.
	ESC.
	RESET.
	REPT.
	Flecha Izquierda.
	Flecha Derecha.

La unidad de video que se utiliza con la minicomputadora tiene las siguientes características:

Tipo de Exhibiciones.....	Mapeo de memoria RAM.
Modos de Exhibiciones.....	Texto.
	Baja Resolución Gráfica.

Alta Resolución Gráfica.

Capacidad de Texto..... 960 Caracteres (24 líneas por 40 columnas).

Tipos de Caracteres..... Matriz de 5 por 7.

Caracteres Utilizados..... 64 Caracteres (ASCII)

Modo de los Caracteres..... Normal.

Inverso.

Intermitentemente.

Capacidad Gráfica..... 1920 Bloques en Baja - Resolución (40 por 48 bloques).

52,760 Puntos en Alta Resolución (280 por 192 puntos).

Número de Colores 16 en Baja Resolución

6 en Alta Resolución.

CAPITULO V.

PROGRAMA.

Dentro del diagrama general de Bloques del Sistema - utilizado, encontramos uno, cuya función es muy importante y éste es el de la Unidad Central de Proceso (CPU), el - cual tiene el microprocesador 6502, cuenta con 48 Kbytes de memoria RAM, así como circuitos auxiliares de control. Este bloque es el encargado de controlar a casi todos los restantes, y esto lo realiza, debido a que cuenta con un programa de control. Dicho programa, no es más que una secuencia lógica de pasos que debe realizar la Unidad Central de Proceso.

El programa que se utiliza, está dividido en varias partes, y estas son:

- a) Presentación General del Programa.
- b) Datos Generales del Paciente.
- c) Subrutinas de Muestreo.
- d) Datos Generales del Marcapasos.
- e) Estudios.

f) Tablas de Estímulos y Respuestas.

g) Gráficas.

h) Impresión de Datos.

a) Presentación General del Programa.

En esta parte del programa se encuentra el Directorio General, con todas las opciones que se disponen, y desde aquí se puede cargar y correr cualquiera de los -- Subprogramas citados anteriormente.

b) Datos Generales del Paciente.

Esta parte del programa es muy importante, ya que con ella se van a archivar todos los datos de interés del paciente, tales como:

Nombre.

Edad.

Sexo.

Cuadro Clínico.

Cantidad y localización de los cateteres usados.

Drogas y Dosis Suministradas.

Estudios a realizar.

Después de tener cargados estos datos, se almacenan en la Unidad de Disco, para poder tener acceso a ellos - posteriormente.

c) Subrutinas de Muestreo.

Esta etapa, se encuentra dividida en varias subrutinas, las cuales están programadas en Lenguaje Ensamblador, debido a que lo más crítico en esta etapa, es el tiempo de proceso. Este conjunto de Subrutinas, tienen como finalidad la de muestrear los diferentes canales del convertidor Analógico-Digital, y comparar el valor de esa señal, con una referencia ya establecida (UMBRAL) y si dicho valor cumple con los requisitos, asociarlo a una base de tiempo y de esta forma, poder lograr obtener los intervalos de tiempo entre dos eventos cardiacos que nos interesen.

Debido a que estamos trabajando en tiempo real, estas subrutinas deben de cumplir que su tiempo de proceso

se efectue en el orden de milisegundos (1-8 milisegundos), y por esta razón, no se puede trabajar con un lenguaje de alto nivel (por ejemplo, estas mismas rutinas en lenguaje BASIC, tardarían en procesarse de 600 a 900 milisegundos).

d) Datos Generales del Marcapasos.

Esta etapa del programa tiene como finalidad la de mostrar al operador del equipo, los valores de los parámetros que manejamos en el marcapasos, estos son:

- * Frecuencia de estimulación (PPM, M Seg).
- * Frecuencia de base del Paciente (PPM, M Seg).
- * Corriente de Estimulación (Miliampers).

Esta etapa como otras, se auxilian de las subrutinas creadas en lenguaje Ensamblador (cuando se necesite trabajar en tiempo real).

Otra finalidad de esta etapa, es la de controlar los disparos prematuros del marcapasos, y esto se logra proporcionando los siguientes datos:

- 1) Intervalo Máximo de Acoplamiento (M Seg),
- 2) Intervalo Mínimo de Acoplamiento (M Seg).
- 3) Incremento de Tiempo (M Seg).
- 4) Ciclos de Recuperación (4, 6, ó 8).

Estos datos nos sirven para lo siguiente: ya que se tiene una frecuencia BASAL del paciente estabilizada, conocemos el intervalo de tiempo que existe entre un disparo y el otro en milisegundos (por ejemplo a una frecuencia de base de 60 PPM se tiene un intervalo o período de 1000 milisegundos). El primer dato que necesitamos es el intervalo máximo de acoplamiento, el cual nos indica hasta que punto del intervalo de base vamos a estimular. El segundo dato es el intervalo mínimo de acoplamiento, que no es más que el intervalo de tiempo mínimo que va a existir entre el disparo del paciente detectado y el disparo prematuro del Marcapasos. El tercer dato es el incremento de tiempo, ya que después de mandar un disparo prematuro, esperamos "n" número de ciclos de reposo, mandándose después otro disparo prematuro, pero éste se hará de la siguiente manera:

1er DISP. PRE = Ciclo de BASE + Intervalo mínimo de Acoplamiento.

2o. DISP. PRE = Ciclo de BASE + Intervalo mínimo de Acoplamiento + Incremento de Tiempo.

3o. DISP. PRE = Ciclo de BASE + Intervalo mínimo de Acoplamiento + 2 veces el Incremento de Tiempo.

"n" DISP. PRE = Ciclo de BASE + Intervalo máximo de Acoplamiento.

Esto se hace hasta que el intervalo del disparo prematuro sea igual al intervalo máximo de Acoplamiento. Esta explicación se ha dado para dar a conocer el funcionamiento de los disparos prematuros, pero en esta etapa, so lo se dan los datos, y se ejecutará hasta estar en la - - etapa de "ESTUDIOS"

e) Estudios.

Esta etapa está relacionada con las demás, ya que - para procesarla se auxilia de otros programas.

Esta se encuentra dividida por el momento en 5 estudios diferentes, y son:

- 1) Intervalos Básicos.
- 2) Estimulación Auricular Progresiva.
- 3) Tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal.
- 4) Tiempo de Conducción Seno - Auricular.
- 5) Períodos Refractarios.

1) Intervalos Básicos:

En este estudio nos auxiliamos de las subrutinas de muestreo y los datos que se obtienen son:

- I) Longitud del Ciclo Basal (M Seg).
- II) Intervalo " P - A ". (M Seg).
- III) Intervalo " A - H " (M Seg).
- IV) Intervalo " H - V " (M Seg).
- V) Duración de "QRS" (M Seg).
- VI) Duración del " Q - T " (M Seg).

Con estos datos y un registro de superficie, el médico que realiza el estudio determina la morfología del "QRS". Todos estos datos nos van a servir como referencia para los demás estudios.

