

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE CANARIAS

ESCUELA UNIVERSITARIA DE TELECOMUNICACIONES

PROYECTO FIN DE CARRERA

ESPECIALIDAD: EQUIPOS ELECTRONICOS.

TITULO: ELECTROESTIMULADOR
 CARDIACO
 PROGRAMABLE II

AUTOR:

TUTOR:

D. JOSE V. RAMIREZ ARMAS

D. MIGUEL PEÑATE SUAREZ

SE AGRADECE LA COLABORACION DE:

D. ANTONIO MANUEL PEREZ GONZALEZ

I N D I C E

INTRODUCCION.....0

APARTADO 1.MARCAPASOS CARDIACOS.

1.1.- Introducción..... 3

1.2.- Anatomía funcional de los marcapasos cardiacos..6

1.2.1.- Estructura de los marcapasos cardiacos.....6

1.2.1.1.- Partes constitutivas.....6

1.2.2.- Estructura de las fuentes de alimentación....7

1.2.2.1.- Fuentes de alimentación primarias.....7

1.2.2.2.- Fuentes de alimentación secundarias.....8

1.2.2.3.- Fuentes de alimentación biológicas.....	8
1.2.3.- Estructura de los circuitos electrónicos.....	9
1.2.3.1.- Circuitos discretos.....	9
1.2.3.2.- Circuitos integrados híbridos.....	9
1.2.3.3.- Circuitos integrados monolíticos.....	10
1.2.4.- Catéteres.....	10
1.2.4.1.- Catéteres unipolares endocavitatorios....	11
1.2.4.2.- Catéteres bipolares endocavitatorios....	12
1.2.4.3.- Catéteres miocárdicos (epicárdicos)....	13
1.2.5.- Características de la espiga.....	13
1.2.5.1.- Onda cuadrada.....	14
1.2.5.2.- Onda monofásica y bifásica.....	14
1.2.5.3.- Espiga de tensión y de corriente.....	15
1.2.6.-Funcionamiento de los circuitos electrónicos.	17
1.2.6.1.- Marcapasos de frecuencia fija.....	17
1.2.6.2.- Marcapasos inhibidos por la onda R.....	18
1.2.6.3.- Marcapasos disparados por la onda R.....	21
1.2.6.4.- Marcapasos bifocal por demanda.....	23
1.2.7.- Magnitudes eléctricas de estimulación proporcionadas por los circuitos electrónicos...	24
1.2.7.1.- Ancho del pulso.....	25
1.2.7.2.- Amplitud.....	25

1.2.7.3.- Carga eléctrica transferida.....	25
1.2.7.4.- Energía transferida.....	26
1.2.7.5.- Densidad de corriente.....	27
APARTADO 2.-	
CONCEPTOS	
GENERALES	
DE	
ELECTROCARDIOGRAFIA	29
2.1.- Fundamentos.....	29
2.2.- Derivaciones.....	37
2.3.- Observaciones generales.....	40
2.3.1.- Frecuencia.....	41
2.3.2.- Ritmo.....	44
2.3.2.1.- Ritmos variables.....	44
2.3.2.2.- Extrasístoles y fallas.....	46
2.3.2.3.- Ritmos rápidos.....	49
2.3.2.4.- Bloqueos cardiacos.....	51
2.3.3.- Eje.....	52
2.3.4.- Hipertrofia.....	54

2.3.5.- Infarto.....	55
APARTADO 3.- DESCRIPCION GENERAL DEL HARDWARE.....	58
3.1.- Ordenador PC.....	58
3.2.- Módulo electroestimulador.....	59
3.2.1.- Tarjeta de comunicaciones para ordenador PC.....	59
3.2.1.1.- Estructura general.....	60
3.2.2.- Unidad de control de tiempos.....	62
3.2.2.1.- Temporizador programable.....	62
3.2.2.2.- Base de tiempos.....	69
3.2.3.- Control de la amplitud de los impulsos.....	70
3.2.4.- Unidad de excitación de salida.....	70
3.2.4.1.- Modo tensión.....	71
3.2.4.2.- Modo corriente.....	72
3.2.5.- Unidad de aislamiento.....	73
3.2.6.- Unidad de monitorización acústica-luminosa..	75

3.2.7.- Unidad de control E/S.....	75
3.2.7.1.- Constitución.....	76
3.2.7.2.- Modos de trabajo.....	77
3.2.7.3.- La palabra de control.....	78
3.2.8.- Logica combinacional.....	80
APARTADO 4. DESCRIPCION GENERAL DEL SOFTWARE.....	80
4.1.- Características de edición de las secunencias..	81
4.1.1.- Distintos parámetros.....	81
4.1.2.- Modific. a licadas a los parámetros.....	82
4.2.- Modos de funcionamiento.....	83
4.3.- Opciones en el modo de trabajo.....	85
4.4.-Distintos rangos y comprobación de rebasamiento.	86
4.5.- Evolución de la programación principal.....	88
4.5.1.- Introducción de parámetros.....	89
4.5.1.1.- Modos de funcionamiento.....	89

APARTADO 5. SEGURIDAD ELECTRICA DEL EQUIPO MEDICO....92

5.1.- Seguridad de los equipos biomédicos....92

5.2.- Clasificación de los equipos biomédicos en relación con la seguridad.....93

5.3.- Seguridad eléctrica de las instalaciones hospitalarias.....95

5.4.- Efectos de las corrientes eléctricas en el organismo.....97

5.4.1.- Nivel de percepción de corrientes eléctricas.....98

5.4.2.- Contracciones musculares.....99

5.4.3.- Fibrilación cardíaca.....100

5.4.4.- Fibrilación por medio de catéteres..101

5.4.5.- Consideraciones generales.....102

5.5.- Estudio de casos de peligro eléctrico..103

5.5.1.- Rotura del conductor de tierra.....106

5.5.2.- Equipos no puestos a tierra.....107

5.5.3.- Naturaleza del circuito de tierra...107

5.5.4.- Peligro en cardioscopios a baterías.108

CONCLUSION113

PROGRAMA DE CONTROL DEL SISTEMA.....115

APENDICE 1.- Figuras y diagramas

APENDICE 2.- Esquemas

BIBLIOGRAFIA

INTRODUCCION.

En el presente proyecto se desarrolla e implementa un electroestimulador cardíaco programable, con la finalidad de facilitar y mejorar, si es posible, los estudios actuales de electrofisiología cardíaca.

En el desarrollo de este proyecto se ha utilizado un ordenador personal, formando parte del sistema, con lo que se consigue mayor versatilidad y se amplían los tipos de estudios a realizar por el electroestimulador.

Un electroestimulador está concebido como una herramienta de trabajo para realizar estudios electrofisiológicos específicos del corazón.

Una de las aplicaciones más importantes de los electroestimuladores, es la de ayudar a estudiar qué tipo de marcapasos es el más adecuado a implantar a un paciente con un problema concreto de corazón.

La posibilidad de poder aplicar distintos valores a las señales de estimulación y poder modificarlos en todo momento se consigue con un electroestimulador programable.

Idealmente un electroestimulador cardíaco programable debe ofrecer las siguientes características:

a) Posibilidad de disponer de dos modos de salida, uno en tensión y otro en corriente.

b) Posibilidad de ofrecer secuencias de impulsos modificables en sus parámetros, y que se puedan crear distintas secuencias dependiendo del tipo de estudio a realizar.

c) Con respecto a la seguridad, debe contener una unidad de aislamiento, que asegure la minimización de riesgos para el paciente.

A su vez en el sistema de estimulación además del electroestimulador propiamente dicho, debe haber un osciloscopio para visualizar la salida del equipo, así como un electrocardiografo para ver cual es la respuesta del paciente en todo momento a los impulsos de estimulación.

En la parte teórica del proyecto se hace un estudio sobre los actuales marcapasos cardíacos, donde se explica su constitución, su funcionamiento, así como las distintas magnitudes eléctricas de estimulación. También se detalla los distintos tipos de catéteres existentes.

Por otra parte se exponen una serie de conceptos básicos sobre electrocardiografía, fundamentales para entender el funcionamiento del corazón y las señales que de él se obtienen en el electrocardiograma.

Con respecto a la parte práctica hay que destacar que el sistema está compuesto por un ordenador personal y el electroestimulador desarrollado en este proyecto.

El electroestimulador está formado básicamente por las siguientes unidades:

- a) Tarjeta de comunicaciones.
- b) Unidad de control de tiempos.
- c) Unidad de control de E/S.
- d) Unidad de control de amplitud de los impulsos.
- e) Unidad de excitación de salida.
- f) Unidad de monitorización acústica-luminosa.
- g) Unidad de aislamiento.

El programa principal está hecho en lenguaje BASIC, y nos permite entre otras cosas introducir, modificar y visualizar parámetros, así como seleccionar el modo de trabajo y el tipo de monitorización.

Finalmente se incluyen una serie de gráficos, diagramas y esquemas que ayudan a la mejor comprensión del presente proyecto.

APARTADO 1. MARCAPASOS CARDIACOS.

1.1. INTRODUCCION.

La estimulación eléctrica cardíaca mediante el implante de marcapasos, es en la actualidad un procedimiento corriente, que se puede realizar en centros médicos dotados de un equipamiento adecuado. Pero restarle importancia puede provocar un incremento de la mortalidad a cifras alarmantes, y caer en la falsa conclusión de que el mismo es poco fiable.

Como se puede observar en la historia de la estimulación cardíaca, esta terapéutica se concreta como tal, hace alrededor de veinte años; y en breve período, se han producido avances tan espectaculares, que los mismos pierden vigencia en poco tiempo. Ello obliga a un permanente estudio y actualización de los conocimientos.

Las nuevas indicaciones; el diseño de nuevos sistemas de estimulación, muchos de ellos muy complejos; y el hecho de tratar pacientes durante muchos años con estimulación artificial; determinan que la solución de algunas complicaciones, tanto desde el punto de vista clínico como quirúrgico, creen encrucijadas muchas veces difíciles de solucionar.

En otras palabras, es evidente que quienes se dediquen a tratar estos pacientes (cardiólogos, cirujanos etc...), deben tener amplios conocimientos sobre el tema; pues el tratamiento de las arritmias con marcapasos, el enfoque quirúrgico de las complicaciones, y aún el enfoque psicológico, mal encarados pueden derivar en situaciones difíciles, que en otras circunstancias hubieran sido mejor conducidas y sin consecuencias.

Las nuevas tecnologías tratan de conseguir equipos que permitan realizar estudios específicos del corazón antes de la realización de una intervención. Un equipo muy importante para este tipo de estudios es el electroestimulador cardíaco por vía endocavitatoria. Aunque hasta la fecha no se han realizado equipos muy flexibles, lo que ha motivado, que todavía no se le considere como una de las herramientas más importantes en los estudios electrofisiológicos del corazón.

El poder realizar un estudio electrofisiológico del corazón, nos permite en el caso de la colocación de marcapasos, llegar a saber con bastante exactitud, que tipo de marcapasos es el más adecuado para el paciente.

La colocación de un marcapasos a un paciente no cura lógicamente su afección sino que la modifica en su evolución, si el marcapasos colocado es el más exacto que necesita el paciente, con más éxito hemos realizado la intervención.

El equipamiento para el correcto tratamiento de estos pacientes, exige algunos elementos que consideramos imprescindibles. El implante de marcapasos por vía endocavitatoria debe hacerse en un quirófano destinado a tal efecto, con un equipo rodante de rayos, con intensificador de imagen y televisión; además debe contar con monitores para control de presiones y ritmo del corazón, y con algo muy importante que son los marcapasos externos para estimulación cardíaca transitoria.

Es necesario destacar que, de no contar con un equipo completo no se debe implantar ni siquiera un marcapasos por vía epicárdica (miocárdicos o epicárdicos).

Obviamente, consideramos fundamental contar con una unidad de cuidados intensivos, con personal entrenado en este tema; así como la existencia de un banco de prótesis.

En la figura 1.a se pueden ver los dos tipos de estimulación monopolar y bipolar. En la figura 1.b se pueden ver marcapasos implantables permanentes endocavitatorios (unipolar o monopolar) y miocárdicos con y sin suturas. Además en la figura 1.c se puede ver otro modelo de marcapasos externo pero por vía endocavitatoria, aunque también existen externos sin tener que entrar en el interior del cuerpo (por vía no invasiva).

1.2.-ANATOMIA FUNCIONAL DE LOS MARCAPASOS CARDIACOS.

La electrónica ha marcado uno de los hitos más importantes de la tecnología con su arrolladora evolución invadiendo todos los campos de la vida moderna.

En la medicina ocupa un lugar que se expande de forma cotidiana y una de sus aplicaciones son los marcapasos o estimuladores cardíacos (externos o internos), de los cuales depende la vida de numerosos pacientes.

A lo largo de este capítulo indicaremos los aspectos técnicos más significativos.

En la primera parte se hará un estudio de cada uno de sus componentes en todos sus aspectos formales y estructurales. En la segunda, se estudiara la integración de estos componentes.

1.2.1.- ESTRUCTURA DE LOS MARCAPASOS CARDIACOS.

1.2.1.1.-Partes constitutivas:

Los marcapasos cardíacos tienen tres partes que son comunes a todos ellos. Estas tres partes, o grupos de elementos que componen el marcapasos deben ser estudiadas por independiente y luego todo el conjunto integradamente.

Para mayor claridad se han separado las tres partes fundamentales que lo componen:

- Fuente de alimentación.
- Circuito electrónico.
- Catéter de salida.

1.2.2.- ESTRUCTURA DE LAS FUENTES DE ALIMENTACION.

La fuente de alimentación es la encargada de proveer la energía que el circuito electrónico transformará en las espigas de estimulación, durante toda la vida útil del marcapaso.

Las fuentes de alimentación se dividen básicamente en tres tipos:

- Primarias.
- Secundarias.
- Biológicas (de menor importancia).

1.2.2.1.-Fuentes de alimentación primarias.

Son aquellas en las que el desprendimiento de energía está basado en un proceso irreversible, electroquímico o electrofísico. La irreversibilidad del producto implica la imposibilidad de recarga. Las más utilizadas son de dos tipos básicos: químicos y físicos o isotópicos. Entre las químicas podemos citar las baterías de Litio y en las isotópicas hay que destacar

dos modelos las de Plutonio 238 y el Promedio 147.

1.2.2.2.-Fuentes de alimentación secundarias.

Las fuentes de alimentación secundarias son aquellas que se basan en el principio de reversibilidad de los procesos químicos que generan la tensión. Esto nos indica que nos permite la oportunidad de ser recargadas, evitando el cambio del generador por un periodo bastante largo.

Se han utilizado modelos recargables de baterías de níquel-cadmio. El paciente debe de realizar la carga de las mismas, mediante un aparato ad-hoc una vez por semana, aproximadamente. Aunque las nuevas tecnologías de construcción de baterías han aumentado el tiempo de duración de la misma siempre en atención al paciente.

1.2.2.3.-Fuentes de alimentación biológicas.

Existen varios desarrollos de fuentes, cuya energía está proporcionada por el propio organismo humano, con el accionar mecánico, del esfuerzo muscular o a nivel de los procesos químicos-electrolíticos del organismo. Entre ellos tenemos los electrodos de negro de platino y magnesio en distintas aleaciones. Pero pese a la autoalimentación de los marcapasos cardíacos, aún no se a logrado ningún desarrollo que pueda dar la confiabilidad y la durabilidad necesarias y exigidas.

1.2.3.- ESTRUCTURA DE LOS CIRCUITOS ELECTRONICOS.

Indicaremos básicamente:

- Circuitos discretos.
- Circuitos híbridos.
- Circuitos integrados monolíticos.

1.2.3.1.-Circuitos discretos.

Los circuitos discretos están formados por elementos individuales que son conectados entre si. Estos elementos electrónicos tanto pasivos como activos son conectados sobre una placa de una manera ordenada y con una disposición tal, que ocupen el menor espacio posible sin interferencias entre si.

1.2.3.2.-Circuitos integrados híbridos.

La miniaturización de la electrónica, produjo en la década de los 60 una nueva tecnología, la de los circuitos integrados híbridos. En forma esquemática diremos que los componentes se confeccionan mediante técnicas de microfotografía y tratamientos químicos. De esta manera el espacio físico ocupado por los componentes se reduce considerablemente. Los elementos activos (transistores, FET, etc...), son colocados sobre los elementos pasivos de acuerdo a una disposición previa,

formando así el circuito integrado híbrido.

1.2.3.3.-Circuitos integrados monolíticos.

A finales de los 60 otro aporte de la electrónica vino a dar como resultado los circuitos integrados monolíticos.

En ellos se ha eliminado el montaje de los componentes activos sobre los pasivos, para realizar el ensamblaje simultáneo en un solo substrato.

Estos circuitos ocupan una superficie considerablemente menor que un circuito discreto.

1.2.4.- CATÉTERES.

La tercera pieza de los marcapasos cardíacos, es el catéter. Esta es la unión física entre el generador de pulsos (unidad de salida) y el efector final que es el corazón. Entre la gran variedad de modelos y tipos de catéteres existentes, haremos una clasificación según su forma y lugar de aplicación. Aclararemos muchos puntos en cuanto a modelos y características de los mismos.

En la figura 2 se muestran algunos modelos de catéteres endocavitatorios (en el interior de la cavidad cardíaca) los mismos pueden ser unipolares o bipolares. En la figura 3 se pueden ver algunos modelos de catéteres miocárdicos (epicárdicos), estos se caracterizan por ir en la parte exterior de la cavidad cardíaca, los mismos pueden ir colocados con sutura o sin ella.

1.2.4.1.-Catéteres unipolares endocavitatorios.

De las distintas series de marcapasos fabricados hasta la fecha, la mayoría son del tipo unipolar. Este catéter ha sido diseñado desde los comienzos de la tecnología de los marcapasos, hasta la fecha de hoy.

Hoy en día están constituidos por un alambre de aleaciones especiales, que son particulares para cada fabricante, este alambre está enrollado axialmente, dejando en su interior una luz para el pasaje del mandril. El conductor así dispuesto tiene una cobertura aislante que es biológicamente inerte.

Las diferencias más significativas de los catéteres unipolares están dadas por el conector a la caja del generador y por la punta de estimulación. En modelos, cada fabricante considera su modelo como el más eficaz.

Los dos sistemas de conectores más utilizados se basan en criterios mecánicos distintos. Entre ellos tenemos el de tipo bayoneta y tipo tornillo.

A.-Conectores tipo bayoneta.

En los cuales la conexión se hace con un simple giro del conector del catéter dentro del homologado de la caja ejerciendo presión hacia el interior para obtener un eficaz anclaje. La estanqueidad se obtiene mediante las superficies de contacto de materiales blandos,

generalmente son gomas siliconadas, que impiden la entrada de fluidos orgánicos a las partes metálicas de los conectores.

B.-Conectores con tornillo.

En estos conectores, la unión entre la caja del generador y del catéter está asegurada por la introducción de un saliente metálico del catéter de la caja, y fijado con un tornillo de anclaje para impedir deslizamientos. También en estos conectores la estanqueidad está proporcionada por gomas de silicona.

La punta de estimulación ha tenido la evolución lógica de la experiencia dada por los años de implantación de marcapasos cardíacos. La forma y tamaño ha sido motivo de extensas discusiones, que aún se producen.

También la forma de la punta ha tenido distintos diseños para lograr un anclaje eficaz en el endocardio. La actual tendencia es la cónica, en la cual la base del cono sirve para impedir el retroceso del electrodo una vez este en su posición correspondiente. Algunos diseños han buscado una mejor fijación, a ese efecto tienen puntas que penetran en el subendocardio.

1.2.4.2.-Catéteres bipolares endocavitatorios.

Este tipo de catéter esta constituido principalmente por dos conductores paralelos aislados entre sí. El electrodo que es doble, está integrado por el par de terminales que efectúan la estimulación endocavitatoria. Uno de ellos en la punta, siguiendo la forma del unipolar y el otro que es un anillo, colocado aproximadamente de unos 25 a 30 mm. del distal.

1.2.4.3.-Catéteres miocárdicos (epicárdicos).

Por su parte el otro gran grupo de catéteres está constituido por los miocárdicos. En este tipo también se han realizado diversos diseños de terminación del electrodo. Fundamentalmente consisten en una punta aguzada, que con distintas formas penetra el epicardio, insertandose en el miocardio.

Desde los principios de la década de los setenta han comenzado a utilizarse electrodos que no necesitan sutura, y ellos son fundamentalmente a rosca o con punta curvada. De esta manera se impide que una vez anclado, se deslice o libere por sí mismo. Requieren por tanto de una maniobra quirúrgica para su desinserción miocárdica. Estos métodos de autofijación se utilizan en la actualidad con mayor frecuencia.

1.2.5.- CARACTERISTICAS DE LA EPIGA.

1.2.5.1.-Onda Cuadrada.

El circuito electrónico proporciona el pulso o la espiga, que a través del catéter irá a estimular el corazón. Se han realizado numerosos trabajos para determinar cuál es la forma de onda que estimula con mayor eficacia el músculo cardíaco. De todos ellos se extrae que la forma llamada diente de sierra descendente es la más indicada. Sin embargo, esta forma de onda tiene un alto consumo. Y como lo que interesa es un reducido consumo, para mayor vida de las fuentes de alimentación, se han adoptado para la espiga la forma de onda cuadrada, y además se ha comprobado que con este tipo de onda de estimulación la diferencia en eficacia es mínima y que el ahorro es de un 50%.

1.2.5.2.-Onda Monofásica y Bifásica.

Otras de las características importantes, en cuanto a la forma de la espiga que entrega el circuito electrónico, es la de ser mono o bifásica. La espiga monofásica tiene un valor medio de corriente continua que produce inexorable electrólisis. Esta da lugar al consiguiente movimiento de iones en el electrodo o punta del catéter monopolar, con depósito o erosión, según la polaridad utilizada. En el caso del catéter bipolar, los iones de uno migrarán al otro.

Por esta razón es que los circuitos de marcapasos entregan espigas bifásicas. Estas espigas, tienen una pequeña deformación en la parte superior que es debida a su paso por un circuito capacitivo. Ello no produce inconvenientes desde el punto de vista de rendimiento de la estimulación miocárdica en sí. Por otra parte se observa que la deformación inferior que sigue inmediatamente al flanco descendente de la espiga, inscribe una superficie de signo contrario y tiene exactamente su mismo valor. Ello crea una corriente iónica bidireccional. Hay que señalar que desde el punto de vista electrónico, es exactamente igual que la espiga sea negativa como positiva con respecto a la línea isoeléctrica (figura 4).

1.2.5.3.-Espiga de tensión y de corriente.

Uno de los temas que ha dado lugar ha mayores discusiones ante las dos tendencias de opinión es, si la espiga debe ser de tensión o de corriente. Ante lo dicho debemos analizar qué es una y qué es otra, desde el punto de vista eléctrico.

Espiga de tensión es aquella que mantiene constante el valor del voltaje a la salida cualquiera que sea la impedancia del músculo al cual está aplicada.

En la figura 5, se puede comprobar que a medida que aumenta la impedancia del corazón los valores de la corriente van decreciendo, permaneciendo constante el valor de tensión inicial de la espiga (Ej.5V).

Por otra parte, denominamos espiga de corriente, a aquella que mantiene el valor de la corriente constante para cualquier impedancia del músculo cardíaco. Vemos en la figura 6 que a medida que aumenta la impedancia del corazón, los valores de la tensión van aumentando para mantener constante la corriente de la espiga.

Desde el punto de vista electrónico la generación de uno u otro tipo de espiga indica solo distintos criterios de elección, sin encontrarsele mayores méritos o detrimento de una con respecto a la otra. Sí, cabe señalar una diferencia en cuanto a predecir la duración de las baterías, en el sistema de espigas de corriente, partiendo de tener la certeza del estado de la carga de cada batería al inicio del desgaste.

En cuanto a la duración de la espiga, la tendencia actual es a valores entre 0.5 y 1 mseg. De todos los parámetros de la espiga que se pueden variar para el ahorro de energía, el más factible es el de la duración de este impulso. Si se hiciera bajar la frecuencia en un orden de 4 ó 5 pulsos por minuto, implicaría solamente un ahorro de un 5 ó 6%. Bajar los valores de amplitud de la espiga implica que debe producirse un aumento proporcional del ancho del pulso. Para valores umbrales, significa menos ahorro del consumo de energía que mantener la tensión propia de las baterías y disminuir el ancho del pulso proporcionalmente.

La disminución del ancho de pulso de 1 a 0.5 mseg. equivale a un aumento del ahorro de las batería de un 30%.

1.2.6.- FUNCIONAMIENTO DE LOS CIRCUITOS ELECTRONICOS DE LOS MARCAPASOS.

De todos los modelos de marcapasos producidos hasta la fecha por la investigación nos ocuparemos fundamentalmente del modelo básico de frecuencia fija, del cual derivan las otras formas más sofisticadas de estimulación cardíaca. Como para todos los generadores hay etapas comunes, se irá describiendo cada una en los distintos modos de estimulación.

Partiendo del marcapasos de frecuencia fija, se describirán los generadores inhibidos por la onda R; sincronizados o disparados por la onda R, y el bifocal por demanda.

1.2.6.1.-Marcapasos de frecuencia fija.

Los marcapasos de frecuencia fija emiten su espiga de estimulación a una frecuencia establecida fija, que habitualmente está determinada en el armado y sellado del generador. Esta frecuencia tiene normalmente valores entre 68 y 72 pulsos por minuto, siendo el rango más común de 70 a 72 ppm. El circuito electrónico emite éstas espigas permanentemente.