2) Estimulación Auricular Progresiva. (Aurícula Derecha o Seno Coronario).

En este estudio, lo que se pretende, es conocer la forma de conducción que existe entre Aurícula y Ventrículo. Como recordaremos, la función del Nodo Aurículo Ventricular es la de proteger el paso de frecuencias de estimulación muy altas, de Aurícula a Ventrículos y de esta forma, proteger contra fibrilación el corazón. Otras de las funciones de este Nodo, es la de contar con la propiedad de tener una frecuencia de escape MINIMA, esto quiere decir, que si el Nodo Sinusal, así como todas las células de la Aurícula, no estimulan para lograr tener una frecuencia de base, el Nodo Aurículo-Ventricular asume el comando de la estimulación con una frecuencia de base de 60 pulsos por minuto. Con esto, nos damos cuenta de la importancia que tiene este Nodo, y por lo tanto, se hace indispensable conocer el estado del mismo. La forma en la que lo vamos a estudiar es marcapaseando en Aurícula y recogiendo información en Ventrículos, la frecuencia de base será incrementada de 10 en 10 hasta que no se registre in

formación en Ventrículo, de esta forma, sabremos que el -
Nodo Aurículo-Ventrícular se encuentra bloqueado y por lo
tanto, su conducción será nula. Este estudio se realiza -
con intervalos de 8 ciclos cardiacos, con lo que se ase--
gura que la conducción se normaliza.

Como ya se ha mencionado anteriormente, este estudio
como todos los demás, se realiza gracias a las subrutinas
en Lenguaje Ensamblador.

Una vez que se tiene realizado todo el estudio y al-
macenada toda la información recolectada, el médico alma-
cena el tipo de conducción (A - V) que observó, y ésta
puede ser:

- NORMAL.
- MOBITZ I.
- MOBITZ II.
- TERCER GRADO SUPRAHISIANO.
- TERCER GRADO INFRAHISIANO.

Otros datos que se almacenan son, el de Duración del
QRS así como su morfología.

3) Tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal.

Esta prueba consiste, en conocer el tiempo que tarda un estímulo, desde que se dispara en Aurícula alta, pasa a través de las fibras perisinusales, llega al Nodo S-A y el momento en el que se detecta de nuevo actividad en Aurícula Alta. Como se observará, la finalidad del estudio, es conocer el funcionamiento del Nodo Sinusal, así como, el estado en el que se encuentran las fibras Perisinusales, ya que estas pueden tener problemas de conducción en un sentido u otro o en ambos.

El protocolo de estimulación será determinado por el médico que realiza el estudio y auxiliados del marca - sos, se llevará a cabo la estimulación prematura, se utilizarán además las subrutinas en Lenguaje Ensamblador ya - que se manejará el convertidor A/D y el D/A.

Los datos que serán almacenados serán:

- Longitud del Ciclo Basal (M Seg)
- Longitud del Ciclo de Estimulación (M Seg)
- Duración de la Estimulación

- Tiempo Corregido de Recuperación (M Seg) .

De los datos citados anteriormente, el que no ha --
 sido explicado es el de Tiempo Corregido de Recuperación.
 Para obtener este dato, solo tenemos que dividir el tiem
 po de Recuperación del Nodo Sinusal entre 2 y la interpre
 tación de este dato sería, el tiempo que tarda un estímulo
 en conducirse de la parte exterior de las fibras Peri
 sinusales al Nodo S-A o viceversa.

4) Tiempo de Conducción Seno - Auricular (STRAUSS)

La finalidad de este estudio es la de conocer el pe
 ríodo Refractario Efectivo Auricular. Los intervalos que
 nos interesan en este estudio son:

- A1 - A1 (BASAL)
- A1 - A2 (CICLO PRUEBA)
- A2 - A3 (CICLO DE RETORNO)
- A3 - A4 (CICLO POST-RETORNO)

Como se puede apreciar en lo anterior, el protocolo
 de estimulación para encontrar el "PRE-AURICULAR" será -

de la siguiente forma:

Teniendo una frecuencia de estimulación un poco mayor a la basal, con el objeto de tenerla constante, se procederá a dar estimulación prematura, con incrementos de 10 ó 20 mili-segundos a intervalos de 8 ciclos cardiacos. Toda la información que se recoge es almacenada para posteriormente, guardarla en DISCO.

5) Períodos Refractarios.

Con esta prueba la información que se requiere obtener es la siguiente:

- Longitud del Ciclo de BASE (M Seg).
- Período Refractario Efectivo Auricular (M Seg).
- Período Refractario Efectivo del Nodo A-V (M Seg).
- Período Refractario Funcional del Nodo A-V (M Seg).
- Período Refractario Efectivo Ventricular (M Seg).

Esta prueba se auxilia de las Rutinas en Lenguaje Ensamblador. El protocolo de Estimulación lo fijará el Médico

co que realiza el estudio, y los datos que necesitamos almacenar para conocer los Períodos Refractarios son:

a) S1 - S2

b) A1 - A2

c) H1 - H2

d) S2 - A2

e) A2 - H2

f) H2 - V2

g) A2 - V2

h) V1 - V2

La información que nos dan estos datos es el resultado del intervalo de tiempo entre dos eventos cardiacos, detectados por medio de electrodos intracavitarios, que se encuentran localizados en posiciones estratégicas.

Estos datos serán mostrados posteriormente al estudio en forma tabular, así como tambien en forma Gráfica.

f) Tablas de Estímulos y Respuestas.

Este bloque es el más esperado por el médico, ya que

2) Estimulación Auricular Progresiva. (Aurícula Derecha o Seno Coronario).

En este estudio, lo que se pretende, es conocer la forma de conducción que existe entre Aurícula y Ventrículo. Como recordaremos, la función del Nodo Aurículo Ventricular es la de proteger el paso de frecuencias de estimulación muy altas, de Aurícula a Ventrículos y de esta forma, proteger contra fibrilación el corazón. Otras de las funciones de este Nodo, es la de contar con la propiedad de tener una frecuencia de escape MINIMA, esto quiere decir, que si el Nodo Sinusal, así como todas las células de la Aurícula, no estimulan para lograr tener una frecuencia de base, el Nodo Aurículo-Ventricular asume el comando de la estimulación con una frecuencia de base de 60 pulsos por minuto. Con ésto, nos damos cuenta de la importancia que tiene este Nodo, y por lo tanto, se hace indispensable conocer el estado del mismo. La forma en la que lo vamos a estudiar es marcapaseando en Aurícula y recogiendo información en Ventrículos, la frecuencia de base será incrementada de 10 en 10 hasta que no se registre in

formación en Ventrículo, de esta forma, sabremos que el -
Nodo Aurículo-Ventrícular se encuentra bloqueado y por lo
tanto, su conducción será nula. Este estudio se realiza -
con intervalos de 8 ciclos cardiacos, con lo que se ase--
gura que la conducción se normaliza.

Como ya se ha mencionado anteriormente, este estudio
como todos los demás, se realiza gracias a las subrutinas
en Lenguaje Ensamblador.

Una vez que se tiene realizado todo el estudio y al-
macenada toda la información recolectada, el médico alma-
cena el tipo de conducción (A - V) que observó, y ésta
puede ser:

- NORMAL.
- MOBITZ I.
- MOBITZ II.
- TERCER GRADO SUPRAHISIANO.
- TERCER GRADO INFRAHISIANO.

Otros datos que se almacenan son, el de Duración del
QRS así como su morfología.

3) Tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal.

Esta prueba consiste, en conocer el tiempo que tarda un estímulo, desde que se dispara en Aurícula alta, pasa a través de las fibras perisinusales, llega al Nodo S-A y el momento en el que se detecta de nuevo actividad en Aurícula Alta. Como se observará, la finalidad del estudio, es conocer el funcionamiento del Nodo Sinusal, así como, el estado en el que se encuentran las fibras Perisinusales, ya que estas pueden tener problemas de conducción en un sentido u otro o en ambos.

El protocolo de estimulación será determinado por el médico que realiza el estudio y auxiliados del marca-
sos, se llevará a cabo la estimulación prematura, se utilizarán además las subrutinas en Lenguaje Ensamblador ya-
que se manejará el convertidor A/D y el D/A.

Los datos que serán almacenados serán:

- Longitud del Ciclo Basal (M Seg)
- Longitud del Ciclo de Estimulación (M Seg)
- Duración de la Estimulación

- Tiempo Corregido de Recuperación (M Seg).

De los datos citados anteriormente, el que no ha -- sido explicado es el de Tiempo Corregido de Recuperación. Para obtener este dato, solo tenemos que dividir el tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal entre 2 y la interpretación de este dato sería, el tiempo que tarda un estímulo en conducirse de la parte exterior de las fibras Peri sinusales al Nodo S-A o viceversa.

4) Tiempo de Conducción Seno - Auricular (STRAUSS)

La finalidad de este estudio es la de conocer el período Refractario Efectivo Auricular. Los intervalos que nos interesan en este estudio son:

- A1 - A1 (BASAL)
- A1 - A2 (CICLO PRUEBA)
- A2 - A3 (CICLO DE RETORNO)
- A3 - A4 (CICLO POST-RETORNO)

Como se puede apreciar en lo anterior, el protocolo de estimulación para encontrar el "PRE-AURICULAR" será - de la siguiente forma:

Teniendo una frecuencia de estimulación un poco mayor a la basal, con el objeto de tenerla constante, se procederá a dar estimulación prematura, con incrementos de 10 ó 20 mili-segundos a intervalos de 8 ciclos cardiacos. Toda la información que se recoge es almacenada para posteriormente, guardarla en DISCO.

5) Períodos Refractarios.

Con esta prueba la información que se requiere obtener es la siguiente:

- Longitud del Ciclo de BASE (M Seg).
- Período Refractario Efectivo Auricular (M Seg).
- Período Refractario Efectivo del Nodo A-V (M Seg).
- Período Refractario Funcional del Nodo A-V (M Seg).
- Período Refractario Efectivo Ventricular (M Seg).

Esta prueba se auxilia de las Rutinas en Lenguaje Ensamblador. El protocolo de Estimulación lo fijará el Médico

co que realiza el estudio, y los datos que necesitamos al
macenar para conocer los Períodos Refractarios son:

a) S1 - S2

b) A1 - A2

c) H1 - H2

d) S2 - A2

e) A2 - H2

f) H2 - V2

g) A2 - V2

h) V1 - V2

La información que nos dan estos datos es el resultado del intervalo de tiempo entre dos eventos cardiacos, detectados por medio de electrodos intracavitarios, que se encuentran localizados en posiciones estratégicas.

Estos datos serán mostrados posteriormente al estudio en forma tabular, así como tambien en forma Gráfica.

f) Tablas de Estímulos y Respuestas.

Este bloque es el más esperado por el médico, ya que

consiste en mandar a el monitor, todos los datos que él ha cargado, así como todos los datos que se recolectarán en los estudios (Estímulos y Respuestas), la forma en que aparecen los datos es:

- 1) Datos Generales del Paciente.
- 2) Intervalos Básicos.
- 3) Estimulación Auricular Progresiva.
- 4) Tiempo de Recuperación del Nodo Sinusal.
- 5) Períodos Refractarios.

Al terminar el capítulo, se muestra un ejemplo de los resultados obtenidos en un estudio.

2) Gráficas.

La función de esta etapa del programa, es proporcionar al médico en forma gráfica los datos obtenidos en los estudios realizados y con ello facilitar la interpretación de los mismos. Las gráficas que se obtienen son:

1) Tiempo Estimado de Conducción Atrio - Sino - Auricular (TECASA).

Esta Gráfica está compuesta por:

$$\frac{A2 - A3}{A1 - A1} \% \quad \text{Contra} \quad \frac{A1 - A2}{A1 - A1} \%$$

$$\frac{A3 - A4}{A1 - A1} \% \quad \text{Contra} \quad \frac{A1 - A2}{A1 - A1} \%$$

2) Períodos Refractarios del Nodo A-V y Sistema de His - Purkinje.

Esta Gráfica está compuesta por:

$$H1 - H2 \quad \text{Contra} \quad A1 - A2$$

$$V1 - V2 \quad \text{Contra} \quad A1 - A2$$

3) Períodos Refractarios del Nodo A-V y Sistema de His Purkinje.

Esta Gráfica está compuesta por:

$$A2 - H2 \quad \text{Contra} \quad A1 - A2$$

$$H2 - V2 \quad \text{Contra} \quad A1 - A2$$

4) Períodos Refractarios del Nodo A-V

Esta Gráfica está compuesta por:

A1 - A2	Contra	V1 - V2
V2 - V2	Contra	V1 - V2

h) Impresión de Datos.

Esta parte del programa es la encargada de habilitar la impresora y además de formatear la impresión de datos, tales como:

- 1) Número de renglones por hoja
- 2) Número de caracteres por línea.
- 3) Número de espacios entre líneas.
- 4) Número de espacios en la parte superior de la hoja.
- 5) Número de espacios en la parte inferior de la hoja.

HOSPITAL DE CARDIOLOGIA Y NEUMOLOGIA
CENTRO MEDICO NACIONAL

ESTUDIO ELECTROFISIOLOGICO

NOMBRE: FAUSTO LOPEZ
ESTUDIO No. 1496492

FECHA: 21-VI-82
MEDICO TRATANTE: VELEZ

INTERVALOS BASICOS (mseg)

LCB	P-A	A-H	H-V	QRS	QT	MORFOLOGIA QRS
800	30	100	45	95	350	NORMAL

ESTIMULACION AURICULAR PROGRESIVA

LCE	A-H	H-V	DURACION-QRS	MORFOLOGIA	CONDUCCION / WENCKEBACH :
355	170	50	90	NORMAL	1:1
345	190	0	0	BRDHH	

TIEMPO DE RECUPERACION DEL NODO SINUSAL.
(estimulación durante un minuto).