Este marcapasos consiste fundamentalmente en un circuito formado por tres etapas, como se muestra en la figura 7.

A) Multivibrador astable: Esta etapa consta de un circuito que produce un tren de pulsos a una frecuencia determinada pero de baja amplitud y de ancho del pulso sin ajustar.

B) Multivibrador monostable: Esta etapa determina el ancho del pulso definitivo de la espiga de estimulación.

C) Etapa de salida: Esta etapa amplifica el pulso hasta los valores requeridos para la estimulación y define su característica de ser de tensión o de corriente.

Conviene aclarar que habitualmente se combinan estas etapas entre sí, pudiendo las tres ser dos o simplemente una sola.

1.2.6.2.-Marcapasos inhibidos por la onda R.

Estos marcapasos constan del circuito de frecuencia fija y de otras etapas más que le permiten disponer de un sistema de control mediante el cual se le ha programado una forma determinada de trabajo.

A diferencia del generador asincrónico o de frecuencia fija, este modelo permanece a la espera frenando la emisión de espigas siempre que el intervalo que separa dos ondas R, no supere un tiempo previamente determinado.

A su vez, cuando el corazón presenta bloqueo AV completo, el marcapasos envía sus espigas a la frecuencia constante, preestablecida por el astable.

En los marcapasos inhibidos por la onda R, el mismo catéter cumple dos funciones; por un lado lleva al corazón la señal o espiga emitida por el generador y por otro lleva al marcapasos la información de la actividad eléctrica autónoma que hubiera en el corazón.

Para ello es necesario que el circuito reconozca los parámetros eléctricos del complejo QRS, o mejor aún de la onda R, en un ECG intraventricular. Debe determinar su amplitud y variaciones, para usarlos como señal de control y frenar la emisión de espigas ante su aparición.

Este modo de estimulación cardíaca corresponde al diagrama de bloque de la figura 8, cuyas etapas son las siguientes:

Amplificador.

El amplificador se diseña para reconocer exclusivamente a la onda R, la cual tiene las variaciones más rápidas de amplitud con respecto al tiempo.

La onda R responde a la característica eléctrica de ser asimilable a una onda triangular asimétrica. Tiene una frecuencia promedio de 25 Hz, que es la media geométrica entre los límites 10 Hz a 65 Hz, que son los valores límites habituales.

Circuitos de control.

El circuito de control cumple con distintas funciones, ligadas entre sí en forma coherente:

A) Circuito de histéresis.- Este circuito fija el máximo tiempo de espera que tiene el marcapasos para emitir una espiga después de haber detectado un complejo, liberando entonces al astable quien estimulará con su frecuencia de base prefijada.

B) Período refractario.- El circuito tiene un período de tiempo interno, durante el cual se insensibiliza a toda señal, tanto externa como del corazón. Así no recibirá información de la propia espiga, ni del complejo inducido por ella en el corazón, como tampoco de la actividad autónoma del miocardio. De esta manera no interpreta estas actividades como una señal de inhibición.

C) Detector de interferencias.- Esta etapa actúa con el fin de evitar la introducción de interferencias, que den lugar a confusión de las mismas con una onda R.

D) Circuito de inhibición.- Los grupos de circuitos anteriores, concurren a esta etapa de decisión final, que es la que inhibe o no al astable de acuerdo al programa prefijado.

El modo de acción de este tipo de marcapasos, puede verse en la figura 9, donde se observa que luego de un complejo autónomo cualquiera, el generador tarda el tiempo de histéresis de un segundo para establecer el

ritmo continuado de estimulación que da el astable. A su vez, se muestra un complejo autónomo que ha caído dentro del período refractario, siendo ignorado por el marcapasos, no dando lugar a la señal de inhibición, por lo cual la espiga 2 es entonces disparada por el generador. A continuación se observa un complejo que apareciendo a los 0.75 segundos, o sea antes de cumplido el tiempo en el que el astable produce la inhibición. Luego de ella se restablece un nuevo tiempo de hiteresis de un segundo, reiniciando el ciclo del astable.

1.2.6.3.-Marcapasos disparados por la onda R.

En este sistema de funcionamiento, el marcapasos actúa de acuerdo a un programa que se le asigna, según el cual ante la aparición de un complejo autónomo captado por el catéter emisor-sensor, no se inhibe, sino que por el contrario envía su espiga, superponiéndola al complejo mismo. Pero, así mismo, ante la no detección de complejos autónomos durante un tiempo determinado, actúa enviando espigas a la frecuencia del astable, como el de frecuencia fija.

El diagrama de bloque que se encuentra en la figura 10 es un esquema idéntico al del R inhibido. El circuito de control establece la propia manera de acción, con la ya mencionada diferencia, en vez de frenar la emisión de espigas, las propicia emitiéndolas.

A) Circuito de histéresis.- En este modo de estimulación el circuito de histéresis cumple exactamente con la misma función descrita para el R inhibido.

B) Período refractario.- Este circuito, como en el R inhibido, establece el período durante el cual ninguna actividad autónoma cardíaca o la propia emisión de la espiga provocará señal de inhibición o de acción.

C) Detector de interferencias.- Idéntica función que la que cumple el circuito detector de interferencias del modelo anterior.

D) Circuito de disparo.- Este circuito marca la diferencia real, ya que cumple con el programa de inducir en el astable la descarga de una espiga, toda vez que haya reconocido la aparición de un complejo QRS o de una onda R, fuera del período refractario.

En la figura 11 se observa: en a) la aparición de un complejo autónomo que es reforzado por una espiga. Luego en b), la repetición de esta situación a los 0.6 segundos por un complejo anticipado, lo cual pone en funcionamiento el circuito de histéresis, que produce en c) una espiga de estimulación. En d) aparece un complejo autónomo durante el período refractario, por lo cual es ignorado por el generador que continúa a la frecuencia del astable en e) y f). En g) una nueva señal autónoma, anticipada a la frecuencia del astable, induce la aparición de la espiga que la refuerza. En h) se ha reiniciado el ritmo del astable luego del periodo de histéresis de 1 segundo; y finalmente en j) el astable continúa con su frecuencia de 72 pulsos por minuto.

1.2.6.4.- Marcapasos bifocal por demanda.

La forma de estimulación ventricular de los modelos que vimos anteriormente, puede ser perfeccionada para obtener una forma de estimulación más fisiológica del miocardio. Este modo de excitación implica la aplicación de un estímulo relacionado con la onda P auricular. A su vez la estimulación aurículo-ventricular también adopta distintas formas o sistemas de trabajo. Vemos en la figura 12 diferentes modos de excitación en la que participa la actividad eléctrica auricular.

- A) Excitación sincronizada con la onda P.
- B) Excitación exclusivamente auricular que provoca una onda P e induce un complejo QRS.
- C) Excitación aurículo-ventricular secuencial.
- D) Excitación bifocal por demanda.

Este modelo es el que tiene más similitud con la excitación natural del corazón. Cuando se produce un aumento del intervalo entre ondas R sucesivas envía una espiga a la aurícula derecha y si ella no produce un complejo ventricular, dentro de un intervalo prefijado, envía una espiga al ventrículo derecho. Cuando hay actividad natural del corazón, el generador permanece al acecho, inhibido. El electrodo auricular provoca inconvenientes de colocación y fijación, lo cual limita su indicación clínica.

El modo de excitación bifocal por demanda puede ser obtenido por un circuito electrónico cuyo diagrama de bloque es el de la figura 13. El circuito está fundamentalmente constituido por un excitador auricular, un circuito retardador de tiempo, un excitador ventricular y un amplificador ventricular.

Los excitadores auricular y ventricular permanecen inhibidos mientras el amplificador detector recibe señales de actividad eléctrica normal. Cuando el intervalo de tiempo desde el último complejo detectado supera un segundo, el amplificador detector libera al excitador auricular el cual emite su espiga. Además de excitar a la aurícula derecha con el electrodo correspondiente, esta espiga llega al circuito retardador.

Si transcurrido un tiempo que se puede fijar en 0.2 segundos, la excitación auricular no ha inducido la actividad ventricular correspondiente, la señal del excitador auricular que fue recibida por el circuito retardador, llega al excitador ventricular. Este genera entonces su espiga, la que irá a excitar al ventrículo derecho. Si por el contrario, la actividad ventricular inducida a logrado provocar una actividad eléctrica ventricular antes de los 0.2 segundos, ésta será detectada por el amplificador detector, el cual inhibe al excitador ventricular.

1.2.7.- MAGNITUDES ELECTRICAS DE ESTIMULACION.

Entre los parámetros más importantes se encuentran:

- Ancho del pulso.
- Amplitud.
- Carga eléctrica transferida.
- Energía transferida.
- Densidad de corriente.

1.2.7.1.-Ancho del pulso.

Según se ha visto una de las formas más eficaces de disminuir el consumo de las baterías, es el de acortar la duración del impulso. El ancho del mismo se ha ido acortando cada vez más.

1.2.7.2.-Amplitud.

La amplitud del impulso puede ser medida en dos magnitudes diferentes según sean generadas como espigas de tensión o corriente. La mayoría de los marcapasos con salida en espiga de tensión tienen valores de 5 a 6 voltios. A su vez los generadores con salida en corriente fijan su amplitud en unos 10 mA.

1.2.7.3.-Carga eléctrica transferida.

Medir los umbrales de estimulación en magnitudes de corriente y voltaje únicamente deja de lado valores que la física y la electricidad permiten precisar más exactamente.

Cada vez que circula una corriente por un efector final, en este caso el corazón, se entrega o transfiere una cantidad de carga eléctrica. Esta carga eléctrica tendrá un valor que depende de la magnitud de la corriente y del tiempo que este circulando. En el caso de marcapasos, estos valores corresponden a miliamperios y milisegundos.

Esta magnitud está expresada en microcoulombios.

$$Q = I * t$$

$$Q(\text{microculomb}) = I(\text{miliamperios}) * t(\text{milisegundos})$$

1.2.7.4.-Energía transferida.

Para que circule una determinada corriente, es necesaria una diferencia de potencial eléctrico. Esta será mayor o menor de acuerdo al valor que tome a su vez, la impedancia del circuito, que en este caso es el corazón. Es decir que para hacer circular 10 mA en el miocardio, se requiere una tensión de 5 voltios para una impedancia de 500 ohms.

Para medir exactamente la energía eléctrica transferida debemos recurrir a una fórmula matemática, que viene determinada por la expresión siguiente:

$$E = U * I * t$$

$$E \text{ (Microjoules)} = U \text{ (Voltios)} * I \text{ (Miliamperios)} * t \text{ (milisegundos)}.$$

1.2.7.5.-Densidad de corriente.

Cuando circula una corriente eléctrica por un conductor cualquiera, que tiene una determinada sección, área o superficie transversal, se puede definir que hay una determinada densidad de corriente eléctrica que es igual al cociente entre esta corriente y la sección considerada uniformemente distribuida.

La siguiente expresión matemática nos indica la densidad de corriente como:

$$J = I / S \text{ (mA/mm}^2\text{)}$$

En el caso particular del electrodo de los marcapasos tiene especial interés hacer algunas consideraciones. Por una parte está comprobado que con mayor densidad de corriente se pueden obtener umbrales de

estimulación más bajos. A la vez está comprobado que a partir de ciertos valores de densidad de corriente (altos) se produce fibrosis entre la punta del electrodo y el endocardio o miocardio, que lleva, a una elevación crónica del umbral. Según lo dicho, es prudente no sobrepasar una densidad de corriente del orden de 1 mA/mm² en la superficie de contacto entre electrodo y corazón.

APARTADO 2. CONCEPTOS GENERALES DE ELECTROCARDIOGRAFIA.

2.1.-FUNDAMENTOS.

El sistema cardiovascular consta de 4 partes principales, intimamente unidas entre sí desde el punto de vista funcional, aunque cada una tenga sus actividades peculiares:

-El corazón, que sirve de motor o bomba que mueve la sangre.

-Las arterias, que distribuyen la sangre.

-Los capilares, que facilitan los intercambios materiales entre la sangre y los tejidos.

-Las venas, que recogen la sangre y la devuelven al corazón.

Para que el corazón pueda contraerse necesita de un estímulo eléctrico, el cual se origina y transmite a partir de un tejido miocárdico especializado cuyas células tienen unas peculiaridades anatómicas y fisiológicas que la caracterizan.

Tal tejido de especialización incluye las siguientes estructuras anatómicas:

-El nódulo sinusal (SA), que está situado en la aurícula derecha, muy próximo a la desembocadura de la vena Cava superior.

-El nódulo auriculoventricular (AV), que está situado en la porción inferior de la aurícula derecha.

-El fascículo de His, que parte del nódulo AV y transcurre por el borde posterior del tabique interventricular, dividiéndose muy pronto en una rama derecha y otra izquierda, las dos ramas de His.

Estas dos ramas, a su vez se subdividen en la red de fibras de Purkinje, que penetra varios milímetros en la pared ventricular y está en continuidad directa con las fibras miocárdicas ordinarias.

-Existen, además, tres fascículos auriculares de tejido especializado que comunican al nodo SA con el nodo AV, de ahí su nombre de fascículos internodales.

En el corazón normal el impulso se origina en el nodo SA, y se perpetúa rítmicamente a una frecuencia de 60 a 100 veces por minuto; esta actividad se puede registrar mediante el electrocardiograma.

El electrocardiograma (ECG) es un registro de mucha utilidad para comprobar las funciones del corazón (actividad eléctrica) figura 14.

Durante muchos años, los profesionales del campo médico utilizaron el EKG para designar el electrocardiograma (principalmente en América). La "K" substituye la "C" de "cardio", para evitar confusión con EEG (de electroencefalograma, registro de ondas cerebrales) porque para el oído ECG y EEG se parecen (además, ECG podría significar electrocortigrama, de corteza cerebral). Aunque todavía en muchos lugares se emplean las siglas EKG, para el desarrollo de las siguientes explicaciones emplearemos las siglas ECG, terminología más común.

El electrocardiograma registra los impulsos eléctricos que estimulan el corazón y producen su contracción.

Los impulsos eléctricos representan varias etapas de la estimulación del corazón.

El ECG suministra también información útil acerca del corazón en las fases de reposo y recuperación.

Cuando el músculo cardíaco se estimula eléctricamente se contrae.

Las células cardíacas en reposo se encuentran cargadas o polarizadas, pero la estimulación eléctrica las "despolariza", y se contraen (figura 15.a y 15.b).

En estado de reposo, las células del corazón están polarizadas, el interior de la célula se encuentra cargado negativamente y el exterior positivamente. Para mayor sencillez, solo nos ocuparemos del interior de la célula miocárdica.

El interior de la célula miocárdica, que en general se encuentra cargado negativamente, se vuelve positivo cuando la célula recibe un estímulo para contraerse. La estimulación eléctrica de estas células musculares especiales se llama despolarización y hace que se contraigan.

Nota:

En estos apartados cuando hacemos referencia a estimulación eléctrica, nos referimos a una estimulación eléctrica natural, generada en el propio corazón. En la figura 16, podemos ver la conducción del estímulo cardíaco.

Por lo tanto, según lo dicho anteriormente el corazón es recorrido por una onda progresiva de estimulación (despolarización) que produce contracción del miocardio. Esta despolarización se puede considerar como una onda progresiva de cargas positivas dentro de las células.

La despolarización estimula las células del miocardio y hace que se contraigan cuando la carga en cada célula se vuelve positiva.

El estímulo eléctrico de la despolarización produce la contracción progresiva de las células del miocardio, conforme las onda de cargas positivas penetra en las células.

Las ondas de despolarización (el interior de las células se vuelve positivo) y de repolarización (la células recuperan su carga negativa) se registran en el ECG.

La onda estimulante de despolarización comunica al interior de las células miocárdicas una carga positiva, mientras que durante la repolarización las células del miocardio recobran su carga negativa.

La repolarización es un fenómeno estrictamente eléctrico, y el corazón no realiza ningún movimiento durante esta actividad.

Tanto la despolarización como la repolarización son fenómenos eléctricos. La actividad eléctrica del corazón se puede registrar desde la piel mediante un equipo de registro sensible.

El ECG es un registro de la actividad eléctrica del corazón a partir de electrodos, colocados sobre la piel.

Una onda de despolarización que avanza se puede considerar equivalente a una onda progresiva de cargas positivas. Cuando esta onda de cargas positivas se acerca a un electrodo positivo (sobre la piel), se observa una deflexión simultánea hacia arriba en el ECG (figura 17).

El nodo SA , situado en la pared posterior de la aurícula derecha, inicia el impulso eléctrico para la estimulación del corazón. Esta onda de despolarización nace en el nodo SA y estimula ambas aurículas. Cuando esta onda de despolarización

recorre las aurículas, produce una onda inmediata de contracción auricular.

El estímulo eléctrico nacido en el nodo SA siempre se aleja radialmente del nodo en todas direcciones. Si la aurícula fuera un estanque de agua y se dejara caer un cuerpo en el nodo SA, nacería de dicho nodo SA una onda circular creciente. Así se aleja del nodo SA la despolarización auricular. Hay que tener siempre presente que la despolarización auricular es una onda progresiva de cargas positivas dentro de las células del miocardio (figura 18).

La onda de despolarización que recorre la aurícula se puede registrar mediante los electrodos sensibles sobre la piel. Esta estimulación auricular se registra como onda P, la cual representa la despolarización (estimulación) eléctrica de las aurículas.

En realidad, la contracción se produce un poco después de la despolarización, pero el error es pequeño si consideramos ambos fenómenos simultáneos .

Después, esta onda estimulante de despolarización llega finalmente al nodo AV. A nivel del nodo AV se produce una pausa de aproximadamente 100 milisegundos, antes de que el impulso estimule realmente al nodo. Esta pausa de $1/10$ de segundo permite que la sangre pase de las aurículas a los ventrículos por las válvulas AV (válvulas tricuspide y mitral).

Después de esta pausa , el nodo AV recibe el estímulo de despolarización de la aurícula.

Este estímulo eléctrico pasa del nodo AV al haz de His y a sus ramas izquierda y derecha.

Al alejarse el estímulo del nodo AV, va iniciándose la despolarización ventricular.

Como sabemos, el haz de His, que nace en el nodo AV, se divide en ramas derecha e izquierda dentro del tabique interventricular (fig.19).

El sistema de conducción neuromuscular de los ventrículos se compone de una sustancia nerviosa especializada que transmite el impulso eléctrico del nodo AV. Comprende el nodo AV y el haz de His, con sus ramas derecha e izquierda, que terminan en las fibras de Purkinje (fig.20). Los impulsos eléctricos viajan mucho más rápido en este tejido nervioso que por las propias células del miocardio.

El impulso eléctrico pasa del nodo AV al haz de His, y luego a las ramas derecha e izquierda, terminando en las fibras de Purkinje.

Aparece en el ECG un complejo QRS cuando el estímulo eléctrico pasa del nodo AV al sistema de conducción ventricular y a las células del miocardio ventricular. Por lo tanto, el complejo QRS representa la actividad eléctrica de estimulación de los ventrículos. También se suele decir que el complejo QRS representa el impulso eléctrico que se aleja del nodo AV, y pasa a las fibras de Purkinje y a las células del miocardio.

Las fibras de Purkinje transmiten el estímulo eléctrico directamente a las células del miocardio. Cuando este impulso llega a las células del miocardio ventricular, estas se despolarizan y se contraen. (fig.21).

La onda Q es una onda que se dirige hacia abajo en el complejo QRS, y va seguida de una onda R hacia arriba.

Cualquier onda hacia abajo precedida de una deflexión hacia arriba se llama onda S.

Por lo tanto, el complejo QRS completo representa la despolarización (y el inicio de la contracción ventricular).

Después del complejo QRS, hay una pausa. Esta pausa es el segmento ST, el cual, es la parte plana entre el complejo QRS y la onda T, y corresponde a una primera fase de la repolarización de los ventrículos que es débil y lenta.

La onda T sigue a la pausa en cuestión, y corresponde a la segunda fase de la repolarización de los ventrículos. Esta segunda fase es mucho más activa y rápida que la primera.

La repolarización permite que todas las células cardíacas recobren una carga negativa, y puedan despolarizarse de nuevo.

Un ciclo cardíaco completo comprende la onda P, el complejo QRS y la onda T. Este ciclo se repite una y otra vez (figura 22).

Fisiológicamente, el ciclo cardiaco comprende la sístole auricular, la sístole ventricular y la fase de reposo entre los latidos.

En resumen, en el corazón normal el impulso se origina en el nodo SA, y se perpetúa rítmicamente a una frecuencia de 60 a 100 veces por minuto; desde allí se propaga hacia la musculatura auricular produciendo la onda P en el ECG, y dando origen a la contracción auricular. A su vez, el impulso se transmite rápidamente a lo largo de los haces internodales, hacia el nodo AV. La conducción del impulso a través de este nodo es muy lenta (segmento PR del ECG), lo que permite que la sangre llegue a los ventrículos (este tiempo es aproximadamente de 100 milisegundos). Después el impulso se transmite rápidamente por el sistema de His-Purkinje hacia la musculatura ventricular (complejo QRS del ECG), originando la contracción de los ventrículos.

2.2.-DERIVACIONES.

El ECG ordinario consta de 12 derivaciones distintas: 6 derivaciones de miembros y 6 precordiales.

Para obtener las derivaciones de miembros, se ponen electrodos en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda, formando un triángulo denominado el triángulo de Einthoven. Cada lado del

triángulo formado por los tres electrodos representan una derivación (I, II y III), empleando distintos pares de electrodos para cada una de ellas (fig.23).

En realidad, también se pone un electrodo en la pierna derecha para obtener un trazo más estable.

En la derivación I, el electrodo del brazo izquierdo es positivo y el del derecho es negativo.

En la II derivación, es positivo el electrodo de la pierna izquierda y negativo el del brazo derecho.

En la III, es positivo también el electrodo de la pierna, y negativo el del brazo izquierdo.

Las otras tres derivaciones de miembros son las denominadas AVR, AVL y AVF. Estas derivaciones vienen de las siguientes siglas:

-A de amplificación.

-V de voltaje.

-R de la palabra inglesa "Right", que significa derecho.

-L de la palabra inglesa "Left", que significa izquierdo.

-F del vocablo "Foot", que significa pie.

En la derivación AVR, el brazo derecho es positivo, y los demás electrodos de miembros forman una tierra común (fig.24).

En la derivación AVL, el brazo izquierdo se toma como positivo, los demás electrodos de miembros se unen a tierra y se consideran negativos.

En la derivación AVF, se considera como electrodo positivo el del pie izquierdo, los demás se unen a tierra (fig 25).

Las seis derivaciones, se unen para formar seis líneas de referencia que se cruzan en el mismo punto, y se encuentra en el mismo plano del tórax del paciente. Este plano se conoce con el nombre de plano frontal.

Cada derivación de miembros toma un registro desde distinto ángulo, por lo tanto, cada derivación es un aspecto diferente de la misma actividad cardiaca.

Para obtener las seis derivaciones precordiales, se coloca un electrodo positivo en seis puntos distintos del tórax. Estas derivaciones están numeradas de V1 a V6, y van en orden progresivo de derecha a izquierda del paciente.

En todas las derivaciones precordiales, el electrodo colocado sobre el pecho se considera positivo.

Las derivaciones precordiales se proyectan a través del nodo AV hacia la espalda del paciente, que constituye el extremo negativo de cada derivación precordial.

Considerando las derivaciones precordiales como líneas, todas estas líneas estarán en un plano llamado plano horizontal. Dicho plano pasa por el nodo AV (fig 26).

El trazo del ECG de V1 a V6 muestra cambios progresivos en todas las ondas. El complejo QRS es principalmente negativo en la derivación V1 normal, mientras que en la derivación V6 es principalmente positivo, esto significa que la onda positiva de despolarización ventricular, se acerca al electrodo positivo sobre el tórax de la derivación V6 (fig 27).

Las derivaciones V1 y V2 se encuentran en la parte derecha del corazón, por eso se les llama derivaciones precordiales derechas, mientras que las derivaciones V5 y V6 se sitúan sobre el lado izquierdo, y se les denomina derivaciones precordiales izquierdas.

Las derivaciones V3 y V4 se encuentran en el tabique interventricular, que es la pared común que comparten los ventrículos derecho e izquierdo. En esta zona el haz de His se divide en sus ramas derecha e izquierda.

Al estudiar un ECG, suelen ponerse en una columna las seis derivaciones de miembros, y en la otra las seis derivaciones precordiales. En la figura 28 se representan las 12 posibles derivaciones que se obtienen en un ECG.

2.3.-OBSERVACIONES GENERALES.

Al leer el ECG se deben hacer cinco tipos de observaciones generales: frecuencia, ritmo, eje, hipertrofia e infarto.

2.3.1.- FRECUENCIA.

Al estudiar el ECG debe medirse primero la frecuencia, la misma se da en ciclos por minuto. Normalmente, la frecuencia cardíaca depende del nodo SA. Como hemos dicho ya, el nodo SA se encuentra en la pared posterior de la aurícula derecha, por lo tanto podemos decir que es el marcapasos normal del corazón (figura 29). Si este no funciona normalmente, existen otros posibles marcapasos susceptibles de encargarse de la actividad automática. Estos posibles marcapasos se llaman muchas veces marcapasos "ectópicos". En general, solo entran en funcionamiento en casos patológicos o en condiciones de urgencia. Los posibles marcapasos se encuentran en todas las regiones del corazón incluyendo las aurículas, los ventrículos y el nodo AV (figura 30).

En condiciones normales estos marcapasos no presentan actividad eléctrica y no funcionan.