LCE(mseg)	TCRS(mseg)
700	= 380
650	= 220
600	= 320
550	= 280
500	= 300

TIEMPO DE CONDUCCION SENO-AURICULAR (mseg)

A1-A1	A1-A2	A2-A3	A3-A4
960	700	1160	960
960	680	1200	1000
960	660	1200	1000
960	640	1080	900
940	620	1200	1000
940	600	1160	940
940	580	1200	1000
940	560	1200	1000
940	540	1200	1000
940	520	1200	1000
940	500	1200	1000
940	480	1200	1000
960	460	1200	1000
960	440	1200	1000
1000	420	1200	1120
1000	400	1160	960
1000	380	1160	1040
1000	360	1000	1000
1000	340	960	1000
1000	320	1120	960
1000	300	920	920
960	280	840	940
980	260	840	920
		700	

PRE AURICULAR = 250 mseg.

NOMBRE: FAUSTO LOPEZ FECHA: 21-VI-82

CONDUCCION ANTEROGRADA (INTERVALOS DE) Mseg.

S1-S2	A1-A2	H1-H2	V1-V2	S2-A2	A2-H2	H2-V2	A2-V2
480	480	480	480	40	110	50	160
460	460	460	460	40	110	50	160
440	440	450	450	40	120	50	170
420	420	435	435	40	125	50	175
400	400	410	410	40	125	50	175
380	380	400	400	40	130	50	180
360	360	390	390	40	140	50	190
340	340	0	0	40	0	0	0
320	325	0	0	45	0	0	0
300	305	0	0	45	0	0	0
280	285	0	0	45	0	0	0
260	270	0	0	50	0	0	0
240	250	0	0	50	0	0	0
220	240	0	0	60	0	0	0
200	225	0	0	65	0	0	0
180	0	0	0	0	0	0	0

(0 = SIN RESPUESTA)

LCB = 520 S1-A1 = 40 A1-H1 = 110 H1-V1 = 50 A1-V1 = 160

PRE NODO AV = 340 mseg PRF NODO AV = 390 mseg

PRE AURICULAR = 180 mseg.

INTERVALOS DE CONDUCCION RETROGRADA (mseg)

S1-S2	V1-V2	A1-A2	V2-A2
520	520	520	175
500	500	500	175
480	480	480	175
460	460	460	175
440	440	440	175
420	420	420	175
400	400	400	175
380	380	380	175
360	360	360	175
340	340	620	455
320	320	620	475
300	0	0	0

(0 = SIN RESPUESTA)

LCB = 520 mseg V1-A1 = 175 mseg

PRE AURICULAR = 300 mseg PRE NODO AV = inferior a 320mseg

CAPITULO VI.

SEGURIDAD ELECTRICA.

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

Si tomamos un registro de superficie de una persona, podemos ver que si cambiamos el ancho de banda del filtraje, leemos sumas vectoriales de potenciales eléctricos, de tal forma, que si tenemos un ancho de banda de 0.01 a 100 Hz, registraremos potenciales eléctricos cardiacos, si bajáramos este ancho de banda, tendríamos un registro de frecuencia respiratoria, en cambio si lo subimos, tendríamos un registro de ruido muscular. De esta forma, vemos que siempre existirá un potencial en la superficie del cuerpo y que éste siempre estará en equilibrio a menos de que un voltaje externo sea aplicado. Esto puede traer una infinidad de consecuencias, desde un pequeño susto (Sistema Nervioso) , hasta un paro cardíaco

co (Sistema Cardiovascular) el grado de lesión depende -
de:

- a) Nivel del potencial aplicado.
- b) Frecuencia del potencial aplicado.
- c) Callosidad de la piel.
- d) Cantidad de líquido retenido en la persona.

El problema se hace más serio, si la persona se encuentra con el tórax abierto, ya que la impedancia que representa la piel, ya no existe y por lo tanto, el nivel que se requiere para provocar un daño serio, es mínimo. (Más de 10 microampers).

Existen 3 formas de causar daños serios al paciente con nuestro sistema y son:

- a) Corrientes de fuga en el marcapasos.
 - b) Corrientes de fuga en los circuitos de registros intracavitarios cardiacos.
 - c) Corrientes de fuga en el circuito de registro de superficie.
- a) Corrientes de fuga en el marcapasos.

Para eliminar en parte este problema, se ha decidido por usar un sistema de tierra flotante (baterías) en el marcapasos, con lo cual eliminamos el problema de que el paciente al tocar alguna parte metálica (cama, Chasis, equipo electrónico, etc.) cargada eléctricamente, sea dañado, debido a el paso de esa corriente hacia tierra.

Otro problema que puede presentar el marcapasos, es el que se refiere a algún desperfecto de sus partes, con lo cual provocaría un problema serio en el paciente. Esta falla, también se puede presentar en los equipos de marcapaseo comerciales, los cuales no se hacen responsables ante tal situación.

b) Corrientes de fuga en los circuitos de Registros Intracavitarios Cardiacos.

Como ya habíamos mencionado anteriormente, lo más crítico se tiene, cuando el paciente se encuentra con el tórax abierto, en este caso, el paciente no se encuentra en esa situación, pero el riesgo se hace igual de crítico, ya que el paciente tiene electrodos colocados dentro

del corazón, y el nivel de corriente máximo permitido es de (10 microampers). La impedancia que tienen nuestros circuitos de entrada es de $1 \times 10^E 12$ OHMS con esto -- aseguramos que no tendremos problemas con corrientes de fuga en los electrodos.

Otro tipo de problema que se puede presentar, es -- una corriente de fuga de electrodo a tierra, por este motivo, hemos limitado la corriente que circula a tierra de nuestros circuitos de registros intracavitarios, y el -- máximo valor de corriente que puede circular a tierra es de 1.5 micro-ampers.

c) Corrientes de fuga en el circuito de Registro de Superficie.

El problema en el registro de superficie es menos -- crítico que en el intracavitario, pero para no tener problemas de Seguridad Electrica, hemos utilizado los mismos circuitos de entrada con una impedancia de $1 \times 10^E 12$ OHMS. Al igual que los registros intracavitarios, la -- tierra se tiene limitada a 1.5 Micro-Ampers.

C O N C L U S I O N E S .

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

Dentro de la realización del proyecto, surgieron di-
ficultades desde la más intracendente hasta la más comple
ja, las cuales fueron solucionadas, siendo esto un ali --
ciente para continuar con el proyecto y dándome la seguri
dad de poder alcanzar el objetivo fijado.

De entre los resultados obtenido se pueden resumir
los siguientes:

Los experimentos que hasta la fecha se han realiza-
do con el Sistema diseñado, han sido del todo satisfac-
torios y se espera proceder a realizar estudios con per-
sonas, esperando no tener ningún contratiempo.