Si el nodo SA deja de funcionar, un marcapasos auricular ectópico puede encargarse de la actividad automática. Cuando un foco auricular ectópico se encarga de la actividad automática, su frecuencia suele ser de 75 pulsos por minuto.

En situaciones patológicas o de urgencia, un foco auricular ectópico puede bruscamente empezar a disparar a gran frecuencia, de 150 a 250 por minuto.

El nodo AV tiene posibles marcapasos, denominados marcapasos nodales.

La frecuencia habitual del marcapaso del nodo AV es de 60 por minuto.

Esta actividad ectópica solo aparece cuando no llega a la aurícula el estímulo normal.

Al igual que en un foco ectópico auricular, el posible marcapaso nodal AV puede disparar a gran frecuencia, de 150 a 250 por minuto.

Como se indicó anteriormente, los ventrículos también poseen posibles marcapasos, cuya frecuencia es de 30 a 40 por minuto. A esta actividad independiente se llama ritmo idioventricular.

En caso de urgencia, cuando estos marcapasos reciben poca sangre (y poco oxígeno), pueden disparar muy rápidamente, como un intento para corregir el déficit fisiológico. Un foco ventricular puede bruscamente disparar a razón de 150 a 250 por minuto en tales condiciones.

En la figura 31 se indican las distintas frecuencias de los focos ectópicos.

La frecuencia normal del corazón esta comprendida entre 60 y 100 pulsaciones por minuto.

Una frecuencia mayor 100 pulsaciones por minuto (con ritmo normal) se llama taquicardia sinusal.

Una frecuencia inferior de 60 pulsaciones (con ritmo normal) se denomina bradicardia sinusal.

2.3.2.- RITMO.

El ECG es la manera más exacta de identificar las arritmias cardíacas (ritmos anormales), que pueden diagnosticarse fácilmente conociendo la electrofisiología del corazón. La palabra arritmia significa literalmente sin ritmo, pero se emplea para designar ritmos anormales, o interrupciones en la regularidad de un ritmo normal.

El impulso del marcapasos en el nodo SA se extiende por ambas aurículas como onda de despolarización.

El sistema de conducción auricular incluye tres vías de conducción especializadas; son las vías internodales anterior, media y posterior. El haz internodal posterior se conoce como vía de Thorel, el medio como el haz de Wenckebach, y el anterior como el de Bachmann.

Las arritmias se pueden dividir en grandes categorías: ritmo variable, extrasístoles y fallas, ritmo rápido y bloqueos cardíacos.

2.3.2.1.-Ritmos variables.

Por ritmos variables se entiende un grupo de ritmos irregulares en el cual se conserva el orden normal de las ondas (P-QRS-T), habiendo sin embargo cambios continuos de ritmo.

Se clasifican en:

A.-Arritmia sinusal.

Es un ritmo irregular variable que se debe muchas veces a lesiones de las arterias coronarias (síndrome del nodo SA). En la arritmia sinusal, los impulsos del marcapasos se originan en el nodo SA, y todas las ondas P son idénticas.

B.-Marcapasos migratorio.

Es un ritmo variable debido a cambios de posición del marcapasos. Se caracteriza por ondas P de forma variable, y no se observa ninguna constancia en la sucesión de ciclos.

C.-Fibrilación auricular.

Se debe a un disparo de focos múltiples de la aurícula. Ninguno de los impulsos aislados llega a despolarizar completamente la aurícula, y solo alcanza el nodo AV algún impulso aislado. Como ningún impulso

aislado llega a despolarizar ambas aurículas, no podemos observar ninguna onda P verdadera.

Siempre hay un ritmo totalmente irregular, pues solamente llegan al nodo AV impulsos al azar para iniciar un complejo QRS. Las respuestas ventriculares irregulares pueden producir un ritmo lento o rápido.

2.3.2.2.-Extrasístoles y fallas.

Se pueden identificar como ondas que se presentan más pronto de lo esperado. Las fallas se refieren a zonas planas prolongadas de la línea basal.

A.-Extrasístoles.

Las extrasístoles se deben a disparos prematuros de focos ectópicos, que crean ondas que aparecen más pronto que las normales del ciclo.

Las extrasístoles auriculares se originan en un foco ectópico de la aurícula, y se presentan mucho antes que la onda P normal.

Como este impulso no nace en el nodo SA, no tiene el mismo aspecto que otras ondas P en la misma derivación.

Este impulso ectópico despolariza la aurícula en la misma forma que el impulso normal, de modo que el nodo AV recoge y transmite el impulso como si se tratara de una onda P normal.

Las extrasístoles nodales nacen en un foco del nodo AV, que se dispara antes de que el nodo SA empiece un ciclo normal. Por lo tanto, lo habitual es observar un QRS de aspecto normal, que se presenta pronto y en general no va precedido de una onda P. En ocasiones este foco nodal manda un impulso hacia arriba, y estimula la aurícula desde abajo (conducción retrograda). Cuando así ocurre, esta despolarización auricular al revés puede crear una onda P invertida que se presenta inmediatamente antes o después del QRS.

Las extrasístoles ventriculares (E.S.V.) provienen de un foco ectópico en un ventrículo, y al igual que en otras extrasístoles ocurre al principio del ciclo, antes de lo que correspondería a una onda P.

El impulso de la E.S.V. no sigue el sistema de conducción normal; por lo tanto, la conducción es lenta y el QRS aparece muy ancho.

Después de una E.S.V. se observa una pausa prolongada compensadora.

En ocasiones las E.S.V. se combinan con uno o varios ciclos normales, produciéndose una sucesión que se va repitiendo.

Cuando una E.S.V. se combina con un latido normal, se habla de bigeminismo, pues el ciclo se repite con cada latido normal. Si se combina con dos latidos normales, y el conjunto se repite muchas veces, se puede hablar de trigeminismo.

B.-Sístoles de escape.

Cuando el marcapasos normal deja de producir estímulos durante uno o varios ciclos, se activa algún foco ectópico "impaciente" lo que se conoce como sístole de escape.

Se produce un escape auricular, cuando después de una de estas pausas, un foco ectópico en la aurícula puede mandar un impulso y estimular las aurículas. Luego la conducción continúa en forma normal por el nodo AV.

Las sístoles nodales de escape nacen en el nodo AV y estimulan los ventrículos por el sistema de conducción normal, produciendo un QRS normal después de la pausa.

Las sístoles ventriculares de escape nacen en un foco ectópico ventricular, y producen una respuesta ventricular del tipo E.S.V. después de una pausa de ritmo.

C.-Paro sinusal.

Hay un paro sinusal cuando de repente se "detiene" la zona automática del nodo SA y no manda estímulos de marcapasos. Después de la pausa del paro sinusal, empieza a funcionar otra nueva región automática, pero no hay sincronismo con la frecuencia anterior.

Como la actividad automática corre a cargo ahora de un nuevo marcapasos ectópico, aparece una frecuencia nueva, que no suele coincidir con la que existía anteriormente.

2.3.2.3.- Ritmos rápidos.

Los ritmos rápidos pueden ser regulares o no, pero en todos ellos se presentan ciertos fenómenos de gran frecuencia.

Se clasifican en:

A.-Taquicardia paroxística.

Se entiende como la aparición brusca de un ritmo cardíaco rápido que generalmente proviene de un marcapasos ectópico. Según la localización del foco ectópico se pueden dar: auricular, nodal y ventricular.

B.-Aleteo auricular.

Empezaremos por decir, que el aleteo auricular nace en un foco ectópico auricular. Se observa una rápida sucesión de ondas P, cada una idéntica a la precedente.

Solo algunos estímulos auriculares aislados llegan a estimular el nodo AV, de modo que se encuentran una serie de ondas de aleteo antes de que

aparezca un complejo QRS.

C.-Aleteo ventricular.

El aleteo ventricular se debe a un foco ectópico ventricular único, cuya frecuencia es de 200 a 300 pulsaciones por minuto, el aleteo ventricular se convierte casi siempre en fibrilación ventricular, que requiere desfibrilación y reanimación cardiopulmonar.

D.-Fibrilación auricular.

Se debe a muchos focos ectópicos de las aurículas, disparando a frecuencias distintas, y produciendo una actividad auricular caótica e irregular. Se manifiesta por una línea basal sin ondas P. La respuesta QRS no es regular, y puede ser rápida o lenta.

E.-Fibrilación ventricular.

La misma se produce por estímulos procedentes de muchos focos ectópicos en ventrículos, apareciendo contracciones caóticas de los ventrículos. La fibrilación ventricular se identifica fácilmente por su aspecto totalmente irregular. En la fibrilación ventricular, no hay bombeo cardíaco (paro cardíaco), "es la más grave de todas las urgencias".

2.3.2.4.-Bloqueos cardíacos.

Los bloqueos cardíacos, son bloqueos eléctricos que impiden el paso del estímulo eléctrico. Pueden tener lugar bloqueos cardíacos a nivel del nodo SA, nodo AV o ramas del haz de His.

A.-Bloqueo SA.

El bloqueo SA (nodo) detiene momentáneamente el marcapasos, durante un ciclo cuando menos, pero luego el propio marcapasos vuelve a entrar en actividad.

Las ondas P son idénticas antes y después del bloqueo, pues se deben al mismo marcapasos en el nodo SA antes y después de la pausa.

B.-Bloqueo AV.

El bloqueo AV (nodo) significa retraso del paso del impulso (auricular) a nivel del nodo AV, existe una pausa mayor que la normal antes de que sean estimulados los ventrículos.

Hay diversos grados: El de primer grado se caracteriza por un intervalo P-R mayor de 0.2 segundos. El de segundo grado es cuando se necesitan dos impulsos auriculares o más para iniciar una respuesta ventricular (QRS).

Si el intervalo P-R se vuelve progresivamente mayor, hasta que el nodo AV ya no es estimulado (hasta que falta un QRS), se está en presencia del fenómeno de Wenckebach.

Hay un bloqueo de tercer grado cuando ninguno de los impulsos auriculares llega a estimular el nodo AV (no hay respuesta ventricular).

C.- Bloqueo de rama.

El bloqueo de rama se debe a un bloqueo del impulso en las ramas derecha o izquierda del haz de His. En el bloqueo de rama uno de los ventrículos se activa un poco antes que el otro, observándose dos QRS unidos, apareciendo un QRS ensanchado de 0.12 segundos o más.

2.3.3.- EJE.

Por eje se entiende la dirección de la despolarización que recorre el corazón y estimula las fibras de Purkinje, haciendo que se contraigan.

La estimulación eléctrica del músculo cardíaco sigue cierta dirección. Por eje entendemos, la dirección de este estímulo eléctrico.

La dirección de la actividad eléctrica, se determina por vectores.

Podemos emplear pequeños vectores para simbolizar la despolarización ventricular, que se inicia en el endocardio (revestimiento interno) y continúa a través de la pared ventricular, por lo tanto, la despolarización de los ventrículos va prácticamente siempre del endocardio hacia la superficie externa, atravesando simultáneamente todo el espesor de la pared ventricular.

Si sumamos todos los vectores de la despolarización ventricular, considerando a la vez su dirección y amplitud, obtenemos un vector QRS medio, que representa la despolarización ventricular. Como los vectores que representan la despolarización del ventrículo izquierdo son mayores, el vector QRS medio se dirige preferentemente hacia el ventrículo izquierdo. Por lo tanto, el vector QRS medio normal se dirige hacia abajo y hacia la izquierda del paciente (figura 32).

La orientación exacta del vector QRS medio se da en grados, en un círculo dibujado sobre el tórax del paciente.

Si el corazón se desplaza, también se desplaza el vector en la misma dirección. El origen del vector es siempre el nodo AV.

En caso de hipertrofia (crecimiento) de un ventrículo, la mayor actividad eléctrica en un lado desplaza el vector hacia este lado.

En el caso de infarto de miocardio, existe una zona cardíaca muerta, que ha perdido su riego sanguíneo y no conduce los estímulos eléctricos.

Debe quedar claro que el vector QRS medio da una información útil acerca de la función del corazón. El vector QRS medio debe apuntar hacia la izquierda del paciente entre 0 y 90 grados (límites normales).

Los cálculos de este vector no es nuestro objetivo, solamente se ha tratado de indicar las características más generales y su interés.

2.3.4.- HIPERTROFIA.

Por hipertrofia suele designarse un aumento de tamaño; en relación con un músculo, este término designa un aumento de la masa muscular. Por hipertrofia de una cavidad cardíaca, se entiende el aumento de espesor de sus paredes.

El aumento de la masa muscular de la pared de una cierta cámara del corazón se puede diagnosticar en el ECG.

Como sabemos la onda P representa la contracción de ambas aurículas, tendremos que estudiar la onda P si buscamos hipertrofia auricular.

La derivación V1 está directamente frente a las aurículas, de modo que la onda P en V1 es la mejor fuente de información sobre la hipertrofia auricular.

En caso de hipertrofia auricular, la onda P es bifásica (con porciones positivas y negativas).

En el caso de hipertrofia ventricular existe una onda R grande en V1.

2.3.5.- INFARTO.

El infarto de miocardio se debe a oclusión de una arteria coronaria. En estas condiciones, una zona del corazón queda sin circulación. Esta oclusión puede ser relativa, en el sentido de que un individuo con arterias coronarias muy estrechadas puede conservar una función normal en reposo, pero en caso de agitación o ejercicio, el corazón que late con más fuerza requiere una mayor cantidad de sangre (y oxígeno), que sus coronarias no le pueden dar. Esta variedad de infarto de miocardio puede ser muy grave, incluso mortal, como la oclusión coronaria clásica.

Resumiendo diremos que se produce infarto de miocardio cuando se ocluye una arteria coronaria del ventrículo izquierdo, quedando sin circulación una zona miocárdica.

Las palabras ataque al corazón, oclusión coronaria e infarto de miocardio se refieren al mismo accidente.

Una zona de infarto no conduce los impulsos eléctricos, porque las células están muertas y no pueden despolarizarse normalmente. La zona infartada

representa una especie de vacío eléctrico, mientras el resto del corazón (con circulación adecuada) funciona en forma normal.

Hay que tener en cuenta tres elementos que identifican un infarto de miocardio agudo que son: Isquemia, lesión e infarto. Estos tres elementos pueden darse de forma aislada cada uno de ellos.

A.-Isquemia.

Por isquemia se entiende un riego sanguíneo por las arterias coronarias, menor de lo normal.

La onda T invertida es el signo característico de isquemia, y puede indicar isquemia sin infarto de miocardio. Puede disminuir el riego sanguíneo del corazón sin que ocurra infarto.

B.-Lesión.

Se entiende por lesión el carácter agudo de un infarto. Esta se traduce por la elevación del segmento ST, y significa riesgo de infarto agudo.

C.-Infarto.

El diagnóstico de infarto se establece por la presencia de ondas Q en el ECG. Las ondas Q faltan en la mayor parte de derivaciones en el ECG de un individuo sano.

NOTA: la idea de este resumen sobre electrocardiografía no ha sido otra que la de dar a conocer los conceptos básicos del funcionamiento del corazón y las enfermedades que en el mismo se producen, y así poder entender mejor el por qué de la estimulación cardíaca y cuál es su gran importancia en los estudios electrofisiológicos del corazón. En las figuras 33.a y 33.b, se indican algunos casos en los que es necesaria la estimulación permanente y cuándo temporal.

APARTADO 3. DESCRIPCION GENERAL DEL HARDWARE.

El sistema está formado básicamente por dos módulos principales:

- Un ordenador personal IBM-PC XT/AT o compatible.

- El electroestimulador propiamente dicho, que constituye una unidad independiente formada por dos tarjetas, en las cuales se pueden diferenciar los siguientes bloques: tarjeta de comunicaciones; unidad de control de tiempos; unidad de control de Entrada/Salida; unidad de control de amplitud de los impulsos; unidad de excitación; unidad de monitorización; unidad de aislamiento y fuente aislada, el diagrama de bloques se muestra en la figura 34. En la figura 35 se muestra un diagrama de las distintas unidades del sistema.

3.1.-ORDENADOR PC.

El ordenador utilizado, puede ser de forma indiferente un IBM-PC XT/AT o compatible. Lo importante es que tenga idéntica disposición del bus

general (figura 36.a). Ahora bien el equipo desarrollado puede ser adaptado a cualquier ordenador personal de 8 ó 16 bits, los cuales tengan un slot libre donde poder hacer la conexión. Por supuesto que si la distribución del bus no es la misma habría que hacer los cambios pertinentes en el conector.

Además en la figura 36.b podemos ver la distribución del bus general en dos partes que se corresponden con la división efectuada, para sacar el bus en dos conectores (A,B), hasta el prototipo .

3.2.- MODULO ELECTROESTIMULADOR.

3.2.1-TARJETA DE COMUNICACIONES PARA ORDENADOR PC.

Se ha desarrollado una tarjeta que permite la comunicación del ordenador IBM-PC XT/AT ó compatible, con el electroestimulador. La tarjeta para mi propósito ha quedado algo infrutilizada, pues de las 8 selecciones que permite, solo se han utilizado dos, pero se ha pensado en una futura posible ampliación del prototipo. Para mayor información esquemas correspondientes a la tarjeta de comunicaciones .

3.2.1.1.- Estructura general.

Se trata de diseñar una placa que incorpore un PPI (Programmable Peripheral Interface), y un TIMER. Con ella se conseguirán aumentar mucho las posibilidades de comunicación del ordenador.

Una vez estudiado el mapeado de memoria se optó por realizar una placa que reconozca las direcciones entre \$300 y \$31F en hexagecimal. Además se ocupa de la determinación del sentido de la transmisión de los datos, mediante las señales IOW y IOR, ambas activas con niveles bajos, y el buffer bidireccional 76LS245, que es quien sirve de interruptor.

Como este circuito solamente soporta una sola señal CS (selección de chip), y la placa ha de incorporar varios elementos distintos, que obviamente no podrán seleccionarse con esta única señal. Por esto será preciso añadir una decodificación particular posterior. La realizaremos con un decodificador tipo 74LS138. Este chip recibirá como entradas las líneas de direcciones A2, A3 y A4, y decodifica por tanto al faltar A0 y A1, grupos de 4 bytes. Sólo estará activo cuando reciba la señal de selección por parte de la decodificación estándar. Con esta disposición dividiremos los 32 bytes que selecciona en 8 grupos de 4 bytes, de acuerdo con las 8 señales de salida del decodificador.

Dentro de cada grupo, por supuesto, los 4 bytes se individualizan, si es que se desea, por las señales A0 y A1. Para esta tarjeta sólo necesitamos 2 de estos grupos. Tomaremos Y0 para un PPI (puertos), Y1 para el Timer.

Analizaremos el funcionamiento del circuito de decodificación estándar. Los negadores iniciales y las puertas AND se encargaran de la validación del rango de direcciones que va seleccionar la tarjeta. La salida de esta primera parte es el CS propiamente dicho, en este caso es un CS negado.

La segunda parte del circuito se encarga de determinar la dirección de transferencia de datos mediante un buffer bidireccional que se coloca entre el bus de datos del ordenador y la tarjeta. La dirección de transmisión se determina por la señal IOR, y que se conecta directamente al pin del selector de dirección del chip del buffer. Esta señal se encuentra a "0" si se trata de una lectura y a "1" en el caso opuesto. Para que el buffer deje de pasar datos se deben cumplir dos condiciones. La primera es que el CS negado esté a "0" lo que indica que una de estas direcciones de la placa ha sido seleccionada. La otra es que en el mismo momento se debe estar realizando una transferencia de datos, es decir una lectura o una escritura, por tanto una de las señales IOR o IOW debe ser activa.

La señal AEN (Address enable) nos señala que la dirección que se encuentra en el bus de direcciones es una dirección válida. La incluiremos como una señal más de selección.

3.2.2.- UNIDAD DE CONTROL DE TIEMPOS.

Esta unidad esta formada por un temporizador programable el 8253, una base de tiempos y lógica combinacional.

La función de esta unidad es la de proporcionar una serie de impulsos, con los cuales se controla la duración (D), el periodo alto (PA) y el periodo bajo (PB) figura 37.

3.2.2.1.-Temporizador programable.

El 8253 es un contador-timer preparado para ser utilizado como periférico. El chip esta formado por 3 contadores de 16 bits, que son totalmente independientes, soportando incluso señales de reloj distintas. Es un periférico de concepción multifuncional, utilizado normalmente para generar pausas por un tiempo determinado, evitando la necesidad de implementar rutinas específicas para ello, o para generar señales periódicas que podrían dar lugar a un interrupción de servicio.

La primera función es quizás la más utilizada, pues los ciclos de espera son muy comunes en muchas aplicaciones, sobre todo industriales, ya que si se realiza una rutina de código máquina, la CPU queda infrautilizada. En cambio para inicializar el "timer" de forma que realice una función equivalente apenas se necesitan varias instrucciones, con lo que la CPU queda libre para dedicarse a otras tareas.

Las primeras 8 patillas son de datos (D0-D7), conectadas normalmente al bus de datos del ordenador, cumplen tres funciones:

- A.- Programar los modos de funcionamiento.
- B.- Cargar los registros contadores.
- C.- Leer los valores de conteo.

Existen también tres patas CLK0, CLK1 y CLK2, que son las tres señales de reloj de cada contador. Son independientes, soportando una frecuencia máxima de 2 MHz.

La señal CS negada es la selección del chip, que deberá ser conectada a la salida Y1 del decodificador 74LS138, ocupando las direcciones \$308 a \$30B.

Las señales A0 y A1 se conectan a las A0 y A1 del bus de direcciones y sirven para seleccionar el registro con el cual queremos operar. Las señales RD negada y WR negada son las encargadas de determinar si el timer recibe datos (carga de los registros) o los

envía (los registros son leídos). Cuando RD está baja implica salida de datos (la CPU está leyendo el timer).

Cuando WR está baja implica entrada de datos (la CPU está cargando los registros).

Para direccionar los tres registros contadores se utilizan tres de las cuatro combinaciones posibles de A0-A1. Cuando ambas señales están a nivel lógico "1" queda seleccionado un cuarto registro denominado de control, que realiza diversas funciones como la de controlar el modo de operación de cada registro, selección del tipo de conteo (binario o BCD), etc. Este registro es de sólo escritura y no permite ser leído. Con estos elementos (3 contadores, el registro de control y el interfaz con el sistema) se conforma la lógica del 8253.

Los tres registros contadores son de funcionamiento idéntico. Tienen 16 bits de longitud y pueden operar lo mismo en binario que en BCD. Para realizar la cuenta en BCD se consideran los 16 bits divididos en cuatro grupos de 4 bits, siendo cada uno de ellos un dígito BCD.

Para que el 8253 comience a funcionar, debe ser programado. Para programar (inicializar) un registro contador hay que escribir un byte en el registro de control. Estas escrituras se realizan mediante operaciones de E/S por software, en las direcciones ocupadas por el timer. Los tres contadores son programados independientemente y en cualquier orden. El byte que escribimos en el

registro de control tiene el siguiente formato.

BITS.

7	6	5	4	3	2	1	0.
SC1	SC0	RL1	RL0	M2	M1	M0	BCD.

Los cuales indican:

A.-El registro contador.

Codificamos el contador al que nos referimos con los dos primeros bits, SC0 y SC1, del siguiente modo:

SC1	SC0	Contador
0	0	0
0	1	1
1	0	2
1	1	-

B.- El modo en que queremos que opere ese contador.

Cada uno de ellos puede operar de seis modos diferentes, numerados del 0 al 5. Este dato lo indicaremos con los 3 bits de modo M2, M1 y M0, de la siguiente forma:

M2	M1	M0	MODO
0	0	0	0
0	0	1	1
-	1	0	2
-	1	1	3
1	0	0	4
1	0	1	5

C.-Si la cuenta va a ser binario o BCD.

Esta información la suministra el bit BCD.

BCD	tipo de conteo
0	Binario
1	BCD

D.-La forma en la que va a ser cargado el contador.

Esto se indica por 2 bits, RL1 y RL0, que para efectos de inicializar contadores (tienen otras funciones) nos indican:

RL1	RL0	Forma de cargar el contador
1	0	El Byte más significativo
0	1	" " menos "
1	1	El menos y luego el más "

Con esta información se completa la información del registro de control. Tras la escritura de este registro se debe enviar el valor que se desea en uno o dos bytes, dependiendo de lo indicado en RL0 y RL1, que será asignado al contador indicado en SC1 ,SC0, comenzando a actuar en el modo seleccionado por M2, M1 y M0 y tipo de conteo indicado por el bit BCD.

Modos de funcionamiento.

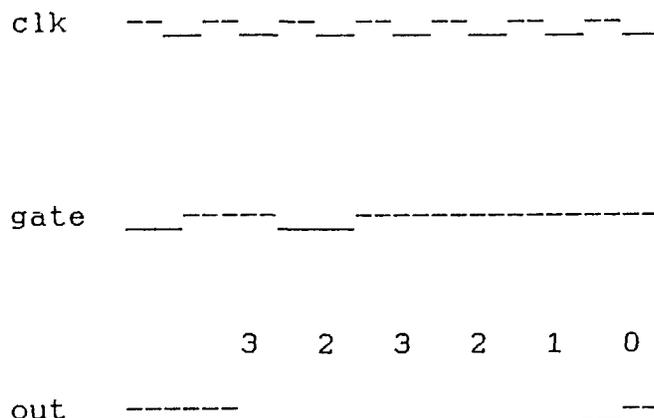
Todos los contadores, son contadores hacia abajo, es decir van decrementando la cantidad que se les introduce. Después de ser introducido el valor, el contador espera un ciclo entero de reloj para sincronizar, y comienza el conteo. La operación normal consiste en producir una señal de salida cuando alcanza el valor cero. Esta señal se genera por el pin OUT respectivo de cada uno de los contadores.