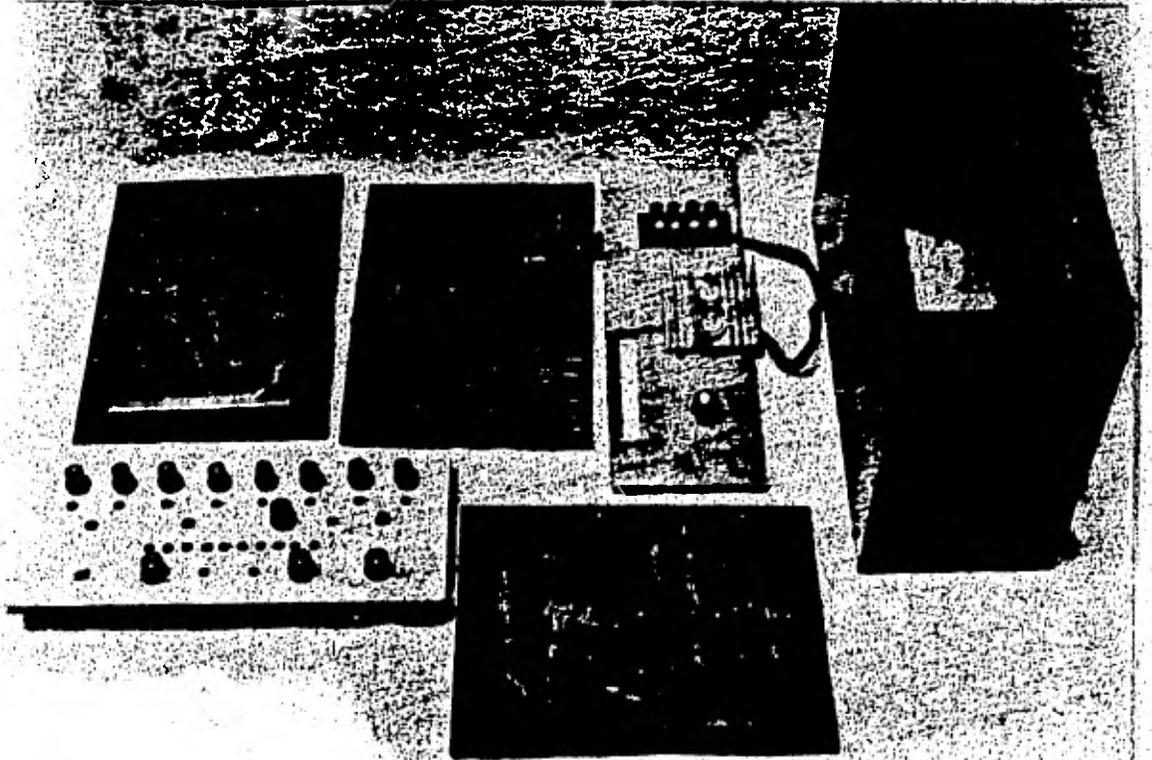
Para el diseño y construcción del proyecto, se buscó utilizar materiales económicos y de fácil adquisición en nuestro país.

- En el aspecto de Seguridad Eléctrica, se puso atención especial, y se lograron obtener niveles dentro de los límites permitidos.

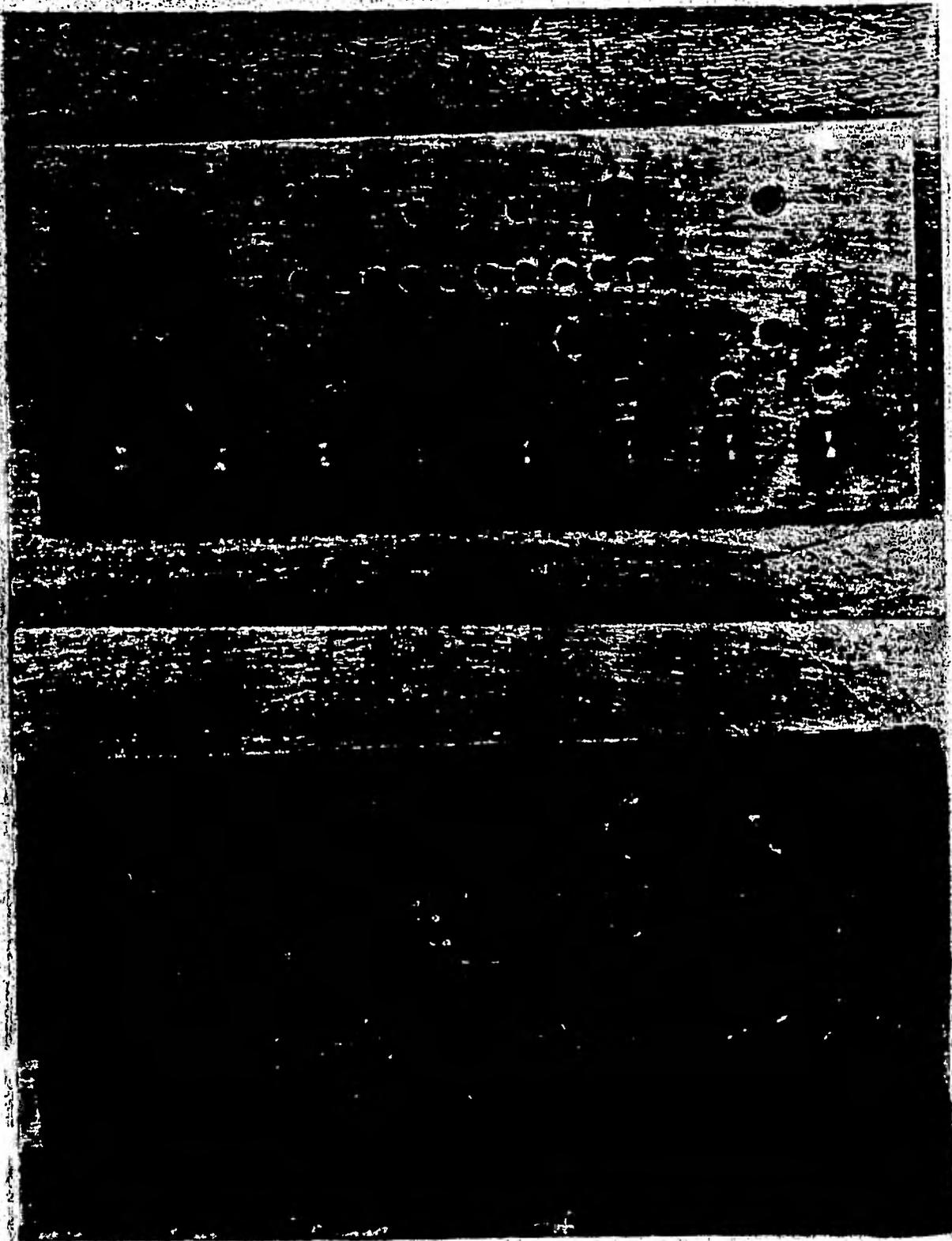
- Dentro del campo de la programación el proyecto realizado abarca 5 estudios, quedando esto libre, para que en el futuro el número de estudios sólo se limite por la imaginación y conocimientos de las personas que integren el grupo de trabajo interdisciplinario.

- El desarrollo de este trabajo de investigación, es sólo el principio de las aplicaciones que se podrían dar a un sistema muy parecido. Una de estas aplicaciones sería la de registrar los mismos potenciales intracavitarios cardiacos (A-H-V) pero en la superficie del cuerpo, por medio de promediación de señal (al promediar señal con ruido se elimina el ruido). Otra de las aplicaciones que se tienen en puerta, es la de usar el sistema para interpretación de Registros de Electroencefalografía.

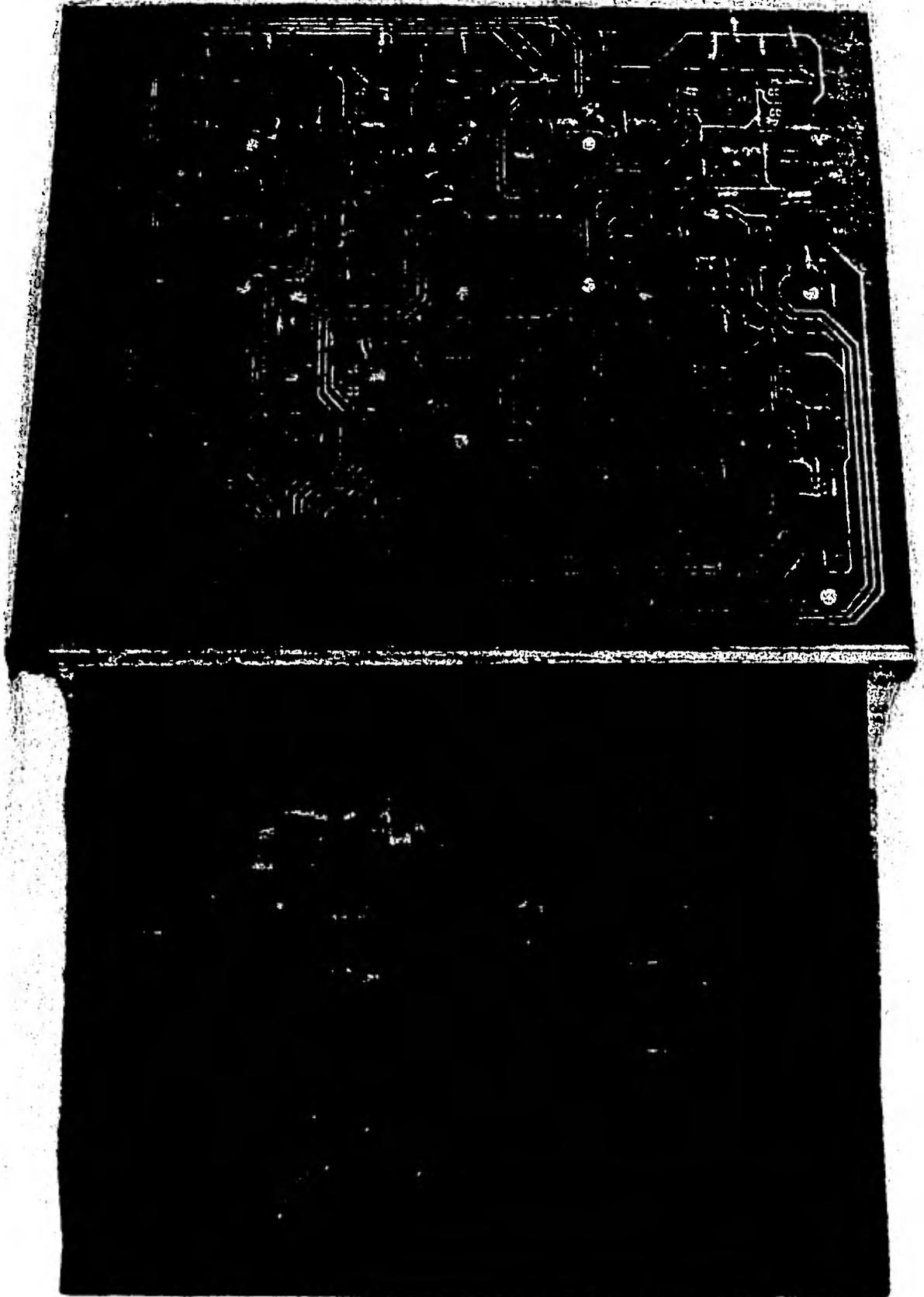
- Debido a que la duración del Seminario NO puede -
ser muy larga, se presenta el diseño y construcción de -
este trabajo interdisciplinario, quedando así, abierto el
camino para la investigación.