Los contadores también tienen otra señal particular, la señal GATE, que cumple diversas funciones con el conteo, como interrumpirlo, reinicializarlo, etc.

En nuestro caso particular solamente indicaremos las características del MODO 1 que es el que se utiliza en el sistema diseñado. Este modo se caracteriza por los siguientes puntos:

En este modo el contador, después de ser cargado con el valor a decrementar, espera un flanco ascendente de la señal GATE. En el siguiente flanco descendente de reloj, la señal OUT que estaba a "1" cambia a "0" y comienza el conteo. En el momento que el contador alcanza el valor cero, la señal OUT conmuta a nivel alto. En este modo la señal GATE no inhibe la cuenta, pero sí durante ella recibe un flanco ascendente de esta señal, la cuenta se

renicializa desde el valor inicialmente programado.



3.2.2.2.-Base de tiempos.

Para nuestro sistema necesitamos varias frecuencias distintas con el fin de conseguir mejores precisiones y mayores alcances (al cargar los registros).

Los impulsos de reloj son de una frecuencia de 1MHz, generados por un oscilador normal, formado por un cristal de cuarzo de 1Mhz, un 4069 una resistencia y dos condensadores. Esta señal resultado es pasada por tres contadores decimales (contadores decimales 4017), con el fin de dividir la señal de 1MHz a 100KHz en el primero, a 10 KHz en el segundo y a 1KHz en el tercero. Estas frecuencias van a ser las señales de reloj de los tres contadores del timer 8253. El fin de esta variedad de frecuencias es la de conseguir

distintos alcances de medida.

3.2.3.- CONTROL DE LA AMPLITUD DE LOS IMPULSOS.

Este bloque está constituido, por una serie de puertas AND, a las que se le aplica la combinación binaria que aparece a la salida del puerto (A) del 8255. La apertura y cierre de dicha combinación, la efectúa la salida de impulsos patrón, que se obtiene a la salida de la unidad de control de tiempos cuando estos están a nivel bajo y alto respectivamente. La salida de estas puertas es aplicada directamente a la entrada de un convertidor D/A (DAC-08 EP). Se ha empleado un convertidor comercial de 8 bits que tiene un tiempo de conversión menor de 85 ns.

la magnitud de la salida es una corriente que se transforma en tensión mediante un circuito analógico, el mismo dispone de un potenciómetro de ajuste con el cual se poder variar la tensión de salida.

Como sabemos, a la salida del convertidor, obtenemos una corriente proporcional a la combinación binaria aplicada a la entrada del mismo.

3.2.4.- UNIDAD DE EXITACION DE SALIDA.

Esta es una unidad de suma importancia, puesto que va a ser la encargada de proporcionar los niveles de corriente y de tensión dentro de los márgenes

establecidos. Los mismos han sido puestos dependiendo de las variaciones de impedancia del corazón, siempre teniendo en cuenta que la corriente que circule por el corazón no supere los 20 mA.

En nuestro caso, hemos realizado dos modos de salida de los impulsos: tensión y corriente.

Hay que destacar que la relación entre la amplitud del impulso, tanto en el modo tensión como corriente, con respecto al periodo alto (duración) del mismo (PA), viene indicada por la curvas de Weiss. Como resultado se determina que la duración del impulso deba ir acompañado de una disminución exponencial de la amplitud del mismo.

Como ya se ha dicho en la teoría general de marcapasos, en relación a cual es el modo que se debe utilizar en la electroestimulación ha originado gran número de discusiones. Nos limitaremos a fijar los valores que hemos establecido para cada modo, teniendo en cuenta siempre que la impedancia del corazón puede estar entre los valores de 250 y 1000 ohms, aunque en condiciones normales suele presentar una impedancia alrededor de los 500 ohms.

Seguidamente indicaremos las características de cada cada uno de los modos:

3.2.4.1.-Modo tensión.

En este modo la fuente debe mantener el valor de la tensión de salida, independiente de cual sea el valor de la impedancia del músculo al cual esté aplicado, en nuestro caso el corazón.

La fuente debe tener la posibilidad de proporcionar impulsos desde 0 a 10 V de amplitud y además tener un limitador de corriente, que nos limite a 20 mA.

Esta etapa está formada básicamente por un amplificador operacional, dos transistores NPN y una red de resistencias, de las cuales una de ellas forma parte del circuito limitador de corriente.

3.2.4.2.-Modo corriente.

Este modo se caracteriza, porque debe ser una fuente que mantenga el valor de la corriente de salida deseada, siempre controlada por un límite, independiente de cual sea el valor de la impedancia del músculo (corazón).

Esta fuente debe proporcionar pulsos de amplitud entre 0 y 20 mA.

Esta etapa la forma un amplificador operacional y una red de resistencias.

Ambas etapas están alimentadas por tensiones aisladas.

3.2.5.- UNIDAD DE AISLAMIENTO.

Esta es una de las unidades más importantes del sistema con relación a la seguridad del paciente. Con esta unidad de lo que se trata es de evitar que el paciente reciba descargas, sobre todo en este caso en el que el equipo va a estar en contacto directo con el corazón del paciente.

Esta etapa consta básicamente de una fuente aislada, un optoacoplador, un circuito modulador, otro demodulador, y un amplificador de salida.

La fuente aislada (+/-12VA) se ha obtenido a partir de los +12V no aislados. Con estos +12V no aislados se alimenta a un circuito formado por dos osciladores con transistores NPN, cuyas salidas atacan a un transformador separador. Las salidas alternas de este transformador se rectifican con un puente de diodos, obteniéndose así dos tensiones simétricas no reguladas respecto a 0V aislados. Dichas tensiones son también aisladas puesto que provienen del transformador separador. Estas tensiones se usan como entrada a dos reguladores de tensión, uno positivo (7812) y otro negativo (7912), obteniéndose así dos tensiones reguladas de +/-12V que alimentarán toda la parte aislada, (Ver esquemas).

El optoacoplador (OPL1264A), consta de un fototransistor NPN acoplado ópticamente a un diodo de arseniuro de galio, en un encapsulado de 4 patillas.

Este acoplador, por un lado irá alimentado por la fuente no aislada del ordenador, y en su salida lo estará por las tensiones de la fuente aislada.

Tanto para el modulador como para el demodulador se utiliza el chip de 14 patillas 9400CJ, que es un convertidor Voltaje/Frecuencia, y Frecuencia/Voltaje.

El convertidor V/F se emplea en la zona no aislada del equipo para modular la señal de salida del estimulador y obtener un tren de impulsos cuya frecuencia sea en todo momento proporcional a la tensión de entrada.

Este tren de impulsos atravieza el optoacoplador y se introduce, ya en la zona aislada, en el convertidor F/V que demodula la señal, obteniendo otra cuya tensión es proporcional a la frecuencia de entrada del demodulador.

3.2.6.- UNIDAD DE MONITORIZACION ACUSTICA-LUMINOSA.

Es la unidad encargada de la monitorización en todo momento de los impulsos obtenidos a la salida de la unidad de control de tiempos. Esta opción es seleccionable por el usuario en todo momento, pudiendose seleccionar indistinta o conjuntamente la monitorización acústica y luminosa. Tiene la utilidad de poder llevar un control de los impulsos que se estan aplicando a la salida sin necesidad de efectuar un registro o aplicar un osciloscopio, aunque no nos indica la dimensión exacta de cada parámetro.

3.2.7.- UNIDAD DE CONTROL DE E/S.

Esta unidad, es la encargada de mantener en todo momento las condiciones de control que existen en el sistema, además de funciones de transmisión de información (combinación binaria que determina el nivel de amplitud, habilitaciones...etc). Tiene la misión de atender en todo momento los avisos de fin de pulso y de fin de secuencia, con la finalidad de que el programa de control ejecute los pasos convenientes en cada caso, dependiendo de la modalidad de trabajo que se este ejecutando en dicho momento.

3.2.7.1.- Constitución.

Esta unidad de control de E/S la forma un 8255 PPI (Programmable Peripheral Interface). Este es un dispositivo de entrada/salida que dispone de tres salidas de 8 bits que pueden ser usadas de diferentes formas.

Se usará principalmente para actuar como interface para periféricos. Su versatilidad hace que pueda ser aplicado con un amplio rango de ellos.

Las líneas D0-D7 sirven, para conectar el chip al bus de datos, en nuestro caso al de la tarjeta de comunicaciones, por el que se le enviarán tanto los datos que van a ser transmitidos, como las palabras de control que indicaran el modo de funcionamiento del PPI.

Las señales RD y WR (ambas negadas) nos indican el sentido de transmisión de los datos. Cuando RD está baja (activa), la CPU lee el dispositivo, ya sean datos o información de estado. Cuando WR está baja es la CPU la que escribe, bien datos o instrucciones. Para saber a qué puerto de los tres (A, B, C) nos referimos, deberemos tener en cuenta las señales A0 y A1, conectadas lógicamente a las líneas A0 y A1 del bus de direcciones.

La patilla de RESET sirve para inicializar el dispositivo. Las patillas indicadas por PA, PB y PC corresponden a los tres puertos paralelos. Los tres

puertos no son iguales. Los puertos A y B son los que principalmente transfieren datos, mientras que el C se encarga de las funciones de control. Los puertos que se programan son el A y el B, mientras que el C queda definido de acuerdo con las necesidades de los modos en que funcionen A y B. El puerto C queda dividido en dos partes, los 4 bits superiores PC7-PC4 se relacionan con el puerto A, y los 4 inferiores PC3-PC0 se relacionan con el B.

3.2.7.2.-Modos de trabajo.

Hay tres modos de funcionamiento, que se seleccionan en la programación del integrado.

En nuestro caso solamente indicaremos el modo que hemos utilizado en nuestro sistema.

-Modo 0.

Este es el modo fundamental. Los tres puertos funcionan como emisores-receptores de datos, sin que intervengan señales de control. Sin embargo, el puerto C es considerado como dos puertos de 4 bits más que como uno de 8 bits. Todos los puertos pueden ser de entrada o salida, y para indicar cuál es de entrada, y cuál es de salida, se utiliza la palabra de control.

3.2.7.3.-La palabra de control.

La palabra de control es un byte que indica la forma en que va a actuar el PPI.

El primer bit D7 (MSB) indica el significado que va a tener la palabra de control. Si está a "1", el resto de los bits tendrán la siguiente significación:

D6-D5:Indican el modo de trabajo del puerto A.

D6	D5	MODO
0	0	Modo 0
0	1	Modo 1
1	-	Modo 2

D4:Indica si el puerto A va a ser entrada o salida.

D3:Indica si la porción superior del puerto C va a ser de entrada o salida.

D2:Indica el modo de trabajo del puerto B.

D1: Indica si el puerto B va a ser entrada o salida.

D0: Indica si la parte inferior del puerto C (la relacionada con el puerto B) va a ser de entrada o salida.

Para todas las indicaciones de entrada/salida el formato es:

0	Salida
1	Entrada

El modo del puerto B se codifica:

0	Modo 0
1	Modo 1

Con el bit D7 a nivel bajo es posible, en los modos en los que el puerto C es de control, poder poner a "1" o a "0" cada una de las líneas por software, mediante una simple operación de E/S.

Los tres bits D3, D2 y D1 son los que codifican cuál de las 8 líneas es la que queremos afectar y con qué nivel, mediante D0. Los demás bits no tienen significado.

En nuestro sistema hemos hecho trabajar al PPI en modo 0. En el mismo hemos hecho la siguiente distribución: el puerto " PA " se ha utilizado para aplicar la combinación binaria que determinará el nivel de amplitud de los impulsos de salida. El puerto " PB " se utiliza para activar los controles de monitorización acústica-luminosa y de habilitación general del timer. El puerto " PC " lo hemos dividido en dos de cuatro bits, la parte inferior de PC (PC0-PC3), se utiliza para los controles de la unidad de excitación de salida (tensión-corriente), y la parte superior (PC4-PC7), se utiliza para atender los avisos de fin de pulso (para secuencias especiales) y fin de secuencia, que salen del temporizador programable.

3.2.8.- LOGICA COMBINACIONAL.

En esta unidad quedarían englobados todos aquellos chips que se encargan de la combinación y conmutación de las distintas señales.

APARTADO 4. DESCRIPCION GENERAL DEL SOFTWARE.

El software del sistema, está constituido por el conjunto de rutinas que permiten realizar de la forma más cómoda posible, la programación del sistema, ayudado por menús en los lugares que permitan varias

opciones.

El programa debe contener rutinas de introducción de parámetros, comprobación de rangos, inicialización, entrada y salida de información (comunicación), control operativo de los distintos test de estimulación, etc.

Los distintos parámetros de las distintas secuencias son almacenados en ficheros de acceso directo con el fin de que podamos mantener de forma indefinida, secuencias de estimulación características para cada tipo de tratamiento, sin necesidad de volverlas a programar cada vez que se desee realizar un proceso de estimulación. En todo momento se pueden realizar operaciones de modificar, introducir, visualizar, etc.

A lo largo del desarrollo de este apartado indicaremos las particularidades de los distintos test de estimulación, los procesos en la edición de los mismos, los test de estimulación más representativos debido a su aplicación, etc.

4.1.-CARACTERISTICAS DE EDICION DE LAS SECUENCIAS

4.1.1.- DISTINTOS PARAMETROS.

Cada secuencia se programa por separado, con los siguientes parámetros (figura 37).

Se puede comprobar que algunos parámetros se obtienen a partir de otros, pero es que existe la posibilidad de que en vez de introducir la frecuencia se introduzca el periodo bajo o viceversa. Se ha incluido un tiempo de pausa con el fin de retardar un tiempo entre la aplicación de secuencias, aunque dicho valor puede ser 0 por programación y por lo tanto podemos prescindir de dicha pausa.

4.1.2.- MODIFICACIONES APLICADAS A LOS PARAMETROS.

El programa de introducción de datos permite opcionalmente la introducción de modificaciones. Estas se aplicarán a las características iniciales de las secuencias, denominadas modificaciones cíclicas.

Este tipo de modificaciones afectan a los parámetros de una secuencia de ciclo en ciclo, entendiéndose por este la ejecución completa de un tren de impulsos. Estas pueden afectar al PB, PA, y a la amplitud A (Tensión ó corriente).

4.2.- MODOS DE FUNCIONAMIENTO.

El programa general nos permite seleccionar tres modalidades básicas de funcionamiento las cuales son: manual simple y repetitiva (sin modificaciones).

A.-Manual

Esta forma de trabajo se caracteriza en que cada vez que se presione una tecla programada de antemano por teclado, saldrá un impulso con las características especificadas en la opción de introducción de datos. Los impulsos saldrán según el orden de entrada en el fichero.

B.-Simple

Esta modalidad se caracteriza porque cada vez que se presione una tecla, se irán produciendo secuencias programadas de antemano, con las características especificadas en la rutina de introducción de datos. Las secuencias se repetirán el número de veces que se le indique en la rutina de trabajo, este valor no se guarda en fichero.

C.-Repetitiva

En este modo, tras una orden dada al presionar una tecla determinada, se irán produciendo secuencias programadas de antemano y guardadas con las características deseadas. Las secuencias se repetirán de forma continua, hasta que por teclado se le de una orden de parada.

Hay que señalar que en el caso repetitivo sin modificaciones, las secuencias son programadas en el mismo fichero que en el modo simple, solo que las secuencias no se repetirán un número de veces indicado, sino por una orden de paro por teclado.

Junto a estos modos de trabajo, en la modalidad repetitiva, se han incluido otros programas que permiten aplicar modificaciones (cíclicas) a una secuencia en sus parámetros.

Seguidamente indicaremos algunas secuencias que por sus características, se corresponden con las más utilizadas en los tratamientos, aunque eso no excluye a otros tipos, todavía por desarrollar. En estas secuencias se aplica algún tipo de modificación en sus parámetros.

a.-Secuencias con parámetros variables.

b.-Test de extraestímulos (E) acoplados, se va emitiendo cada vez a intervalos de tiempo menores con respecto a un tren de estimulación básico. Este tren se compone de un número de impulsos determinados de antemano.

En el primer caso, además de los parámetros programados normalmente, se introducirán unos límites, de tal manera que cuando se alcance el valor límite de alguno de ellos, se interrumpa la emisión de las secuencia.

En el segundo caso, se define por una parte el denominado tren básico de estimulación el cual no recibirá modificaciones en su frecuencia. Y por otro lado el extraestímulo (E) acoplado al tren básico de estimulación con intervalos de acoplamiento variables de forma automática, hasta unos valores límites.

4.3.- OPCIONES EN EL MODO DE TRABAJO.

El menú nos permite las distintas modalidades o alternativas de trabajo, como son seleccionar el modo de funcionamiento manual, simple o repetitivo, y en el caso repetitivo, con sus dos modalidades con o sin modificaciones.

El menú también nos permite seleccionar el canal con el que se desea trabajar, esto es en caso de existir varios canales de salida o entrada (el hardware ha quedado preparado para la selección de 8 periféricos, dos de estas selecciones permitidas han sido utilizadas ya con la realización del prototipo, las otras selecciones están pensadas para que permitan aumentar el número de canales de salida o entrada. Luego el modo de monitorización (acústica o luminosa). Seguidamente se seleccionara el modo de excitación de salida, en modo corriente o tensión.2a*)

4.4.- DISTINTOS RANGOS Y COMPROBACION DE REBASAMIENTO.

Seguidamente se indican los distintos parámetros de las secuencias y los valores de las posibles modificaciones con los valores mínimos de variación de los distintos parámetros en caso de modificaciones.

Rangos	Resolución

0=< P <=65000 ms	
60=< PB <=65000 ms	

0.5= \leq PA \leq 20 ms
61= \leq D \leq 65000 ms
1= \leq F \leq 1000 p/m
1= \leq NP \leq 65000 p
0= \leq AT \leq 10 volt.
0= \leq AC \leq 20 mA

Modificaciones

Temporales	1ms
Amplitud tensión	0.05V
Amplitud corriente	0.1mA

Dentro de la opción de introducción de datos se ha tenido en cuenta una subopción que permita la comprobación de rangos.

Como mínimo se debe de cumplir que:

$$PA+PB+P \leq D$$

Y otras condiciones de límites de los distintos parámetros, los mismos están perfectamente reflejados en el programa.

4.5.- EVOLUCION EN LA PROGRAMACION PRINCIPAL.

En este apartado solamente indicaremos los pasos a seguir desde un menú denominado principal. Este menú nos permite tres opciones, una de ellas es la base de datos de paciente, en la misma se registran todas las características generales del paciente antes y después del tratamiento. Otra es la de ayuda al sistema, en la misma se reflejan todas aquellas particularidades y posibilidades que tiene el sistema (modos de trabajo, alcance, etc..). Otra es la START del sistema, esta nos lleva a un menú de trabajo, en el que una de sus opciones es la de introducir parámetros de las secuencias, otras opciones son modificar , visualizar etc...

Indicaremos que los parámetros se guardarán en ficheros de acceso directo, lo que nos permitirá mantener los datos programados de forma indefinida, sin necesidad de estar continuamente programando el sistema. Habrán tantos ficheros como modos de funcionamiento.

MENU PRINCIPAL

- 1.- Start del sistema
- 2.- Base de datos de paciente
- 3.- Ayuda al sistema

Elija opción

1.-MENU DE TRABAJO

- 1.-Introducción de parámetros
- 2.-Puesta en marcha del sistema
- 3.-Visualización de parámetros
- 4.-Modificación de parámetros
- 5.-Menú principal

Elija opción.

4.5.1.- INTRODUCCION DE PARAMETROS.

4.5.1.1.-Modos de funcionamiento.

- A.-Manual
- B.-Simple
- C.-Repetitiva

A.-Manual.

- .-N. de impulsos a programar.
- .-Características de los impulsos

B.-Simple.

- .-N. de secuencias
- .-Características de cada secuencia
- .-Comprobación de rebasamiento

C.-Repetitiva

Sin modificaciones, igual que el modo simple
(única diferencia la orden de parada).

Con modificaciones.

c.1.-Frecuencias variables.

- .-Características de cada secuencia

.-Modificaciones (periódicas)

.-Limites de las características de las
secuencias.

.-Comprobación de rebasamiento

NOTA:

Solamente se ha desarrollado la opción de
introducción de parámetros. Las otras opciones son
faciles de comprender, además muchas subrutinas son
utilizadas en las mismas opciones.

APARTADO 5.- SEGURIDAD ELECTRICA DEL EQUIPO MEDICO

5.1.- SEGURIDAD DE LOS EQUIPOS BIOMEDICOS.

Una de las características mas importantes en la realización de cualquier equipo biomédico, es la seguridad física del paciente, evitándole todo tipo de riesgos de choque eléctrico tanto en funcionamiento normal como cuando se produzca algún fallo.

Existen basicamente tres tipos de medidas de seguridad a adoptar cuando se conecta un equipo a un paciente: De tipo biológico; químico y eléctrico.

Las medidas de tipo biológico son aquellas que aseguran la ausencia total de microorganismos en los equipos que se conectan directamente al paciente.

Las medidas de tipo químico son aquellas que se han de tomar para evitar la intoxicación o envenenamiento del medio interno del paciente por agentes químicos.

Las medidas de tipo eléctrica son aquellas que se han de tomar respecto a posibles descargas y de limitación de los valores de intensidad y tensión que se aplican al paciente.

5.2.- CLASIFICACION DE LOS EQUIPOS BIOMEDICOS EN RELACION CON LA SEGURIDAD.

Dependiendo de la aplicación que se pretenda dar al equipo, existen diversos niveles de seguridad. La Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), hace una clasificación según la protección utilizada, y según el nivel de protección.

Según la protección utilizada se pueden clasificar en Clases I,II,III y equipos con alimentación interna.

Según el nivel de protección se clasifican en tipos B, BF, CF y H.

Clase I: Los equipos pertenecientes a esta clase son aquellos en los que la protección no sólo se obtiene con el aislamiento básico, sino que se incluirán precauciones auxiliares, de forma que se disponga de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que no puedan estar a tensión elevada en caso de fallo de aislamiento.

Clase II: Son aquellos en los que la protección no recae sólo sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o

aislamiento reforzado, no existiendo provisión para una puesta a tierra de seguridad. Existen tres tipos generales de equipos de esta clase: los que incorporan una cubierta aislante, los de cubierta metálicas y los mixtos.

Una precaución que se debe tener a la hora de diseñar un equipo de esta clase, es la de no conectar condensadores al chasis desde la alimentación con el propósito de disminuir el nivel de parásitos que el equipo capte o emita. Ello disminuiría el doble aislamiento y, en consecuencia la protección.

Clase III: Son aquellos en los que la protección se basa en alimentar a tensiones muy bajas de seguridad, no generándose tensiones mayores que ésta en el equipo.

Para que un equipo pueda ser clasificado dentro de cualquiera de las tres clases anteriores, la parte de alimentación, al menos, aparte de disponer de un aislamiento básico, ha de incorporar algún tipo más de protección de los tipos I, II o III, es decir, debe incluir tercer conductor o estar doblemente aislada o estar alimentada en baja tensión.

-Serán equipos de alimentación interna aquellos en los que no se provea ninguna conexión eléctrica desde el exterior a la fuente interna en funcionamiento normal. Es decir, estarán alimentados a pilas o baterías, pero en este segundo caso el equipo

no podrá ser utilizado mientras se recargan las baterías.

-Serán equipos tipo B todos aquellos de clase I, II, III o con alimentación interna que provean un adecuado grado de protección respecto a corrientes de fugas y fiabilidad de la conexión de tierra (si es el caso). Deberán ser equipos tipo B, según la norma CEI todos aquellos de usos médicos que no tengan una parte directamente aplicada al paciente.

-Serán equipos tipo BF aquellos de tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente flotante eléctricamente. Lo deberán ser aquellos que tienen una parte aplicada al paciente.

- Serán equipos CF aquellos de las clases I, II o alimentados internamente que permitan un alto grado de protección en relación con corrientes de fugas y con entrada flotante. Todos los equipos en que se pueda establecer un camino directo al corazón del paciente habrán de ser de este tipo.

-Serán equipos de tipo H aquellos de las clases I, II y III o de alimentación interna que provean protección frente a las descargas eléctricas comparable a la que se obtiene en los electrodomésticos

5.3.- SEGURIDAD ELECTRICA DE LAS INSTALACIONES HOSPITALARIAS

Conviene definir la instalación eléctrica como el conjunto de conductores, interruptores, transformadores y todo lo necesario para suministrar energía al equipo electromédico.

El peligro que se puede derivar de la instalación de cara al paciente, suele consistir en la aparición entre diversos puntos de la instalación, de diferencias de potencial de magnitud suficiente, como para originar corrientes excesivas a través de él que puedan producir efectos nocivos. De ahí que la mayor parte de las medidas a tomar en una instalación hospitalaria suelen tender a mantener, lo que se denomina, un espacio equipotencial alrededor del paciente. Normalmente se recurre a poner a tierra los equipos que rodean al paciente a través de una red equipotencial dentro de la sala en que se encuentre, aislando la red de tierra e incorporando dispositivos que disminuyan la duración de las corrientes potenciales que pueden atravesar al paciente.

En cualquier caso las salas del hospital deberán recibir distinto tratamiento dependiendo de la situación del paciente dentro de ellas, de forma que los quirófanos requerirán un tratamiento distinto a las salas de vigilancia intensiva o las salas comunes de tipo general. Como norma general los sistemas de alimentación hospitalaria se realizarán mediante una red de cinco conductores con neutro aislado y

separado, y conductores de protección aislados y separados

La seguridad eléctrica de las instalaciones hospitalarias abarca actualmente no sólo la protección frente a explosiones y frente a los fallos en el suministro eléctrico sino que debe contribuir a evitar los riesgos de microshock y macroshock, conjuntamente con las medidas incorporadas en los equipos de electromedicina.

Para evitar el macroshock se recurre al empleo de conductores de protección que ofrezcan un camino de baja impedancia en paralelo con el paciente.

Para la prevención del microshock, las instalaciones para equipos electromédicos deben disponer de un sistema de toma de tierra elaborado y con sistemas de alimentación aislados y monitorizados continuamente.

5.4.- EFECTOS DE LAS CORRIENTES ELECTRICAS EN EL ORGANISMO.

Se puede afirmar que las corrientes eléctricas, al atravesar el cuerpo humano, pueden producir dos tipos de fenómenos, que son los que se trata de evitar con las precauciones propias de la seguridad eléctrica de equipos e instalaciones. Estos fenómenos en líneas generales son:

-Alteraciones funcionales transitorias del sistema neuromuscular debido a la propiedad de la excitabilidad de las células nerviosas y musculares. Estas alteraciones funcionales van, desde el simple cosquilleo producido sobre las terminaciones nerviosas por el paso de la corriente, hasta la inhibición de los centros nerviosos que controlan los movimientos respiratorios, pasando por toda una gama de contracciones musculares más o menos violentas o la desorganización de la contracción cardíaca.

-La destrucción inservible de tejidos es el fenómeno que se da cuando los niveles de energía eléctrica son elevados. La gama de efectos posibles va desde la aparición de quemaduras superficiales de lenta y difícil cicatrización, hasta la destrucción de tejidos vitales profundos.

5.4.1.- Nivel de percepción de corrientes eléctricas.

El mínimo nivel de corriente que puede ser detectado por una gran mayoría de personas es lo que se denomina nivel de percepción. La corriente eléctrica se comienza a percibir cuando resultan excitadas las terminaciones nerviosas y los nervios sensitivos. El peligro de estas corrientes no reside en sus efectos nocivos, sino en que pueden dar lugar a sorpresas con los consiguientes movimientos involuntarios que sí pueden producir accidentes.

Según estudios realizados, se observa que en condiciones ambientales particulares, los niveles de corrientes detectados pueden ser extremadamente bajos. Según Grimnes, a 50 Hz se pueden detectar niveles de hasta 10 microamp.

También se observa que el umbral de percepción varía en función de la frecuencia. Mientras que el 50% de las personas presentan un umbral de percepción a 50 Hz de 1 mA, a 100 KHz este umbral sube por encima de los 100 mA, lo cual pone de manifiesto la peligrosidad de la frecuencia normalmente utilizada en la distribución de energía.

5.4.2.-Contracciones musculares.

Las fibras musculares presentan la propiedad de la excitabilidad eléctrica, es decir, se contraen al ser atravesadas por suficiente corriente.

Se define como corriente de reacción de un determinado músculo en unas condiciones experimentales dadas, aquella corriente mínima que provoca una contracción del músculo.

Otro fenómeno importante propio de la contracción muscular es lo que se denomina tetanización del músculo. Consiste en la contracción máxima e ininterrumpida producida, bien por una corriente de elevado valor aplicada continuamente o bien por la aplicación de estímulos de amplitud suficiente por encima de una determinada frecuencia. Una

tetanización prolongada, aparte de ser muy dolorosa, puede incluso provocar el desgarro del músculo, la rotura de ligamentos o incluso huesos.

5.4.3.- Fibrilación cardíaca.

El corazón es un músculo que dispone de un conjunto de cavidades en su interior, dispuestas de tal forma que actúa como una bomba, impulsando la sangre a través del circuito mayor por medio de la arteria aorta y a través del circuito menor o pulmonar por medio de la arteria pulmonar. El accionamiento del corazón se realiza en base a las propiedades de las fibras musculares que constituyen el miocardio. Todas estas fibras presentan la particularidad de que se despolarizan eléctricamente y contraen periódicamente. Sin embargo la contracción en todo el volumen del músculo es perfectamente ordenada para obtener un buen rendimiento de bombeo. Ello se consigue mediante la acción de dos núcleos, denominados seno auricular y seno auricoventricular respectivamente que actúan como sincronizadores del conjunto de la acción.

El paso de la corriente eléctrica a través del corazón puede provocar la despolarización de conjuntos de fibras musculares de forma prematura, de modo que la secuencia de activación y de contracción de las diferentes zonas del miocardio puede verse alterada. En el límite puede ocurrir el denominado fenómeno de

fibrilación cardiaca. Este fenómeno consiste en que las fibras del miocardio se contraen caóticamente, con lo que el corazón pierde su eficiencia como bomba, dando lugar a una caída generalizada de presión arterial. En breves minutos, de proseguir la fibrilación, se pueden producir daños irreversibles en el sistema nervioso central por falta de oxigenación y finalmente la muerte.

Resulta, pues, muy importante cuantificar los niveles de corriente que, aplicados a la superficie del cuerpo, producen fibrilación. El problema consiste aquí en el planteamiento experimental. Como es obvio, no se pueden realizar experiencias en personas, por lo que la mayor parte de los datos de que se dispone se han obtenido en perros, habiéndose extrapolado los resultados para hombres.

5.4.4.- Fibrilación por medio de catéteres.

La necesidad de introducir catéteres, dentro del sistema circulatorio o de las mismas cámaras del corazón, a fin de realizar medidas de hemodinámica, introduce un factor de riesgo de fibrilación sobre el paciente por paso de corriente a través del catéter proveniente del exterior del organismo. Conviene, pues conocer los niveles de corriente industrial que provocan fibrilación al atravesar directamente el corazón a través de un catéter conociendo los parámetros de éste.

Los experimentos de Z. Roy y R. Scott vienen a aportar datos a esta cuestión. Fueron realizados con un catéter de area activa variable aplicada sobre el pericardio del corazón de perros de diversas razas y tamaños por medio del montaje de la figura 38. En este montaje se observa que se monitorizan simultáneamente el electrocardiograma y la presión arterial, pudiendo dar cuenta de fallos de bombeo y de la aparición de fibrilación cardíaca. Como conclusión de estas experiencias se obtiene que la corriente necesaria para producir fibrilación crece con el área del catéter. La figura 39 muestra claramente el fundamento de por qué falla el corazón. Representa la densidad de corriente necesaria para producir fibrilación en función del área efectiva del catéter. Se observa que la densidad de corriente necesaria disminuye al aumentar el área de aplicación de dicha corriente, si el fenómeno es muy local no se producirá fibrilación, ya que sólo se despolarizarán unas pocas fibras. Si se extiende el área de aplicación, con menor corriente se producirá el fenómeno.2a*)

5.4.5.- Consideraciones generales.

Como resumen de los efectos de las corrientes eléctricas sobre el organismo se puede afirmar que dichos efectos dependen de la amplitud de dicha corriente, del tiempo de aplicación, de su frecuencia, y del área de contacto con la piel. El peligro es

máximo cuando se rompen las barreras naturales de protección del organismo a la corriente eléctrica, y en particular, cuando las corrientes se aplican directamente al corazón.

Para corrientes superiores a las de fibrilación aplicadas por encima de la piel se producen calentamientos de los tejidos y electrolisis. Las proteínas presentes se desnaturalizan y la posterior cicatrización de las heridas superficiales suele ser muy lenta. En el caso de que se destruyan tejidos nerviosos importantes se producen paradas cardíacas y respiratorias que pueden resultar irreversibles.

5.5.- ESTUDIO DE CASOS DE PELIGRO ELECTRICO.

Básicamente se pueden dar dos tipos de situaciones de peligro: El denominado macroshock y el microshock. El primero ocurre cuando fluye suficiente corriente a través de la piel del sujeto para causar sensibilidad, efectos motores, fibrilación, quemaduras, etc. El microshock se refiere a aquellas situaciones en las que, por el hecho de haber introducido algún tipo de conductor debajo de la piel o en las proximidades del corazón, cantidades pequeñas de corriente, que no son detectadas por un sujeto al atravesarle la piel, pueden provocar fibrilación del

músculo cardíaco u otros efectos adversos sobre el paciente.

Comenzando por los casos más clásicos de macroshock, que podrán afectar al paciente o al personal médico, en la figura 40 se muestra un caso típico. Si las partes metálicas de un equipo de hospital no están puestas a tierra, un cortocircuito ocasional o pérdida de aislamiento del cable de alimentación con el chasis, puede colocar a éste a la tensión de red. Si un usuario lo toca, se establece un camino a tierra de la corriente, que fluirá a través del usuario.

Una posible solución a este problema consiste en poner el chasis a tierra a través de un tercer conductor del enchufe de conexión, tal como se muestra en la figura 41. Este conductor proporciona un camino de baja impedancia para la corriente, en paralelo con el usuario, derivando así la corriente que le atravesaba en el caso anterior.

Como conclusión se puede decir que todos los aparatos del medio hospitalario deberán llevar un tercer conductor de puesta a tierra, debiéndose evitar los adaptadores de clavijas de 3 a 2 conductores así como los empalmes o alargadores que aumenten la resistencia del tercer conductor. El estado de los

cables de alimentación, sus cubiertas, los enchufes, tomas de red, etc., habrán de ser periódicamente inspeccionados.

Se pueden dar casos de microshock en situaciones absolutamente inesperadas que, normalmente, se incluyen en alguno de los casos que a continuación se describen. Conviene introducir el concepto de corriente de fugas de un equipo. Se define como aquella corriente que fluye entre las partes activas o sometidas a tensión eléctrica del equipo y las partes metálicas accesibles. Normalmente esta corriente presentará una pequeña componente resistiva debida a las fugas del aislamiento de los cables de alimentación, así como una fuerte componente reactiva debida a acoplos capacitivos e inductivos entre los cables de alimentación, transformadores etc. y el chasis del equipo. Si el aparato dispone de tercer conductor de puesta a tierra, esta corriente fluirá por él, de forma que el chasis se situará a un potencial igual a la corriente de fugas multiplicada por la resistencia del hilo de tierra. Esta tensión, en casos normales, nunca deberá ser superior a algunos milivoltios, por lo que la situación nunca debería ser peligrosa para el paciente. Sin embargo, en ciertos casos, la situación se puede complicar en pacientes con catéteres cardíacos insertados o con agujas subcutáneas conectadas a algún tipo de equipo.

Estudiemos algunos de estos casos.

5.5.1.- Rotura del conductor de tierra.

Supongamos el caso en que se rompe el hilo de tierra, toda la corriente de fuga fluirá a través del paciente causando, sin duda un microshock. El problema consiste en como evitar este caso. Existen algunas soluciones tales como las siguientes:

a) Disminuir al máximo la corriente de fugas. Sin embargo rebajarla por debajo de 10 microAmps puede ser practicamente imposible.

b) Incluir un dispositivo en el equipo que monitorice la integridad del conductor de tierra. Es un método que no evita el microshock pero puede ayudar a preverlo.

c) Disponer un segundo conductor de tierra presenta el inconveniente que debe asegurarse que cada vez que se conecta el aparato dicha conexión se realiza.

d) Otra posibilidad consiste en aislar eléctricamente las conexiones con el paciente, es decir, aumentar desde el equipo la impedancia con la que se ve el paciente. Ello se consigue disponiendo una separación por medios ópticos, electromagnéticos, etc. entre las partes en contacto con el paciente y el resto del equipo.

5.5.2.- Equipos no puestos a tierra.

Ocurre a veces, que en el entorno del paciente se encuentran equipos o aparatos que, por su naturaleza aparentemente inocua, no incorporan medidas de seguridad adecuadas, constituyéndose en un potencial peligro de microshock. Tal es el caso que se representa en la fig 42. El catéter se utiliza aquí para medir la presión en el sistema circulatorio, estando el monitor puesto a tierra. Si el paciente toca, por ejemplo una lámpara que no incorpore un hilo de tierra, puesta sobre su mesilla, la corriente de fugas de este aparato podrá derivarse a tierra a través del corazón del paciente, según muestra el circuito equivalente mostrado en la figura. Las corrientes de fugas de los electrodomésticos habituales suelen ser, como es obvio, superiores a las de los equipos de uso médico, pudiendo llegar a algunos miliamperios, por lo que pueden producir un microshock muy grave. Por lo tanto se debe evitar poner aparatos sin toma de tierra en las cercanías del paciente.

5.5.3.- Naturaleza del circuito de tierra.

Puede ocurrir que en una determinada instalación se cumpla que todos los equipos conectados al paciente estén aislados y que en su entorno no

existan aparatos sin poner a tierra y que un defecto de diseño de la instalación en su circuito de toma de tierra pueda provocar problemas de microshock. Uno de estos casos sería por ejemplo el de un paciente conectado a través de un catéter a un monitor de presión, y por otro lado se controla el ECG mediante unos electrodos y un monitor. Ambos equipos se encuentran puestos a tierra. Si se conecta al hilo de tierra del monitor de ECG un electrodoméstico, como por ejemplo una aspiradora, con un fallo de aislamiento, puede ocurrir que circulen corrientes elevadas a través de uno de los conductores de tierra (ver fig 43), de tal manera que se cree una diferencia de potencial entre los dos equipos conectados al paciente, con el consiguiente peligro de microshock.

Las conclusiones que se pueden sacar de este ejemplo serían las siguientes: a) Conviene poner todas las tomas de corriente próximas al paciente en un panel único con todas las tomas de tierra juntas. b) Es imprescindible establecer un circuito exclusivo para conectar a la red el equipo médico. c) Resulta muy recomendable comprobar periódicamente el potencial de la toma de tierra de los enchufes respecto a las superficies conductoras.

5.5.4.- Peligros en cardioscopios a baterías.

En determinadas circunstancias ocurre que un equipo alimentado a baterías puede presentar peligro dentro de un quirófano debido a la presencia en él de un bisturí electrónico o un desfibrilador. El problema está plateado en la figura 44. Un desfibrilador aplicado a un paciente emite impulsos de 8 a 16 KV en espacios de tiempo del orden de milisegundos. Por otra parte, un bisturí electrónico puede emitir bastante potencia como para que su efecto pueda ser peligroso si se aplica inadecuadamente. El problema consiste en el camino de baja impedancia que puede proporcionar para las corrientes de alta frecuencia la capacidad parásita presente a la entrada del cardioscopio. Estas corrientes pasarían, pues, a masa a través de un operador que tocara alguna parte del cardioscopio.

La posible solución de este problema, que consiste en aumentar la impedancia de entrada del cardioscopio, se consigue incluyendo en serie con la entrada del equipo un filtro paso bajo. Este circuito protege al cardioscopio de deterioro por aplicación de tensiones excesivas de alta frecuencia y aumenta su impedancia de entrada para dichas señales.

Las medidas de precaución que se han ido apuntando a lo largo de los anteriores ejemplos se pueden concretar y resumir de la siguiente forma:

a) Se deben disminuir, en la construcción de los aparatos de uso médico, las corrientes de fugas. Para ello se habrán de utilizar cables de conexión lo más cortos posibles dentro de la caja del equipo y lo más separados posible del chasis metálico.

b) Se han de utilizar cables de alimentación con tres terminales asegurándose de la continuidad del hilo de tierra. Asimismo se ha de crear, alrededor del paciente, un espacio equipotencial, asegurándose mediante la conexión de las tierras de los equipos a un mismo punto y mediante el control periódico, de que no existen diferencias de potencial peligrosas para el paciente o el operador.

c) El circuito de la corriente de fuga ha de presentar una impedancia lo mayor posible. Ello se puede conseguir mediante el uso de un transformador de aislamiento.

El fundamento de este dispositivo se refleja en la figura 45. Se inserta en el circuito de alimentación del equipo o de la instalación. De esta forma, si se produce una pérdida de aislamiento en los hilos de alimentación que pusiera el chasis bajo tensión, el camino de la corriente de fugas, a través de conductor de tierra presentaría una gran impedancia, ya que fundamentalmente vendría dada por la capacidad parásita primario-secundario del

transformador. De esta forma la impedancia del circuito, en un caso de cortocircuito con el chasis, pasaría de valer unos pocos ohmios a decenas de megaohmios o incluso más.

d) Es indispensable aislar conductivamente los circuitos en contacto directo con el paciente. El caso más común es el de los electrocardiógrafos. Los circuitos de entrada del amplificador habrán de estar flotantes con respecto al chasis del equipo, para lo cual se puede utilizar acoplamiento óptico o a través de transformador tanto de las señales de ECG como de la alimentación del circuito de entrada. El problema se encuentra resuelto tecnológicamente de forma satisfactoria incluso a nivel de circuitos de amplificación monolíticos o híbridos que permiten realizar este desacoplo, proporcionando impedancias de aislamiento de los terminales de entrada al chasis del equipo superiores a las decenas de megaohmios o incluso del orden de los centenares de megaohmios. No obstante, por muy bueno que sea el aislamiento, no conviene olvidar las inevitables capacidades parásitas del paciente a tierra, que pueden proporcionar un camino paralelo para las corrientes de fugas aplicadas a través de un equipo que accidentalmente toque al paciente de forma directa o a través de un operador.

e) Por último resulta recomendable la utilización de alarmas que detecten la intensidad de la corriente en el circuito de fugas. Estas alarmas

pueden contribuir a evitar el macroshock pero, evidentemente, no son adecuadas para prevenir un microshock.

CONCLUSION.

La estimulación cardíaca mediante la aplicación de impulsos eléctricos se utiliza con distintos fines, tanto experimentales, como terapéuticos.

En el campo de la electrofisiología cardíaca la progresiva complejidad de los estudios ha hecho necesario el desarrollo de electroestimuladores cada vez mas precisos y versátiles que a su vez han ampliado las posibilidades de análisis de las propiedades electrofisiológicas de las estructuras cardíacas.

Con la configuración del electroestimulador cardíaco programable desarrollado en éste proyecto, que contempla la posibilidad de crear y modificar distintos tipos de test de estimulación, se pueden hacer entre otros los siguientes estudios:

- Determinación del tiempo de recuperación del nódulo sinusal.

- Determinación del punto de aparición de los ciclos de Wenckebach, que nos dan una información sobre la conducción de los impulsos en los nódulos sinusal y auriculoventricular.

Pero las posibilidades de éste equipo no están agotadas puesto que se pueden introducir algunas modificaciones o mejoras que aumentarían sus prestaciones y con ello los posibles estudios a realizar.

Con la introducción de extraestímulos variables acoplados a test básicos de estimulación se podrían hacer estudios que nos permitirían obtener datos sobre la refractariedad de una determinada estructura, sobre su excitabilidad o sobre las condiciones para el desencadenamiento o cese de determinados tipos de arritmias.

Otra posible mejora para éste equipo sería la incorporación de una unidad de captación de señales externas, con lo que se podría sincronizar o inhibir la salida del equipo con señales como la de un electrocardiógrafo o la de un equipo de detección de la señal de His.

En resumen, el equipo aquí desarrollado estaría integrado en un sistema de estudio de enfermedades cardiovasculares (ver figura 46), cuya misión sería la de servir de vínculo entre el equipo de investigación y el paciente, en donde el ordenador es la herramienta con la que se programan los distintos valores de los test de estimulación y el electroestimulador es el equipo capaz de generar las señales programadas.

PROGRAMA DE CONTROL DE SISTEMA

```

10 REM #####
20 REM ##### PROGRAMA DE CONTROL DEL ELECTROESTIMULADOR CARDIACO #####
30 REM #####
40 KEY OFF
50 DIM MAS(20,3),SEC(20,6),SEM(20,14)
60 DIM SAL(50),PAT(50),LSBA(50),MSBA(50),LSPB(50),MSPB(50),LSBD(50),MSBD(50),V(50)
70 DIM SAR(20,30),LSAR(20,30),MSAR(20,30),LSBR(20,30),MSBR(20,30),SUMAC(20,30),SUMAT(20,30),SUMAB(20,30),SUMAA(20,30),REP(20)
80 CLS
90 PRINT "#####
#####"
100 COLOR 16,7:PRINT " ELECTROESTIMULADOR          CARDIACO
PROGRAMABLE":COLOR 7
110 PRINT "#####
#####"
120 PRINT:PRINT
130 PRINT TAB(20)"===== MENU DE TRABAJO ====="
140 PRINT:PRINT
150 PRINT TAB(25) " 1.- INTRODUCCION DE PARAMETROS "
160 PRINT
170 PRINT TAB(25) " 2.- PUESTA EN MARCHA DEL SISTEMA "
180 PRINT
190 PRINT TAB(25) " 3.- VISUALIZACION DE PARAMETROS "
200 PRINT
210 PRINT TAB(25) " 4.- MODIFICACION DE PARAMETROS "
220 PRINT
230 PRINT TAB(25) " 5.- MENU PRINCIPAL "
240 PRINT
250 LOCATE 23,40:PRINT " ELIJA UNA OPCION ENTRE 1 Y 5"
260 M$=INKEY$
270 IF M$="" THEN GOTO 260
280 IF NOT (M$="1" OR M$="2" OR M$="3" OR M$="4" OR M$="5" ) THEN PRINT"ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 260
290 A=VAL(M$)
300 CLS
310 ON A GOTO 340,960,3220,4490,5270
320 CLS
330 REM #####
340 REM RUTINA DE INTRODUCCION DE PARAMETROS
350 REM #####
360 PRINT
370 PRINT TAB(26)" #####"
380 COLOR 31:PRINT TAB(26)" INTRODUCCION DE PARAMETROS":COLOR 7
390 PRINT TAB(26)" #####"
400 GOSUB 5420
410 ON B GOTO 420,540,680,80
420 REM #####
430 REM INTRODUCCION DE PARAMENTROS EN FORMA MANUAL
440 REM #####
450 LOCATE 15,10:PRINT " NUMERO DE ESTIMULOS QUE DESEA PROGRAMAR...? "
460 INPUT A
470 GOSUB 7190
480 GOSUB 6670
490 FOR X=1 TO A
500 GOSUB 5570
510 NEXT X
520 CLOSE#1
530 CLS:GOTO 370
540 REM #####

```

```

550 REM INTRODUCCION DE PARAMETROS EN FORMA SIMPLE
560 REM #####
570 CLS
580 LOCATE 10,20
590 PRINT "NUMERO DE SECUENCIAS QUE SE DESEA PROGRAMAR...?"
600 INPUT NS
610 GOSUB 7320
620 GOSUB 6810
630 FOR X=1 TO NS
640 GOSUB 5720
650 NEXT X
660 CLOSE#2
670 CLS:GOTO 360
680 REM #####
690 REM INTRODUCCION DE PARAMETROS EN LA FORMA REPETITIVA
700 REM #####
710 PRINT:PRINT:PRINT:PRINT
720 LOCATE 10,10:PRINT TAB(18) "-----"
730 PRINT TAB(18) "SECUENCIAS CON MODIFICACIONES, INDIQUE S/N...?"
740 PRINT TAB(18) "-----"
750 A$=INKEY$
760 IF A$="" THEN GOTO 750
770 IF A$="N" THEN GOTO 570
780 IF A$="S" THEN GOTO 800
790 IF NOT ( A$="S" OR A$="N") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 750
800 REM #####
810 REM TESTS DE PARAMETROS VARIABLES
820 REM #####
830 CLS:LOCATE 10,10
840 PRINT "-----"
850 PRINT TAB(10)";;INTRODUCCION DE SECUENCIAS CON PARAMETROS VARIABLES !!"
860 PRINT TAB(10) "-----"
870 PRINT:PRINT:PRINT TAB(10)"NUMERO DE SECUENCIAS QUE SE DESEA PROGRAMAR...?"
880 INPUT NS
890 GOSUB 7410
900 GOSUB 6980
910 FOR X=1 TO NS
920 GOSUB 5920
930 NEXT X
940 CLOSE#3
950 CLS:GOTO 360
960 CLS
970 PRINT TAB(26) "#####"
980 COLOR 31:PRINT TAB(26) "PUESTA EN MARCA DEL SISTEMA":COLOR 7
990 PRINT TAB(26) "#####"
1000 GOSUB 5420
1010 ON B GOTO 1030,1570,2160,80
1020 CLS
1030 REM #####
1040 REM EJECUCION EN FORMA MANUAL
1050 REM #####
1060 GOSUB 6260
1070 OPEN "A:NES" AS#4 LEN=10
1080 FIELD#4,10 AS E$
1090 GET#4,1
1100 NE=CVI(E$)
1110 PRINT:PRINT:PRINT TAB(10) " EL NUMERO DE IMPULSOS PROGRAMADOS SON:";NE
1120 CLOSE#4
1130 OPEN "A:PULSO" AS#1 LEN=30
1140 FIELD#1,10 AS A$,10 AS T$,10 AS C$