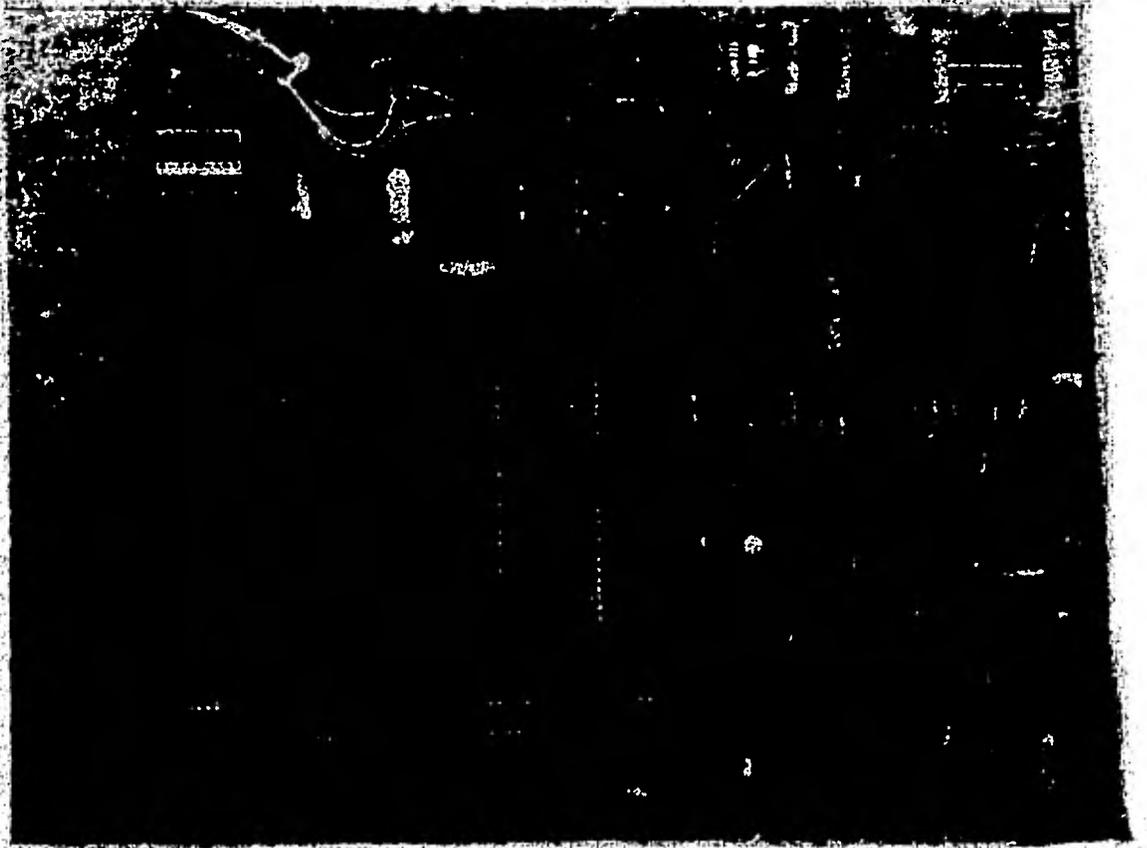
TARJETA DE CONTROL

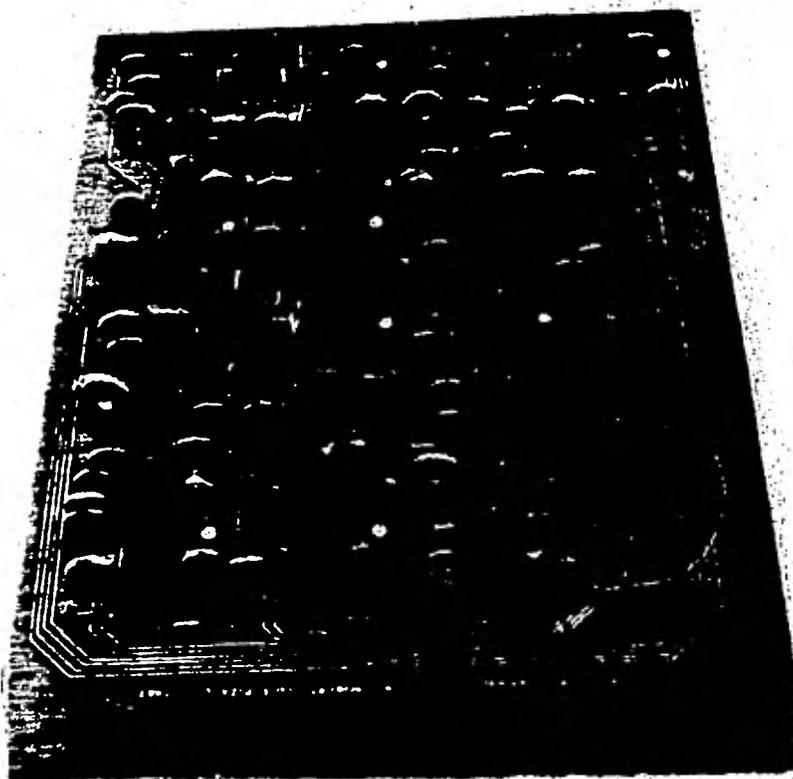


TARJETA DE REGISTRO CARDIACO



TARJETA MARCAPASOS Y FUENTES REGULADAS.





B I B L I O G R A F I A.

- 1 ALANIS, J., GONZALEZ, H, AND LOPEZ, E.: Electrical Activity of the bundle of his. J.Physion 142:127,- 1958, 147:315, 1959.
- 2 ALEXIS BELLO A., HILDA VELARDE, Conceptos sobre - la estimulación cardiaca artificial, Medtronic.
- 3 BERBARI E. LAZZARA, R.: Noninvasive techniqe for detection of electrical activity during the P-R - segment. Circulation 48:1005 1973 .
- 4 BERBARI, E., LAZZARA, R. AND SCHERLAGO B.: Surface recording technique for detecting electrical activity during the P-R ségmento. Am J. Cardio 31:120, 1973, 31:232. 1973
- 5 BERBARI EJ. LAZZARA R. EL SHERIF N. SCHERLAG BJ: - Extracardiac recordings of His Purkinje activity - during conduction disorders and junctional rhythms. Circulation 51: 802, 1975.
- 6 BERBARI EJ: A noninvasive techniqe for recording the depolarization potentials of the heart"s electrical conduction system. Master"s Thesis, University of Miami, Janauary, 1973
- 7 BERRY H. RANGANATHAN, N. WINCHESTER BT. Surface -- His bundle recordings by the signal averaging method. Circulation 49-50 (suppl III); 111-III, 1974.
- 8 BERTIL JACOBSON and JOHN G. WEBSTER, Medicine and Clinical Engineering, Englewood Cliffs, New Jersey, 1977.
- 9 BROOKS, CH. HOFFMAN, B.F.: Suckling, E.E. y Orias, O.: Excitability of the Hear. Grune anda Stratton, New York, 1955.

10. CABRERA, E. y GAXIOLA A.: Teoria y Práctica de la electrocardigrafía, 2a. Ed. Prensa Médica Mexicana, 1966.
11. CASTELLANOS, A., CASTILLO, C., AND AGHA, A.: Contribución of His bundle recording to the understanding of clinical arrhythmias. Amer J. Cardiol - 28:499, 1971.
12. CORDIS CORPORATION., the Cordis Omnicor Programmable Pacing System, Miami Florida, USA, 1974.
13. CSAPO ET AL: Disappearing His deflection: electrocardiogram evidence for conduction defect within the His Bundle. Br. Heart J 40 (10): 1153:64, Act.
14. DALE DUBIN, Electrocardiografía práctica 1976
15. DAMATO, A., LAU, S., AN HELFANT, R.: A study of heart block in man using His bundle recordings. Circulation 39: 297 1969
16. DAMATO, A., LAU, S., AN HELFANT, R.: Study of atrioventricular conduction in man using electrode catheter recordings of His bundle activity. Circulation 39:297, 1969.
17. DAMATO, A.: Noninvasive methods for recording bundle oh His activity. Amer J. Cardio 33:444, 1974.
18. DAMATO AND LAU, S.: Clinical value of the electrography of the conduction system. Prog. Cardiovasc Dis 13:119, 1970
19. DAMATO, A., LAU, S., AND ROSEN, K.: Recording Of-specializaed conduction fibers in man using an electrode catheter technic. Circulation 39:435, - 1969.