```

```

1150 PRINT:PRINT:PRINT TAB(10) " CUANTOS IMPULSOS QUIERE OBTENER"
1160 INPUT NEE
1170 FOR X=1 TO NEE
1180 GET#1,X
1190 MAS(X,1)=CVI(A$)
1200 PAT(X)=MAS(X,1)*100
1210 MAS(X,2)=CVI(T$)
1220 MAS(X,3)=CVI(C$)
1230 IF EX$="1" THEN SAL(X)=INT(MAS(X,2)*255/10) ELSE SAL(X)=INT(MAS(X,3)*255/2
0)
1240 MSBA(X)=INT(PAT(X)/255)
1250 LSBA(X)=INT((PAT(X)/255-MSBA(X))*255)
1260 LSPB(X)=1
1270 MSPB(X)=0
1280 MSBD(X)=INT(PAT(X)/255)
1290 LSBD(X)=INT(((PAT(X)/255-MSBA(X))*255)+1)
1300 NEXT X
1310 CLOSE#1
1320 DA=DATTB+3
1330 FOR X=1 TO NEE
1340 LOCATE 10,10 :PRINT "DESEA LA SALIDA DEL IMPULSO INDICAR S/N.....?";X
1350 OUT 769,DATTB
1360 DE$=INKEY$
1370 IF DE$="" THEN GOTO 1360
1380 IF DE$="S" THEN GOTO 1410
1390 IF DE$="N" THEN X=NEE:GOTO 1540
1400 IF NOT (DE$="S" OR DE$="N") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 1360
1410 OUT 768,SAL(X)
1420 OUT 775,178
1430 OUT 774,LSBA(X)
1440 OUT 774,MSBA(X)
1450 OUT 775,114
1460 OUT 773,LSPB(X)
1470 OUT 773,MSPB(X)
1480 OUT 775,50
1490 OUT 772,LSBD(X)
1500 OUT 772,MSBD(X)
1510 OUT 769,DA
1520 WAIT 770,32
1530 WAIT 770,32,32
1540 NEXT X
1550 CLS
1560 GOTO 80
1570 REM #####
1580 REM EJECUCION EN FORMA SIMPLE
1590 REM #####
1600 ON KEY(5) GOSUB 7480
1610 KEY(5) ON
1620 VA=0
1630 GOSUB 6260
1640 OPEN "A:NS" AS#5 LEN=10
1650 FIELD#5,10 AS S$
1660 GET#5,1
1670 NS=CVI(S$)
1680 LOCATE 7,15:PRINT " EL NUMERO DE SECUENCIAS PROGRAMADAS SON :";NS
1690 CLOSE#5
1700 OPEN "A:SECU" AS#2 LEN=51
1710 FIELD#2,12 AS P$,12 AS B1$,6 AS A1$,12 AS D1$,4 AS T1$,5 AS C1$

```

```

1720 LOCATE 12,15:INPUT " CUANTAS SECUENCIAS DESEA OBTENER...";NSS
1730 FOR X=1 TO NSS
1740 GET#2,X
1750 SEC(X,1)=CVI(P#)
1760 SEC(X,2)=CVI(B1#)
1770 SEC(X,3)=CVI(A1#)*100
1780 SEC(X,4)=CVI(D1#)
1790 SEC(X,5)=CVI(T1#)
1800 SEC(X,6)=CVI(C1#)
1810 PRINT SEC(X,1);SEC(X,2);SEC(X,3);SEC(X,4);SEC(X,5);SEC(X,6)
1820 IF EX#="1" THEN SAL(X)=INT(SEC(X,5)*255/10) ELSE SAL(X)=INT(SEC(X,6)*255/2
0)
1830 MSBA(X)=INT(SEC(X,3)/255)
1840 LSBA(X)=INT((SEC(X,3)/255-MSBA(X))*255)
1850 MSPB(X)=INT((SEC(X,2)+SEC(X,1))/255)
1860 LSPB(X)=INT(((SEC(X,2)+SEC(X,1))/255-MSPB(X))*255)
1870 MSBD(X)=INT(SEC(X,4)/255)
1880 LSBD(X)=INT((SEC(X,4)/255-MSBD(X))*255)
1890 PRINT MSBA(X);LSBA(X);MSPB(X);LSPB(X);MSBD(X);LSBD(X)
1900 NEXT X
1910 CLOSE#2
1920 DA=DATTB+3
1930 DAA=DATTB+1
1940 FOR X=1 TO NSS
1950 OUT 769,DATTB
1960 OUT 768,SAL(X)
1970 OUT 775,178
1980 OUT 774,LSBA(X)
1990 OUT 774,MSBA(X)
2000 OUT 775,114
2010 OUT 773,LSPB(X)
2020 OUT 773,MSPB(X)
2030 OUT 775,50
2040 OUT 772,LSBD(X)
2050 OUT 772,MSBD(X)
2060 OUT 769,DA
2070 IFS=INP(770)
2080 IF (IFS AND 16)=16 THEN GOTO 2130 ELSE GOTO 2090
2090 WAIT 770,32
2100 WAIT 770,32,32
2110 OUT 769,DAA
2120 GOTO 2060
2130 NEXT X
2140 IF VA=1 THEN GOTO 1940
2150 GOTO 80
2160 REM *****
2170 REM EJECUCION EN FORMA REPETITIVA
2180 REM *****
2190 ON KEY (9) GOSUB 7:80
2200 KEY (9) ON
2210 VA=1:CLS
2220 PRINT:PRINT:PRINT:PRINT
2230 CLS:LOCATE 5,12:PRINT "!!! PRESIONE << F9 >> PARA PARAR LA SALIDA DE SECUEN
CIAS !!! "

```

```

2240 LOCATE 12,10:PRINT TAB(18)"-----"
2250 PRINT TAB(18) "SECUENCIAS CON MODIFICACIONES, INDIQUE S/N...?"
2260 PRINT TAB(18)"-----"
2270 A$=INKEY$
2280 IF A$="" THEN GOTO 2270
2290 IF A$="N" THEN GOTO 1630
2300 IF A$="S" THEN GOTO 2330
2310 PRINT:PRINT
2320 IF NDT (A$="N" OR A$="S") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 2270
2330 ON KEY(9) GOSUB 7480
2340 KEY(9) ON
2350 GOSUB 6260
2360 OPEN "A:SER" A$6 LEN=10
2370 FIELD#6,10 AS S$
2380 GET#6,1
2390 NS=CVI(S$)
2400 LOCATE 7,15:PRINT " EL NUMERO DE SECUENCIAS PROGRAMADAS ES :";NS
2410 CLOSE#6
2420 OPEN "A:VARIA" A$3 LEN=110
2430 FIELD#3,10 AS P1$,10 AS B2$,6 AS A2$,10 AS D2$,6 AS T2$,6 AS C2$,10 AS MCB$,
,10 AS MCA$,8 AS MCT$,6 AS MCC$,10 AS LB$,6 AS LA$,6 AS LT$,6 AS LC$
2440 LOCATE 12,15:INPUT " CUANTAS SECUENCIAS DESEA OBTENER...";NSS
2450 FOR X=1 TO NSS
2460 GET#3,X
2470 SEM(X,1)=CVI(P1$)
2480 SEM(X,2)=CVI(B2$)
2490 SEM(X,3)=CVI(A2$)*100
2500 SEM(X,4)=CVI(D2$)
2510 SEM(X,5)=CVI(T2$)
2520 SEM(X,6)=CVI(C2$)
2530 SEM(X,7)=CVI(MCB$)
2540 SEM(X,8)=CVI(MCA$)*100
2550 SEM(X,9)=CVI(MCT$)
2560 SEM(X,10)=CVI(MCC$)
2570 SEM(X,11)=CVI(LB$)
2580 SEM(X,12)=CVI(LA$)*100
2590 SEM(X,13)=CVI(LT$)
2600 SEM(X,14)=CVI(LC$)
2610 NEXT X
2620 CLOSE#3
2630 FOR X=1 TO NSS
2640 I=1
2650 SUMA(X,1)=SEM(X,2)
2660 SUMA(X,2)=SEM(X,3)
2670 SUMA(X,3)=SEM(X,5)
2680 SUMA(X,4)=SEM(X,6)
2690 SUMA(X,1)=SEM(X,7)+SUMA(X,1)
2700 IF SUMA(X,1)>SEM(X,11) THEN GOTO 2780
2710 SUMA(X,2)=SEM(X,8)+SUMA(X,2)
2720 IF SUMA(X,2)>SEM(X,12) THEN GOTO 2780
2730 SUMA(X,3)=SEM(X,9)+SUMA(X,3)
2740 IF SUMA(X,3)>SEM(X,13) THEN GOTO 2780
2750 SUMA(X,4)=SEM(X,10)+SUMA(X,4)
2760 IF SUMA(X,4)>SEM(X,14) THEN GOTO 2780
2770 I=I+1:GOTO 2690
2780 REP(X)=I

```

```

2790 NEXT X
2800 FOR X=1 TO NSS
2810 FOR I=0 TO REP(X)
2820 SUMAC(X,0)=SEM(X,6):SUMAT(X,0)=SEM(X,5)
2830 SUMAC(X,I+1)=SUMAC(X,I)+SEM(X,10)
2840 SUMAT(X,I+1)=SUMAT(X,I)+SEM(X,9)
2850 IF EX#="1" THEN SAR(X,I)=INT(SUMAT(X,I)*255/10) ELSE SAR(X,I)=INT(SUMAC(X,
I)*255/20)
2860 SUMAB(X,0)=SEM(X,2):SUMAA(X,0)=SEM(X,3)
2870 SUMAB(X,I+1)=SUMAB(X,I)+SEM(X,7)
2880 SUMAA(X,I+1)=SUMAA(X,I)+SEM(X,8)
2890 MSAR(X,I)=INT(SUMAA(X,I)/255)
2900 LSAR(X,I)=INT((SUMAA(X,I)/255-MSAR(X,I))*255)
2910 MSBR(X,I)=INT((SUMAB(X,I)+SEM(X,1))/255)
2920 LSBR(X,I)=INT(((SUMAB(X,I)+SEM(X,1))/255-MSBR(X,I))*255)
2930 MSBD(X)=INT(SEM(X,4)/255)
2940 LSBD(X)=INT((SEM(X,4)/255-MSBD(X))*255)
2950 NEXT I.
2960 NEXT X
2970 DA=DATTB+3
2980 DAA=DATTB+1
2990 FOR X=1 TO NSS
3000 FOR I=0 TO REP(X)
3010 OUT 769,DATTB
3020 OUT 768,SAR(X,I)
3030 OUT 775,178
3040 OUT 774,LSAR(X,I)
3050 OUT 774,MSAR(X,I)
3060 OUT 775,114
3070 OUT 773,LSBR(X,I)
3080 OUT 773,MSBR(X,I)
3090 OUT 775,50
3100 OUT 772,LSBD(X)
3110 OUT 772,MSBD(X)
3120 OUT 769,DA
3130 IFS=INP(770)
3140 IF (IFS AND 16)=16 THEN GOTO 3190 ELSE GOTO 3150
3150 WAIT 770,32
3160 WAIT 770,32,32
3170 OUT 769,DAA
3180 GOTO 3120
3190 NEXT I
3200 NEXT X
3210 GOTO 80
3220 REM *****
3230 REM VISUALIZACION DE PARAMETROS
3240 REM *****
3250 CLS
3260 PRINT TAB(27)" *****"
3270 COLOR 31:PRINT TAB(27)" VISUALIZACION DE PARAMETROS":COLOR 7
3280 PRINT TAB(27)" *****"
3290 GOSUB 5420
3300 DN B GOTO 3310,3590,3900,80
3310 REM *****

```

```

3320 REM VISUALIZACION EN FORMA MANUAL
3330 REM #####
3340 GOSUB 7630
3350 LOCATE 10,15:INPUT "CUANTOS IMPULSOS DESEA VISUALIZAR...";NPV
3360 IF NPV=NPP THEN GOSUB 7580:GOTO 3430
3370 CLS
3380 FOR X=1 TO NPV
3390 CLS
3400 LOCATE 10,10:PRINT "ENUMERE LOS IMPULSOS QUE DESEA VISUALIZAR"
3410 LOCATE 15,10:INPUT "IMPULSO ...";V(X)
3420 NEXT X
3430 FOR X=1 TO NPV
3440 GET#1,V(X)
3450 MAS(X,1)=CVI(A#);MAS(X,2)=CVI(T#);MAS(X,3)=CVI(C#)
3460 NEXT X
3470 CLOSE#1
3480 FOR X=1 TO NPV
3490 CLS
3500 LOCATE 5,10:PRINT "PARAMETROS DEL IMPULSO N.-";V(X)
3510 LOCATE 8,15:PRINT "PA.-";MAS(X,1)
3520 LOCATE 10,15:PRINT "AT.-";MAS(X,2)
3530 LOCATE 12,15:PRINT "AC.-";MAS(X,3)
3540 LOCATE 20,20:PRINT "PULSE CUALQUIER TECLA PARA CONTINUAR ==>"
3550 SP#=INKEY$
3560 IF SP#="" THEN GOTO 3550
3570 NEXT X
3580 GOTO 80
3590 REM #####
3600 REM VISUALIZACION EN FORMA SIMPLE
3610 REM #####
3620 GOSUB 7760
3630 LOCATE 10,15:INPUT "CUANTAS SECUENCIAS DESEA VISUALIZAR...";NSV
3640 IF NSV=NSP THEN NPP=NSV:GOSUB 7580:GOTO 3710
3650 CLS
3660 FOR X=1 TO NSV
3670 CLS
3680 LOCATE 10,10:PRINT "ENUMERE LOS SECUENCIAS QUE DESEA VISUALIZAR"
3690 LOCATE 15,10:INPUT "SECUENCIA...";V(X)
3700 NEXT X
3710 FOR X=1 TO NSV
3720 GET#2,V(X)
3730 SEC(X,1)=CVI(P#);SEC(X,2)=CVI(B1#);SEC(X,3)=CVI(A1#);SEC(X,4)=CVI(D1#);SEC(
X,5)=CVI(T1#);SEC(X,6)=CVI(C1#)
3740 NEXT X
3750 CLOSE#2
3760 FOR X=1 TO NSV
3770 CLS
3780 LOCATE 5,10:PRINT "PARAMETROS DE LA SECUENCIA N.-";V(X)
3790 LOCATE 8,15:PRINT "P.-";SEC(X,1)
3800 LOCATE 10,15:PRINT "PB.-";SEC(X,2)
3810 LOCATE 12,15:PRINT "PA.-";SEC(X,3)
3820 LOCATE 14,15:PRINT "D.-";SEC(X,4)
3830 LOCATE 16,15:PRINT "AT.-";SEC(X,5)

```

```

3840 LOCATE 18,15:PRINT "AC.-";SEC(X,6)
3850 LOCATE 22,25:PRINT "PULSE CUALQUIER TECLA PARA CONTINUAR ==>"
3860 SP$=INKEY$
3870 IF SP$="" THEN GOTO 3860
3880 NEXT
3890 GOTO 3250
3900 REM #####
3910 REM VISUALIZACION EN FORMA REPETITIVA
3920 REM #####
3930 CLS
3940 LOCATE 12,10:PRINT TAB(18)"-----"
3950 PRINT TAB(18) "SECUENCIAS CON MODIFICACIONES, INDIQUE S/N...?"
3960 PRINT TAB(18)"-----"
3970 A$=INKEY$
3980 IF A$="" THEN GOTO 3970
3990 IF A$="N" THEN GOTO 3590
4000 IF A$="S" THEN GOTO 4030
4010 PRINT:PRINT
4020 IF NOT (A$="N" OR A$="S") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 3970
4030 REM #####
4040 REM TEST DE PARAMETROS VARIABLES
4050 REM #####
4060 GOSUB 7890
4070 LOCATE 10,15:INPUT "CUANTAS SECUENCIAS DESEA VISUALIZAR...";NSV
4080 IF NSV=NSP THEN NPP=NSV:GOSUB 7580:GOTO 4130
4090 FOR X=1 TO NSV
4100 CLS:LOCATE 10,15 :PRINT "ENUMERE LAS SECUENCIAS QUE DESEA VISUALIZAR"
4110 LOCATE 15,15:INPUT "SECUENCIA...";V(X)
4120 NEXT X
4130 FOR X=1 TO NSV
4140 GET#3,V(X)
4150 SEM(X,1)=CVI(P1$):SEM(X,2)=CVI(B2$):SEM(X,3)=CVI(A2$):SEM(X,4)=CVI(D2$)
4160 SEM(X,5)=CVI(T2$):SEM(X,6)=CVI(C2$):SEM(X,7)=CVI(MCB$):SEM(X,8)=CVI(MCA$)
4170 SEM(X,9)=CVI(MCT$):SEM(X,10)=CVI(MCC$):SEM(X,11)=CVI(LB$)
4180 SEM(X,12)=CVI(LA$):SEM(X,13)=CVI(LT$):SEM(X,14)=CVI(LC$)
4190 NEXT X
4200 CLOSE#3
4210 FOR X=1 TO NSV
4220 CLS
4230 LOCATE 5,5
4240 PRINT "PARAMETROS DE LA SECUENCIA N.-";V(X)
4250 LOCATE 10,1
4260 PRINT "P.-";SEM(X,1)
4270 PRINT "PB.-";SEM(X,2)
4280 PRINT "PA.-";SEM(X,3)
4290 PRINT "D.-";SEM(X,4)
4300 PRINT "AT.-";SEM(X,5)
4310 PRINT "AC.-";SEM(X,6)
4320 LOCATE 8,25
4330 PRINT "M.CICLICAS"
4340 LOCATE 10,25:PRINT "MCPB.-";SEM(X,7)
4350 LOCATE 11,25:PRINT "MCPA.-";SEM(X,8)
4360 LOCATE 12,25:PRINT "MCAT.-";SEM(X,9)

```

```

4370 LOCATE 13,25:PRINT "MCAC.-";SEM(X,10)
4380 LOCATE 8,50
4390 PRINT "VALORES LIMITES"
4400 LOCATE 10,50:PRINT "LPB.-";SEM(X,11)
4410 LOCATE 11,50:PRINT "LPA.-";SEM(X,12)
4420 LOCATE 12,50:PRINT "LAT.-";SEM(X,13)
4430 LOCATE 13,50:PRINT "LAC.-";SEM(X,14)
4440 LOCATE 20,25:PRINT"PULSE CUALQUIER TECLA PARA CONTINUAR ==>"
4450 SP%=INKEY$
4460 IF SP%="" THEN GOTO 4450
4470 NEXT X
4480 GOTO 3250
4490 REM #####
4500 REM MODIFICACION DE PARAMETROS
4510 REM #####
4520 PRINT TAB(27)"#####"
4530 COLOR 31:PRINT TAB(27)"MODIFICACION DE PARAMETROS":COLOR 7
4540 PRINT TAB(27)"#####"
4550 GOSUB 5420
4560 ON B GOTO 4570,4770,4960,80
4570 REM #####
4580 REM MODIFICACION DE PARAMETROS EN FORMA MANUAL
4590 REM #####
4600 CLS
4610 GOSUB 7630
4620 CLOSE#1
4630 LOCATE 10,15:INPUT "CUANTOS IMPULSOS DESEA MODIFICAR...";NPM
4640 CLS
4650 FOR X=1 TO NPM
4660 CLS
4670 LOCATE 10,10:PRINT"ENUMERE LOS IMPULSOS QUE DESEA PROGRAMAR"
4680 LOCATE 15,10:INPUT"IMPULSO...";V(X)
4690 NEXT X
4700 GOSUB 6700
4710 FOR M=1 TO NPM
4720 X=V(M)
4730 GOSUB 5540
4740 NEXT M
4750 CLOSE#1
4760 CLS:GOTO 4490
4770 REM #####
4780 REM MODIFICACION DE PARAMETROS EN FORMA SIMPLE
4790 REM #####
4800 GOSUB 7760
4810 CLOSE#2
4820 LOCATE 10,15:INPUT"CUANTAS SECUENCIAS DESEA MODIFICAR...";NSM
4830 CLS
4840 FOR X=1 TO NSM
4850 CLS
4860 LOCATE 10,10:PRINT "ENUMERE LAS SECUENCIAS QUE DESEA MODIFICAR"
4870 LOCATE 15,10:INPUT "SECUENCIA...";V(X)
4880 NEXT X
4890 GOSUB 6840
4900 FOR S=1 TO NSM
4910 X=V(S)

```

```

4920 GOSUB 5690
4930 NEXT S
4940 CLOSE#2
4950 CLS : GOTO 4490
4960 REM #####
4970 REM MODIFICACION DE PARAMETROS EN FORMA REPETITIVA
4980 REM #####
4990 CLS
5000 LOCATE 12,10:PRINT TAB(18)"-----"
5010 PRINT TAB(18)"SECUENCIAS CON MODIFICACIONES, INDIQUE S/N...?"
5020 PRINT TAB(18)"-----"
5030 A$=INKEY$
5040 IF A$="" THEN GOTO 5030
5050 IF A$="K" THEN GOTO 4800
5060 IF A$="S" THEN GOTO 5090
5070 PRINT:PRINT
5080 IF NOT (A$="N" OR A$="S") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 5030
5090 REM #####
5100 REM TEST DE PARAMETROS VARIABLES
5110 GOSUB 7890
5120 CLOSE#3
5130 LOCATE 10,15:INPUT "CUANTAS SECUENCIAS DESEA MODIFICAR...";NSM
5140 CLS
5150 FOR X=1 TO NSM
5160 CLS
5170 LOCATE 10,10:PRINT "ENUMERE EL NUMERO DE SECUENCIAS QUE DESEA MODIFICAR"
5180 LOCATE 15,10:INPUT "SECUENCIA...";V(X)
5190 NEXT X
5200 GOSUB 7010
5210 FOR S=1 TO NSM
5220 X=V(S)
5230 GOSUB 5890
5240 NEXT S
5250 CLOSE#3
5260 CLS:GOTO 4490
5270 REM #####
5280 REM SALIDA DEL MENU DE TRABAJO AL MENU PRINCIPAL
5290 REM #####
5300 CLS
5310 COLOR 31:LOCATE 6,25:PRINT "!!! ESTA SEGURO !!!":COLOR 7
5320 COLOR 31:LOCATE 10,10:PRINT " DESEA LA SALIDA DEL PROGRAMA DE TRABAJO. INDI
QUE S/N...? ";COLOR 7
5330 SA$=INKEY$
5340 IF SA$="" THEN GOTO 5330
5350 IF SA$="S" THEN CLS :GOTO 5380
5360 IF SA$="N" THEN GOTO 80
5370 IF NOT(SA$="S" OR SA$="N") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 5330
5380 SYSTEM
5390 REM #####
5400 REM DISTINTOS MODOS DE FUNCIONAMIENTO
5410 REM #####
5420 PRINT:PRINT:PRINT TAB(25)"##### MENU #####"
5430 PRINT:PRINT:PRINT TAB(35)" 1.- MANUAL"
5440 PRINT:PRINT TAB(35)" 2.- SIMPLE"
5450 PRINT:PRINT TAB(35)" 3.- REPETITIVO"
5460 PRINT:PRINT TAB(35)" 4.- MENU DE TRABAJO"

```

```

5470 LOCATE 22,40:PRINT "ELIJA UNA OPCION ENTRE 1 Y 4"
5480 C$=INKEY$
5490 IF C$="" THEN GOTO 5480
5500 IF NOT (C$="1" OR C$="2" OR C$="3" OR C$="4") THEN PRINT" ELIJA OPCION CORR
ECTA":GOTO 5480
5510 B=VAL(C$)
5520 CLS
5530 RETURN
5540 REM *****
5550 REM ENTRADA DE PARAMETROS EN FORMA MANUAL
5560 REM *****
5570 RA$="¿..?"
5580 LOCATE 12,40
5590 PRINT "ESTAN FUERA DE RANGOS..? "; RA$
5600 LOCATE 12,4
5610 PRINT "PARAMETROS DEL IMPULSO N.-";X
5620 PRINT:INPUT "PA...";PA
5630 INPUT "AT...";AT
5640 INPUT "AC...";AC
5650 PRINT:IF (PA>20 OR AT>10 OR AC>20) THEN RA$="SI" :GOTO 5580
5660 LSET A$=MKI$(PA):LSET T$=MKI$(AT):LSET C$=MKI$(AC)
5670 PUT# 1,X
5680 RETURN
5690 REM *****
5700 REM ENTRADA DE PARAMETROS EN FORMA SIMPLE Y REPETITIVA SIN MODIFI.
5710 REM *****
5720 RA$="¿..?"
5730 LOCATE 15,1
5740 PRINT "PARAMETROS DE LA SECUENCIA N.-";X
5750 LOCATE 15,40
5760 PRINT "ESTAN FUERA DE RANGO..? ";RA$
5770 PRINT
5780 INPUT "P...";P
5790 INPUT "PB...";PB
5800 INPUT "PA...";PA
5810 INPUT "D...";D
5820 INPUT "AT...";AT
5830 INPUT "AC...";AC
5840 IF (D<(PA+PB+P) OR P>32000 OR PB<60 OR PB>32000 OR PA<1 OR PA>20 OR D<61 OR
D>32000 OR AT>10 OR AC>20) THEN RA$="SI":GOTO 5750
5850 LSET P$=MKI$(P):LSET B1$=MKI$(PB):LSET A1$=MKI$(PA)
5860 LSET D1$=MKI$(D):LSET T1$=MKI$(AT):LSET C1$=MKI$(AC)
5870 PUT#2,X
5880 RETURN
5890 REM *****
5900 REM ENTRADA DE PARAMETROS EN LA FORMA REPETITIVA CON MODIFICACIONES
5910 REM *****
5920 RA$="¿..?"
5930 LOCATE 15,1
5940 PRINT "PARAMETROS DE LA SECUENCIA N.-";X
5950 LOCATE 15,40
5960 PRINT "ESTAN FUERA DE RANGO..? ";RA$ :PRINT:PRINT
5970 INPUT "P...";P
5980 INPUT "PB...";PB
5990 INPUT "PA...";PA

```

```

6000 INPUT "D...";D
6010 INPUT "AT...";AT
6020 INPUT "AC...";AC
6030 IF (D<(PA+PB+P) OR P>32000 OR PB<60 OR PB>32000 OR PA<1 OR PA>20 OR D<61 O
R D>32000 OR AT>10 OR AC>20 ) THEN RA$="SI":GOTO 5930
6040 LOCATE 17,20
6050 PRINT "M.CICLICAS"
6060 LOCATE 18,20:INPUT "MCPB...";MCPB
6070 LOCATE 19,20:INPUT "MCPA...";MCPA
6080 LOCATE 20,20:INPUT "MCAT...";MCAT
6090 LOCATE 21,20:INPUT "MCAC...";MCAC
6100 LOCATE 17,40
6110 PRINT "VALORES LIMITES"
6120 LOCATE 18,40:INPUT "LPB...";LPB
6130 LOCATE 19,40:INPUT "LPA...";LPA
6140 LOCATE 20,40:INPUT "LAT...";LAT
6150 LOCATE 21,40:INPUT "LAC...";LAC
6160 IF (LPB>32000 OR LPB<60 OR LPA<1 OR LPA>20 OR LAT>10 OR LAC>20) THEN GOTO 6
100
6170 LSET P1$=MKI$(P):LSET B2$=MKI$(PB):LSET A2$=MKI$(PA):LSET D2$=MKI$(D)
6180 LSET T2$=MKI$(AT):LSET C2$=MKI$(AC):LSET MCB$=MKI$(MCPB):LSET MCA$=MKI$(MCP
A):LSET MCT$=MKI$(MCAT):LSET MCC$=MKI$(MCAC)
6190 LSET LB$=MKI$(LPB):LSET LA$=MKI$(LPA):LSET LT$=MKI$(LAT):LSET LC$=MKI$(LAC)
6200 PUT#3,X
6210 RETURN
6220 REM *****
6230 REM SELECCION DE LOS MODOS DE SALIDA
6240 REM *****
6250 CLS
6260 CLS:LOCATE 6,25:PRINT "-----"
6270 PRINT TAB(25)"MODO DE EXCITACION DE SALIDA"
6280 PRINT TAB(25)"-----"
6290 PRINT:PRINT TAB(30) "1.- TENSION"
6300 PRINT:PRINT TAB(30) "2.- CORRIENTE"
6310 PRINT:PRINT:PRINT TAB(45)"ELIJA (1) O (2) "
6320 EX$=INKEY$
6330 IF EX$="" THEN GOTO 6320
6340 IF EX$="1" THEN DATC=3
6350 IF EX$="2" THEN DATC=12
6360 PRINT:PRINT
6370 IF NOT (EX$="1" OR EX$="2") THEN PRINT "ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 6320
6380 REM *****
6390 REM TIPO DE MONITORIZACION DE LA SEÑAL PATRON DE SALIDA
6400 REM *****
6410 CLS
6420 LOCATE 6,25:PRINT "-----"
6430 PRINT TAB(25)" TIPO DE MONITORIZACION "
6440 PRINT TAB(25)"-----"
6450 PRINT:PRINT TAB(30) "1.-ACUSTICA
6460 PRINT:PRINT TAB(30) "2.-LUMINOSA
6470 PRINT:PRINT TAB(30) "3.-AMBAS
6480 PRINT:PRINT TAB(30) "4.-NINGUNA
6490 PRINT:PRINT:PRINT TAB(45)" ELIJA ENTRE 1 Y 4 "
6500 MO$=INKEY$
6510 IF MO$="" THEN GOTO 6500
6520 IF MO$="1" THEN DATB=4

```

```

6530 IF MO$="2" THEN DATTB=8
6540 IF MO$="3" THEN DATTB=12
6550 IF MO$="4" THEN DATTB=0
6560 CLS
6570 REM *****
6580 REM PROGRAMACION DEL MODO DE EXCITACION
6590 REM *****
6600 OUT 771,136
6610 OUT 770,DATTC
6620 REM *****
6630 REM PROGRAMACION DE LA MONITORIZACION
6640 REM *****
6650 OUT 769,DATTB
6660 RETURN
6670 REM *****
6680 REM DISTINTOS PARAMETROS EN LA FORMA MANUAL
6690 REM *****
6700 OPEN "A:PULSD" AS#1 LEN=30
6710 FIELD#1,10 AS A$,10 AS T$,10 AS C$
6720 CLS
6730 PRINT TAB(18) "-----"
6740 COLOR 31:PRINT TAB(20) " PARAMETRO ----- RANGO" :COLOR 7
6750 PRINT TAB(18) "-----"
6760 PRINT TAB(20) " PERIODO (PA) 1 A 20  $\mu$ S"
6770 PRINT TAB(20) " AMPLITUD (AT)- M.TENSION 0 A 10 V "
6780 PRINT TAB(20) " AMPLITUD (AC)- M.CORRIENTE 0 A 20  $\mu$ A"
6790 PRINT TAB(18) "-----"
6800 RETURN
6810 REM *****
6820 REM DISTINTOS PARAMETROS EN LA FORMA SIMPLE Y REPTITIVA SIN MOD.
6830 REM *****
6840 OPEN "A:SECU" AS#2 LEN=51
6850 FIELD#2,12 AS P$,12 AS B1$,6 AS A1$,12 AS D1$,4 AS T1$,5 AS C1$
6860 CLS
6870 PRINT TAB(18) "-----"
6880 COLOR 31:PRINT TAB(20) " PARAMETRO ----- RANGO " :COLOR 7
6890 PRINT TAB(18) "-----"
6900 PRINT TAB(20) " PAUSA (P) 0 A 32000  $\mu$ S"
6910 PRINT TAB(20) " PERIODO BAJO (PB) 60 A 32000  $\mu$ S"
6920 PRINT TAB(20) " PERIODO ALTO (PA) 1 A 20  $\mu$ S"
6930 PRINT TAB(20) " DURACION (D) 61 A 32000  $\mu$ S"
6940 PRINT TAB(20) " AMPLITUD (AT)- M.TENSION 0 A 10 V "
6950 PRINT TAB(20) " AMPLITUD (AC)- M.CORRIENTE 0 A 20  $\mu$ A"
6960 PRINT TAB(18) "-----"
6970 RETURN
6980 REM *****
6990 REM DISTINTOS PARAMETROS EN FORMA REPETITIVA CON MODIFICACIONES
7000 REM *****
7010 OPEN "A:VARIA" AS#3 LEN=110
7020 FIELD#3,10 AS P1$,10 AS B2$,6 AS A2$,10 AS D2$,6 AS T2$,6 AS C2$,10 AS MCB$,
,10 AS MCA$,8 AS MCT$,6 AS MCC$,10 AS LB$,6 AS LA$,6 AS LT$,6 AS LC$
7030 CLS
7040 PRINT TAB(12) "-----"
7050 COLOR 31:PRINT TAB(12) " PARAMETRO ----- RANGO ---- MINIMA MO
DIFICA." :COLOR 7

```

```

7060 PRINT TAB(12) "-----"
7070 PRINT TAB(12) " PAUSA (P)           0 A 32000 ms    --"
7080 PRINT TAB(12) " PERIODO BAJO (PB)    60 A 32000 ms    --"
7090 PRINT TAB(12) " PERIODO ALTO (PA)    1 A 20 ms        --"
7100 PRINT TAB(12) " DURACION (D)        61 A 32000 ms    --"
7110 PRINT TAB(12) " NUMERO DE PULSOS (NP) 1 A 32000 p.     1 p"
7120 PRINT TAB(12) " AMPLITUD (AT)- M.TENSION 0 A 10 V        --"
7130 PRINT TAB(12) " AMPLITUD (AC)- M.CORRIENTE 0 A 20 mA       --"
7140 PRINT TAB(12) " MODIFICACIONES TEMPORALES ----- 1 ms"
7150 PRINT TAB(12) " MODIFICACION (MAT)-TENSION ----- 0.05 V"
7160 PRINT TAB(12) " MODIFICACION (MAC)-CORRIENTE ----- 0.1 ma"
7170 PRINT TAB(12) "-----"
7180 RETURN
7190 CLS
7200 REM #####
7210 REM SE GUARDAN EL NUMERO DE IMPULSOS
7220 REM #####
7230 OPEN "A:NES" AS#4 LEN=10
7240 FIELD#4,10 AS E$
7250 LSET E$=MKI$(A)
7260 PUT#4,1
7270 CLOSE#4
7280 RETURN
7290 REM #####
7300 REM SE GUARDAN EL NUMERO DE SECUENCIAS SIMPLES Y REPETITIVAS (S. MODIF.)
7310 REM #####
7320 OPEN "A:NS" AS#5 LEN=10
7330 FIELD#5,10 AS S$
7340 LSET S$=MKI$(NS)
7350 PUT#5,1
7360 CLOSE#5
7370 RETURN
7380 REM #####
7390 REM SE GUARDAN EL NUMERO DE SECUENCIAS REPETITIVAS CON MODIFICACIONES
7400 REM #####
7410 OPEN "A:SER" AS#6 LEN=10
7420 FIELD#6,10 AS S$
7430 LSET S$=MKI$(NS)
7440 PUT#6,1
7450 CLOSE#6
7460 RETURN
7470 REM #####
7480 REM ATENCION DE INTERRUPCION DE EJECUCION DE SECUENCIAS
7490 REM #####
7500 CLS:LOCATE 5,25
7510 PRINT "!!! EJECUCION INTERRUMPIDA !!!"
7520 LOCATE 12,17:PRINT "PRESIONE << M >> PARA VOLVER AL **MENU DE TRABAJO**"
7530 ME$=INKEY$
7540 IF ME$="" GOTO 7530
7550 IF ME$="M" GOTO 80
7560 IF NOT (ME$="M") THEN PRINT"ELIJA OPCION CORRECTA":GOTO 7530
7570 RETURN
7580 CLS
7590 FOR X=1 TO NPP
7600 V(X)=X
7610 NEXT X
7620 RETURN

```

```

7630 REM #####
7640 REM LLAMADA DEL NUMERO DE IMPULSOS PROGRAMADOS
7650 REM #####
7660 CLS
7670 OPEN "A:NES" AS#4 LEN=10
7680 FIELD#4,10 AS E$
7690 GET#4,1
7700 NPP=CVI(E$)
7710 LOCATE 5,15:PRINT "EL NUMERO DE IMPULSOS PROGRAMADOS ES :";NPP
7720 CLOSE#4
7730 OPEN "A:PULSO" AS#1 LEN=30
7740 FIELD#1,10 AS A$,10 AS T$,10 AS C$
7750 RETURN
7760 REM #####
7770 REM LLAMADA DEL NUMERO DE SECUENCIAS SIMPLES Y REP. SIN MODIFIC.
7780 REM #####
7790 CLS
7800 OPEN "A:NS" AS#5 LEN=10
7810 FIELD#5,10 AS S$
7820 GET#5,1
7830 NSP=CVI(S$)
7840 LOCATE 5,15:PRINT "EL NUMERO DE SECUENCIAS PROGRAMADAS SON:"NSP
7850 CLOSE#5
7860 OPEN "A:SECU" AS#2 LEN=51
7870 FIELD#2,12 AS P$,12 AS B1$,6 AS A1$,12 AS D1$,4 AS T1$,5 AS C1$
7880 RETURN
7890 REM #####
7900 REM LLAMADA AL NUMERO DE SECUENCIAS REPETITIVAS CON MODIFICACIONES
7910 REM #####
7920 CLS
7930 OPEN "A:SER" AS#6 LEN=10
7940 FIELD#6,10 AS S$
7950 GET#6,1
7960 NSP=CVI(S$)
7970 LOCATE 5,15:PRINT "EL NUMERO DE SECUENCIAS PROGRAMADAS ES:"NSP
7980 CLOSE#6
7990 OPEN "A:VARIA" AS#3 LEN=110
8000 FIELD#3,10 AS P1$,10 AS B2$,6 AS A2$,10 AS D2$,6 AS T2$,6 AS C2$,10 AS MCB$
,10 AS MCA$,8 AS MCT$,6 AS MCC$,10 AS LB$,6 AS LA$,6 AS LT$,6 AS LC$
8010 RETURN
8020 END

```

APENDICE 1. (Figuras y diagramas)

SISTEMAS DE ESTIMULACION

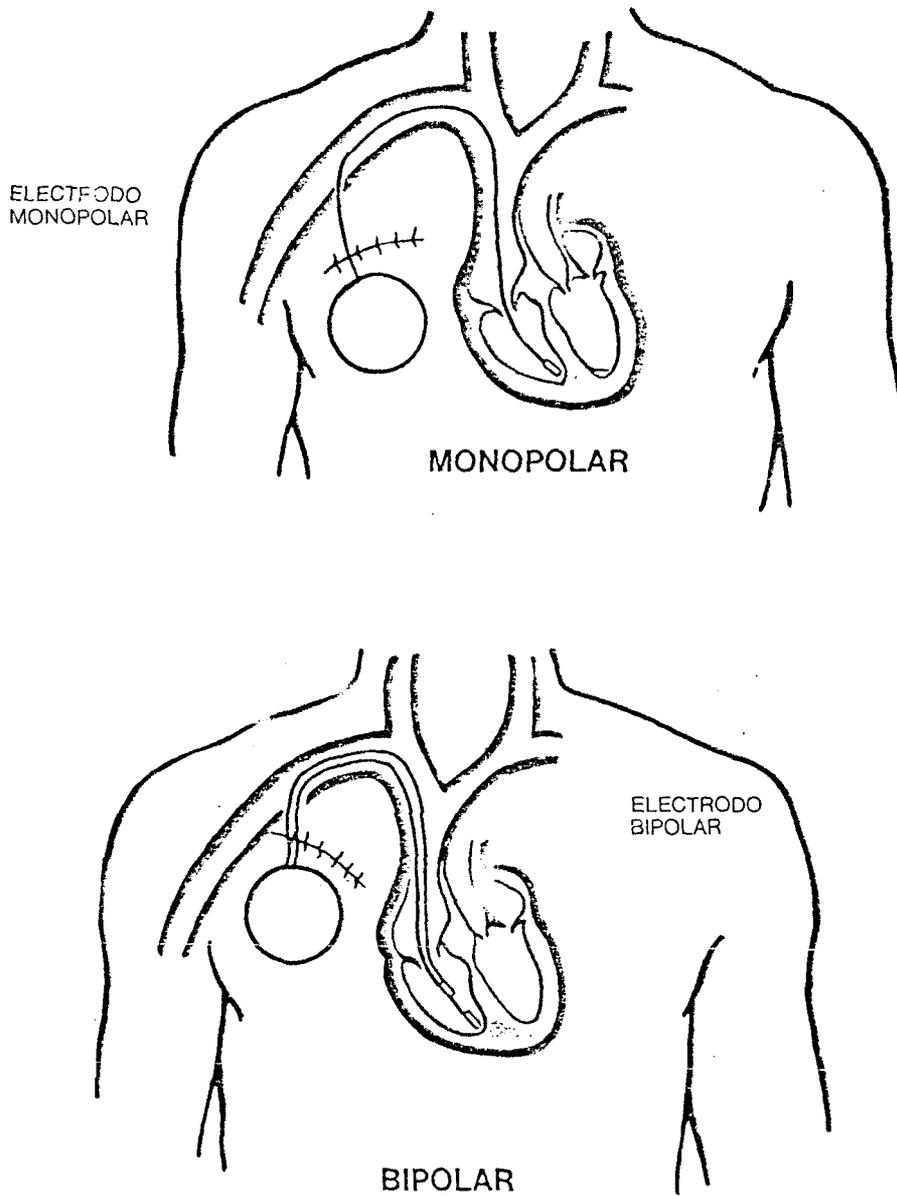


FIG.- 1.a

IMPLANTABLES (PERMANENTES)

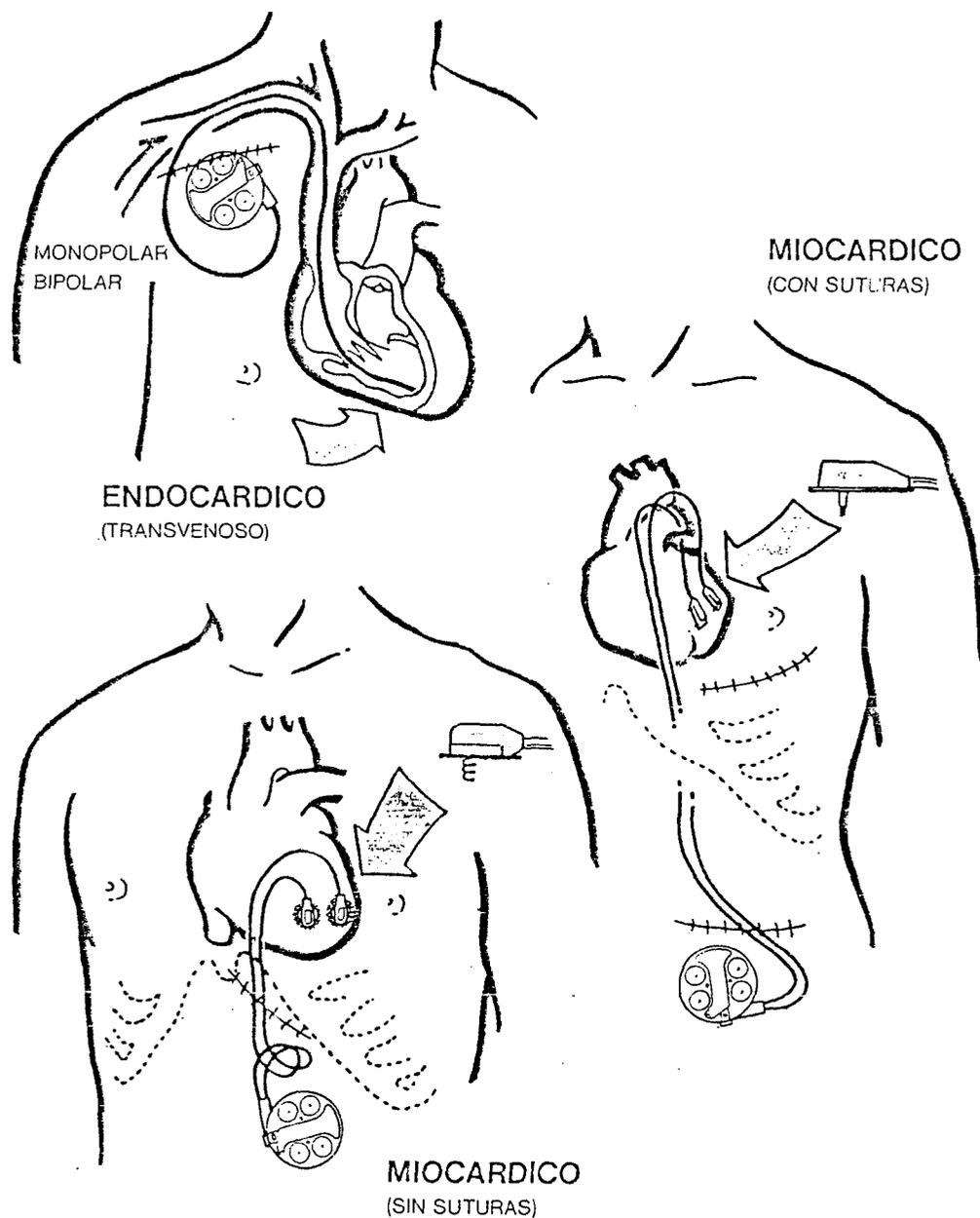


FIG.- 1.b

EXTERNOS

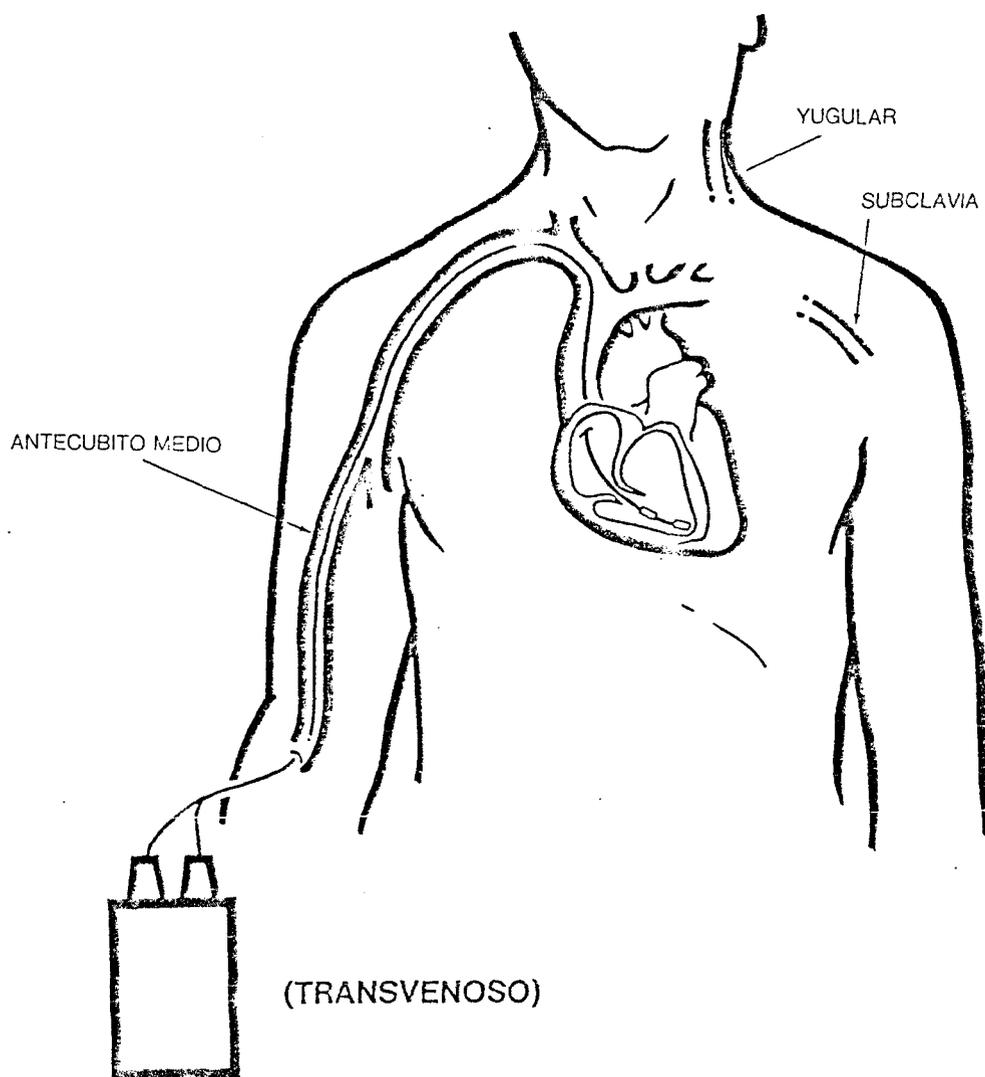
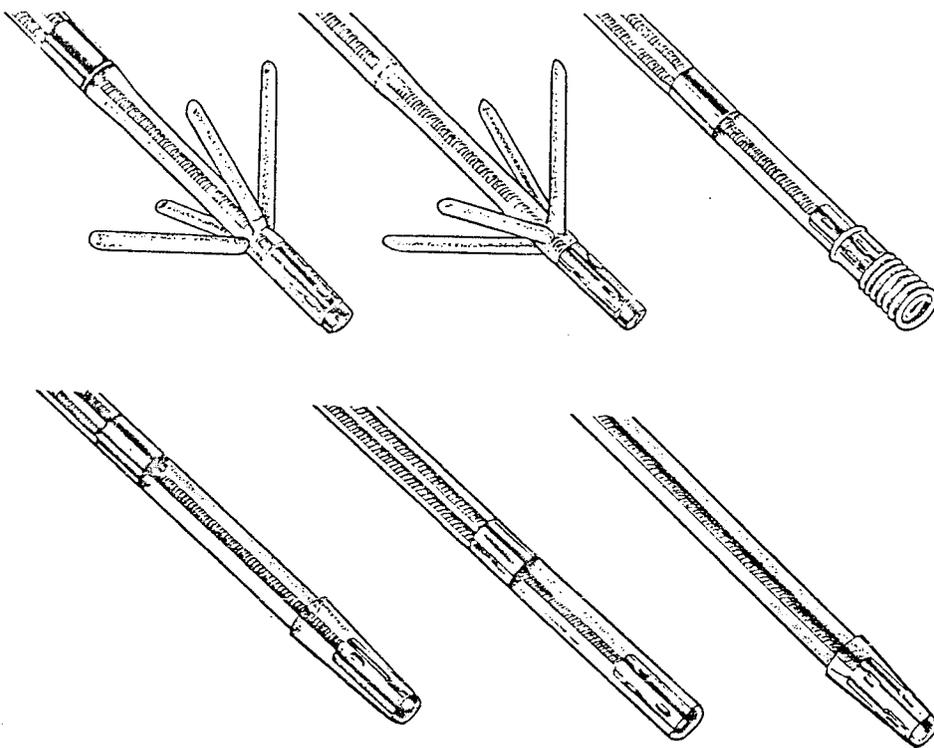
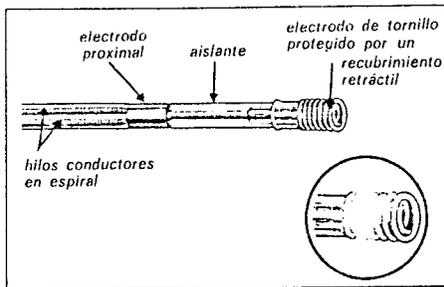
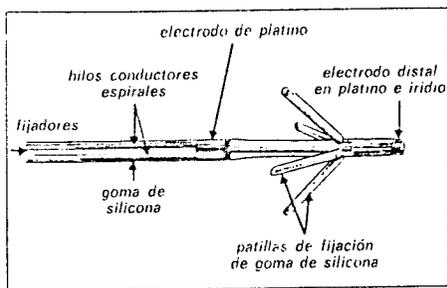
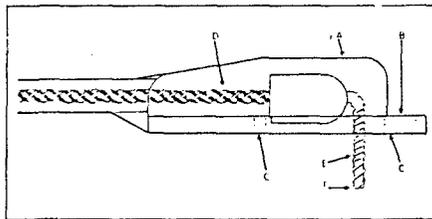