- 20 FLOWERS NC, HORAN LG: Surface recordings of low level internal signals in Biomedical electrode technology: Theory and Practice, edited by Miller Ha, - Harrison D.C., New York, Academic Press, 1974.
- 21 FLOWERS NC, HAND, R.C. ORANDER, PC. MILLER, KB, -- WALDEN, Mo. HORANLG? Surface recording of electrical activity form the region of the Bundele of -- His. Am J. Cardiol 33:384, 1974
- 22 FLOWERS, N., HAND, R.: Surface recording of electrical activity from the region of the bundle of His, Amer J.Cardiol 33;384-389 1974.
- 23: FURNESS, A., SHARRATT, G., CARSON, P.: The Feasibility of detecting His bundle activity form the body surface. Cardiovasc. Res 9: 390-396, 1975.
- 24 FURNESS, A., SHARRATT, GP, CARSON P : The feasibility of detecting His bundle activity from the -- body-surface. Cardiovasc Res 9: 390 1975.
- 25 GALLAGHER, J., DAMATO, A., AND LAUR, S.: Antecubital vein approach for recording His bundle activity in man. Amer Hear J 85: 199, 1973.
- 26 GIRAUD, G., PUECH, P., AND LATOUR, H.: Variations de potential lies a l"activite du systeme de conduction auriculo-ventriculaire ches l"homme. Arch Mal Coeur 53:757-776, 1970
- 27 GIRAUD, G., PUECH, P., AND LATOUR, H.: L"activite-electrique physiologique du noeud de tawara et du faisceau de His chez l"homme Bull acad Nat Med -- 363. May 1960.

- 28 M. SCHALDACH and S. FURMAN, Advances in Pacemaker Technology, New York, N Y USA, 1975.
- 29 HOFFMAN, B., CRANFIELD, P., AND STUCKEY, J. Direct measurements of conduction velocity in-situ - specialized conduction system of mammalian heart. Proc Soc Exp. Biol Med 102:55, 1959.
- 30 LANCE A. LEVENTHAL, 6502 Assembly Language Programming, Osborne/MC Graw-Hill, California, USA, 1979.
- 31 MARVIN L. DE JONG, Programming Interfacing the - - 6502 With experiments, Howard W. Sams, Co. Inc. -- Indianapolis Indiana USA, 1980.
- 32 Medtronic Inc., Cardiac Pacemakers, Minnesota, - - USA, 1980.
- 33 Medtronic Inc., Manual Technical, Multi programmable Pulse Generators, Minneapolis Minnesota, USA, 1979
- 34 Medtronic Inc., Implantable Pulse Generators, - -- Technical Manual, Minneapolis, Minnesota, USA, -- 1978.
- 35 M. SCHALDACH and S. FURMAN, Advances in Pacemaker Technology, New York, NY USA, 1975.
- 36 NARULA, O., SCHERLAG, B., AND SAMET, P.: Pervenous Pacing of the specialized conduction system in man. Circulation 41:77, 1970.
- 37 NARULA, O., SCHERLAGO, B., AND SAMET, P.: Analysis of the A-V conduction defect in complete heart block - utilizing His Bundle electrograms. Circulation - 41:437, 1970
- 38 NARULA, O., SAME, P., AND SCHERLAGO, B.: Localization of A-V conduction defects in man by recording of the His bundle electrogram. Amer J. Cardiol -- 23:228, 1970.

- 39 NARUAL, O.: His bundle electrocardiography and -- clinical electrophysiology f.a. Davis Companu, -- 1975.
- 40 NARULA, O. SAME, P., AND MARAMBA, L.: Signifi --- cance of his bundle and left bundle recording -- from the left heart in man. Circulation 42:385, - 1970.
- 41 NARULA, O., RUNGE, M, AND SAMET, P.: A new - - - - catheter techniqe for His bundle recording via - the arm veins. Brit Heart J. 35:1226, 1973.
- 42 NATIONAL SEMICONDUCTOR, Linear Aplicaciones Hand - book, 1978.
- 43 NATIONAL SEMICONDUCTOR, Voltaje Regulator Handbook, Santa Clara, California, USA, 1978.
- 44 ONKAR S. NARUAL, M.D. : Validation of His Bundle- Recordings: Limitations of the Catheter Technique.
- 45 THE H-Q TIME IN CONGESTIVE CARDIOMYOPATHIES. PROBST. P.er al am heart J. 97 (4) 436-41 April 79.
- 46 PUECH, P., AND GROLLEAU, R.: L'activite du faisceau de His normale et pthologique. Sandoz editions - 95, 1972.
- 47 P.W. MACFARLANE, Progress In Electrocadiology, -- University of Glasgow, 1979
- 48 REPOR OF THE COMMITTEE ON ELECTROCARDIOGRAPHY. Ame rican Heart Association: Recommendations for - -- Standarization of Leads and Specifications for - - Instruments in Electrocadiography and Vecto car-- diography, Circulation 52- page 11, August 1975.
- 49 ROSEN, K.: The contribution of His bundle recording to the un derstanding of cardiac conduction in man. Circulation 43:961, 1971, 43: 667, 1971.

- 50 ROSEN K.: Evaluation of cardiac conduction in the cardiac catheterization laboratory. *Amer J. Cardiol* 30L701, 1972.
- 51 SCHERLAGO, B., DAMATO, A., AND HELFANT, R.: Catheter technique for recording His bundle activity in man. *Circulation* 39:13, 1969,
- 52 SCHERLAGO, B., ABELLERIA, J., AND SAMET, P.: Electrode catheter recording from the His bundle and left bundle in the intact dog. *Research in - - - Physiology*, Aulo, Gaggi, Editore, Bologna, 223-238, 1971.
- 53 SCHERLAGO, B., SAMET, P., AND HELFANT, R.: His bundle electrogram. *Circulation* 46:601, 1972.
- 54 SCHERLAGO, B., KOWSOWSKY, B., AND DAMATO, A.: A technique for ventricular pacing from the His bundle of the intact heart. *J. Appl Physiol* 22(3): 584-587, 1967.
- 55 SCHERLAGO BJ, MARULA OS, LISTER JW, SAMETP: Analysis of atrio-ventricular conduction by direct intracardiac recordings, *J Mt Sinai Hosp.* 37, 266, 1970.
- 56 SOD-PALLARES, D. BISTENI, A.: MEDRANO, GA Y PONCE DE LEON J.J.: Electrocardiography and Vectocardiography, Correspondence Course Sodi-Pallares, D. México, 1966.
- 57 SODI-PALLARES, D.: Symposium on Electrocardiography and Congenital Heart Diseases. Introduction: Deductive ECG and Congenital Heart Diseases. *Am J. Cardiol*, 21: 617, 1968.
- 58 SODI-PALLARES, D., MEDRANO, G., BISTENI, A.: The Electrograms of the conductive tissue in the normal dog's heart. *Amer J. Cardiol* 4: 459-463, 1959.

- 59 STOPCZYK MJ, KOPEC J, ZOCHOWSKI RJ, PIENIAK M: --
Surface recording of electrical heart activity during the P-R segment in man by a computer averaging technique Proc World Congress Of Cardio. 162, 1974.
- 60 SYNERTEC, Programming Manual MCS 6500, MOS Technology Inc., Santa Clara California, USA, 1975.
- 61 TOBEY-GRAEME- HUELSMAN, OPERATIONAL AMPLIFIERS --
DESIGN and APPLICATIONS, 1971.
- 62 WATSON, H., EMSLIE*SMITH, D., AND LOWE, K.: The -
Intracardiac electrocardiogram of human atrioventricular conducting tissue. Am Heart J. 74: 1967.