FIG.- 1.c

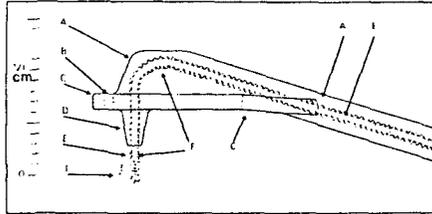


CATETERES ENDOCAVITATORIOS

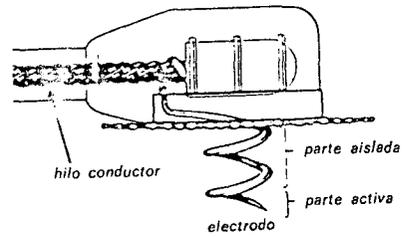
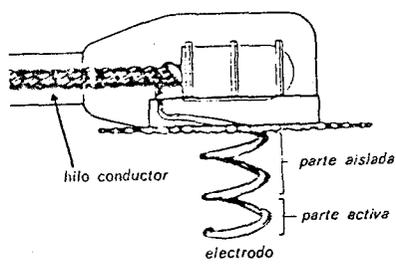
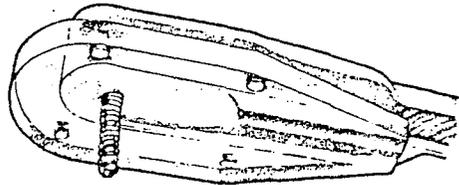
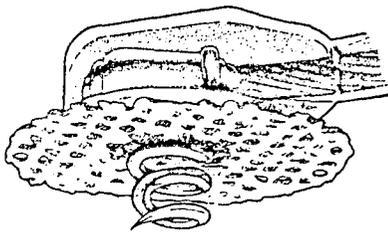
FIG.- 2



Cabeza del electrodo Modelo 5814 A



- A) Cabeza moldeada en goma y silicona
- B) Placa de lijación
- C) Orificios para sutura
- D) Hilo conductor
- E) Electrodo en forma de espiral
- F) Anima en platino Iridiado



CATETERES MIOCARDICOS

FIG.- 3

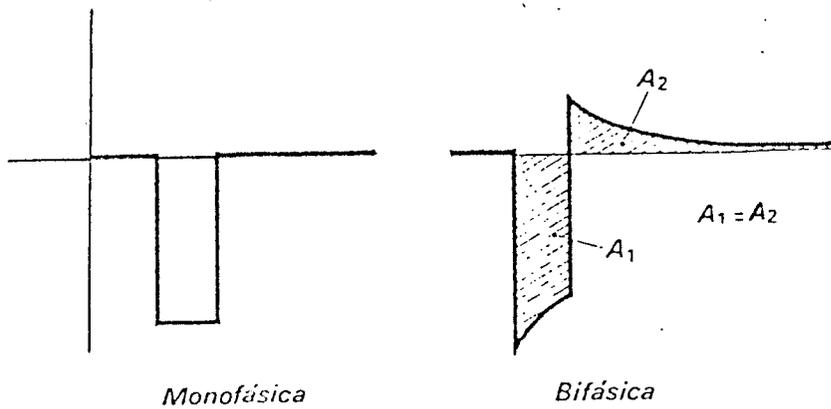


FIG. - 4

ESPIGA DE TENSION

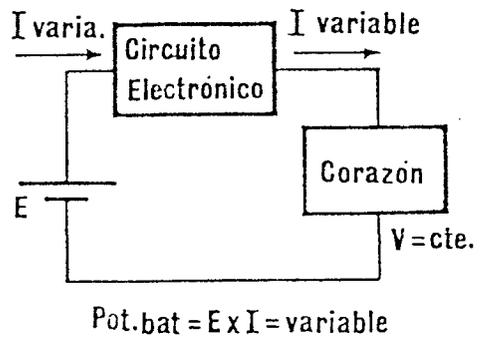
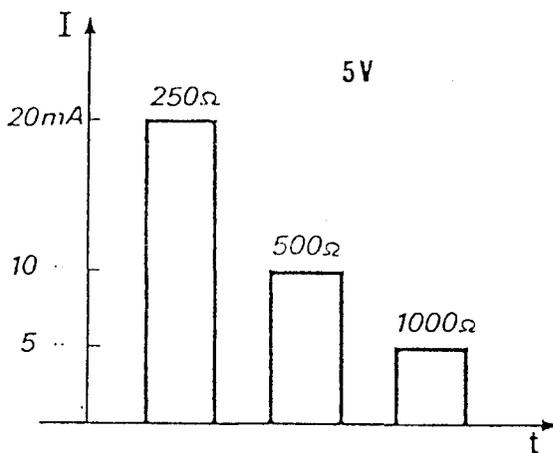


FIG. - 5

ESPIGA DE CORRIENTE

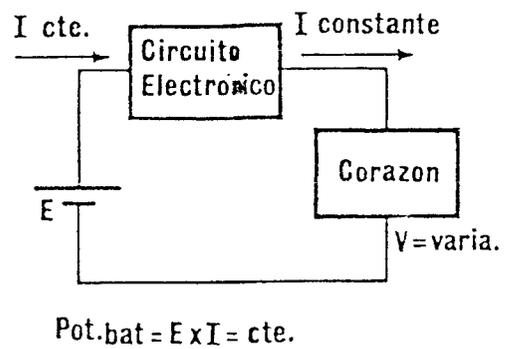
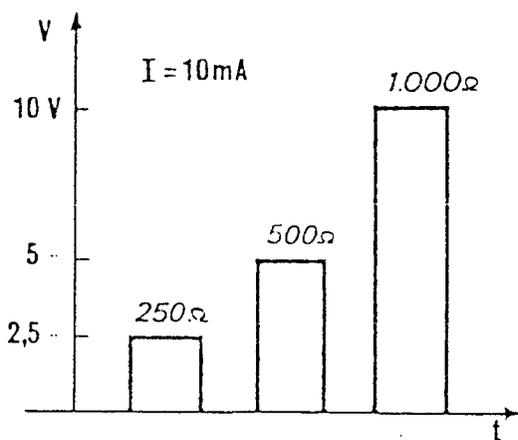


FIG. - 6

Frecuencia Fija

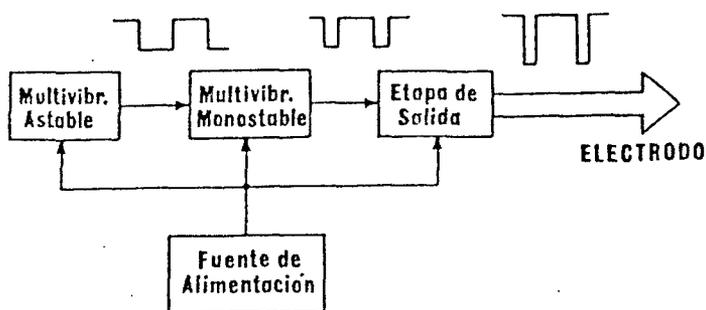


FIG.- 7

R inhibido

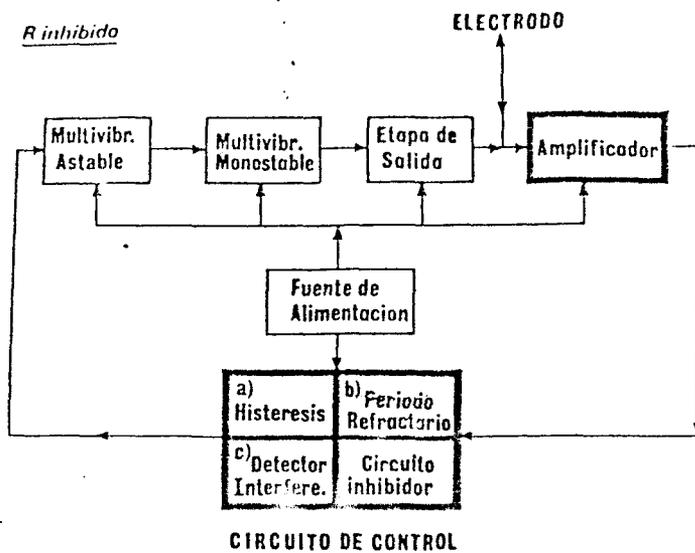
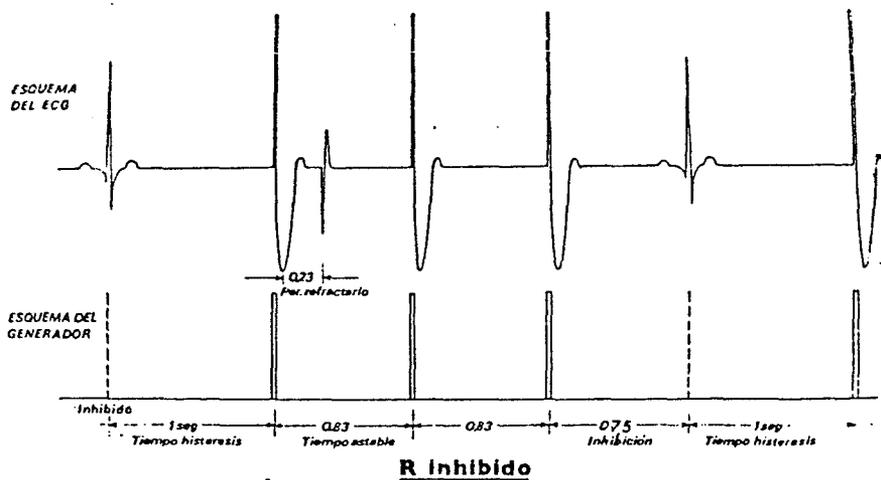


FIG.- 8



R inhibido

FIG.- 9

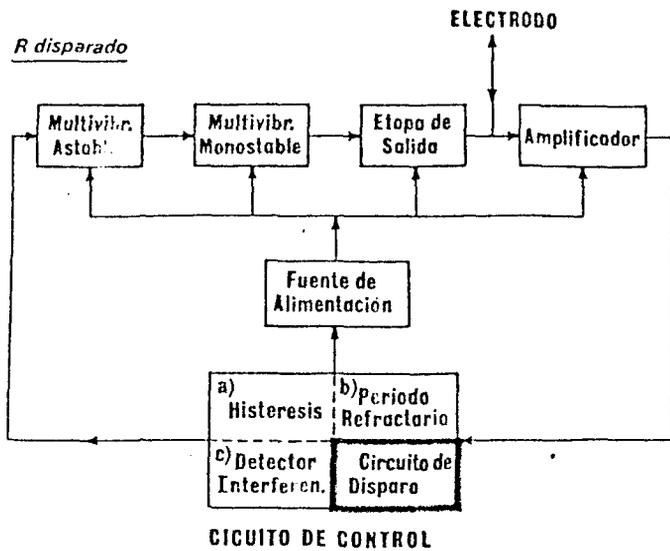


FIG.- 10

FIG.- 11

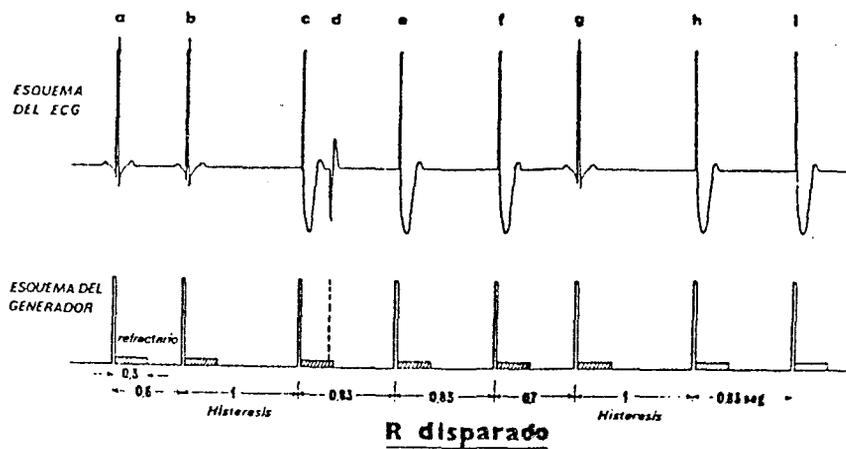
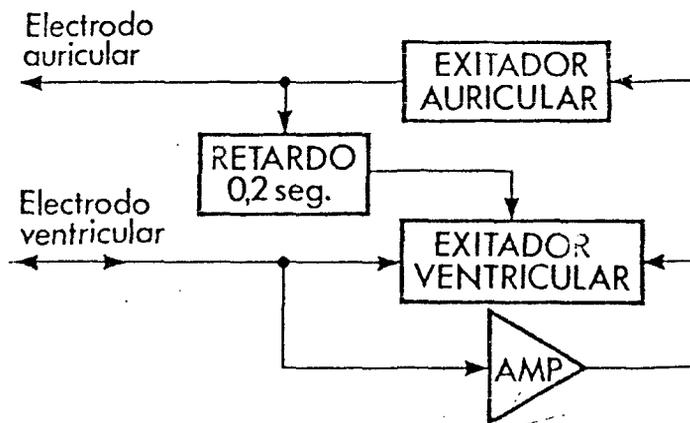


FIG.- 12

FIG.- 13



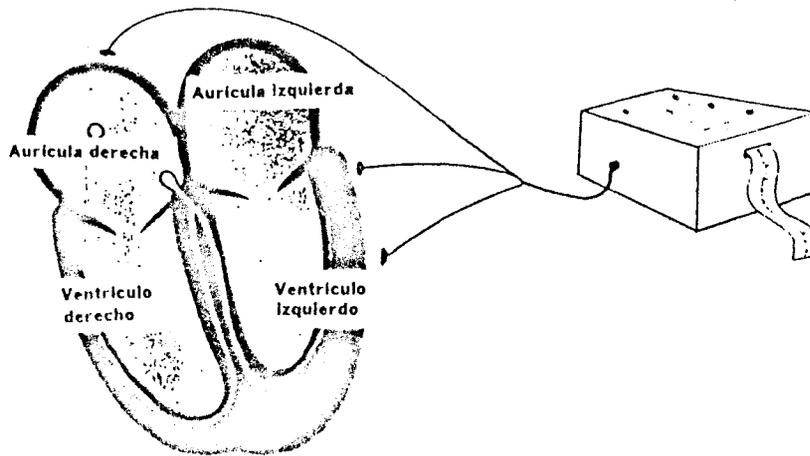


FIG.- 14

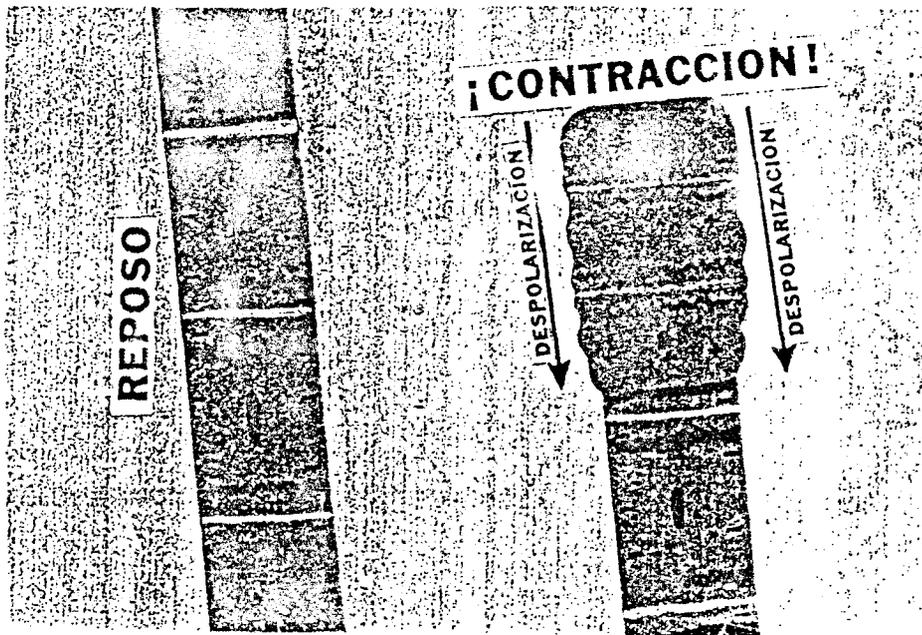
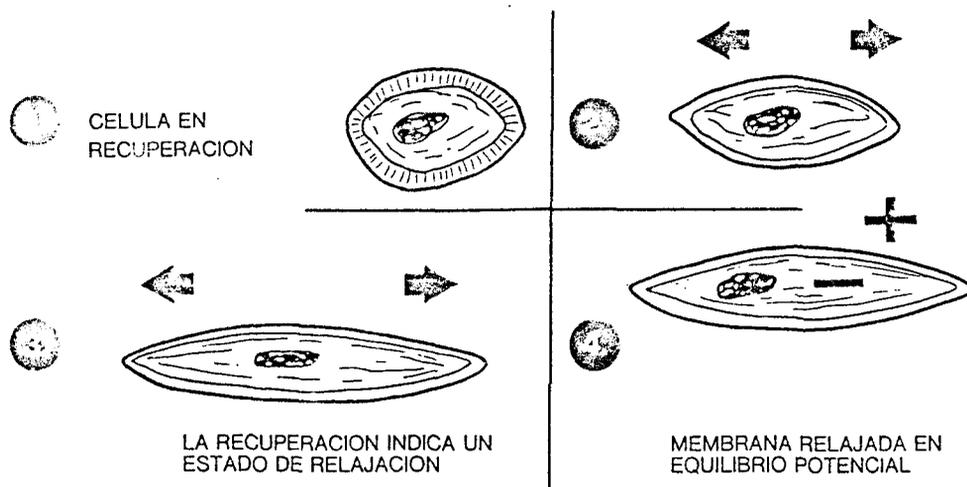


FIG.- 15.a

LA RESPUESTA A UN ESTIMULO IMPLICA CAMBIOS EN EL POTENCIAL ELECTRICO DE LA MEMBRANA.



DESPOLARIZACION - REPOLARIZACION

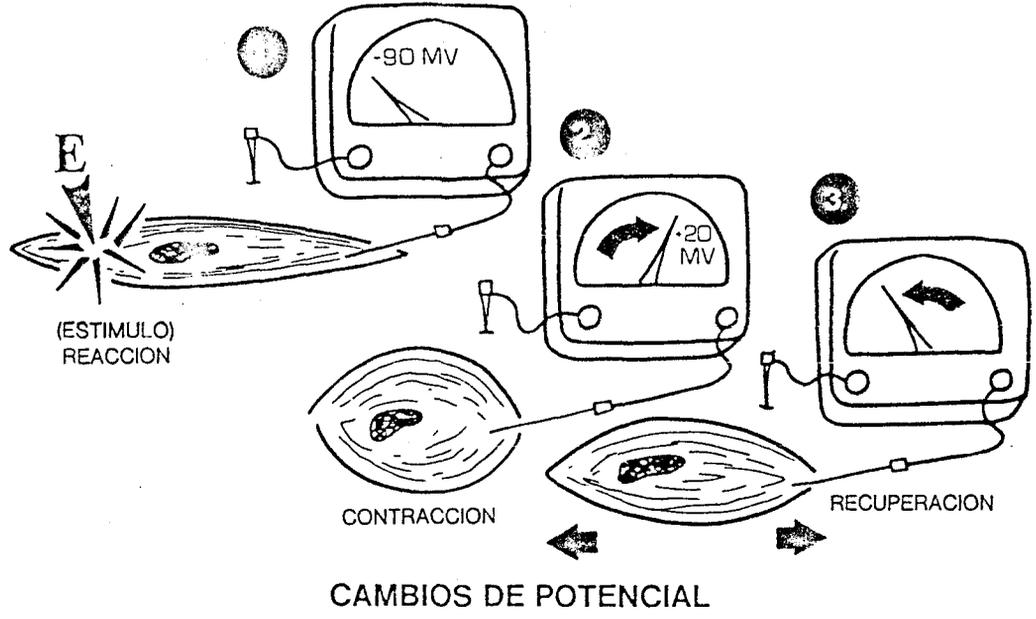


FIG. -- 15.b

ESQUEMA DE LA CONDUCCION DEL ESTIMULO CARDIACO

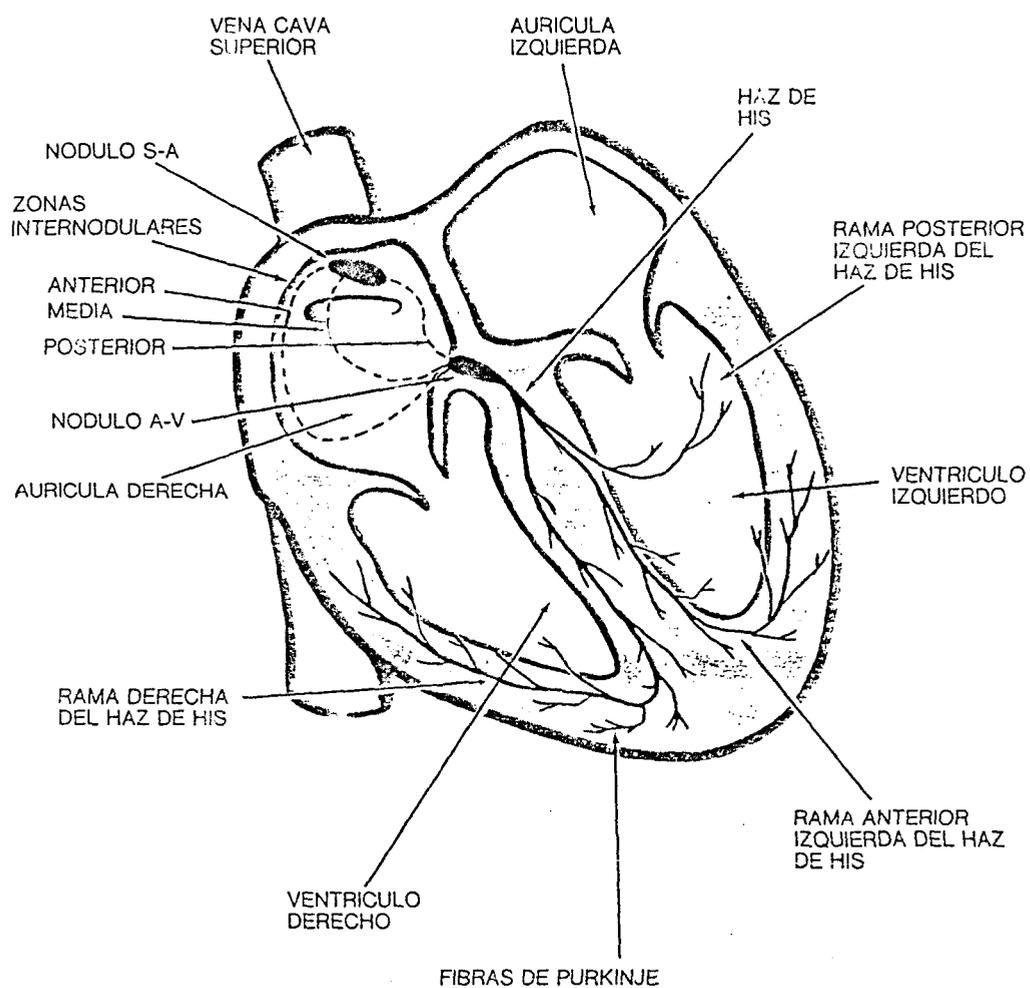


FIG.- 16

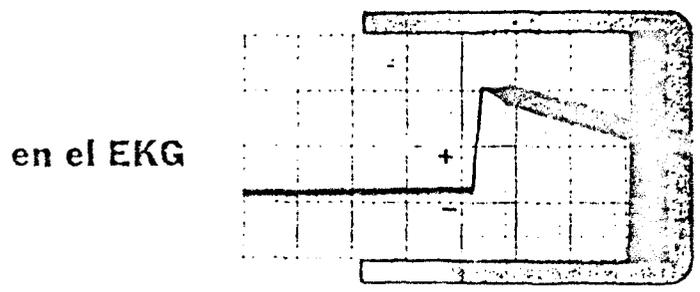
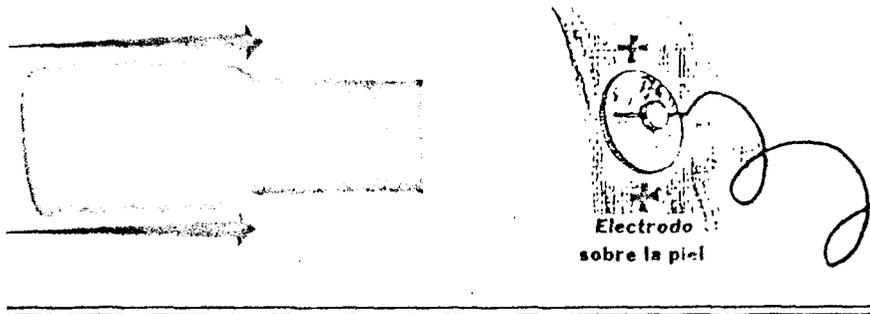
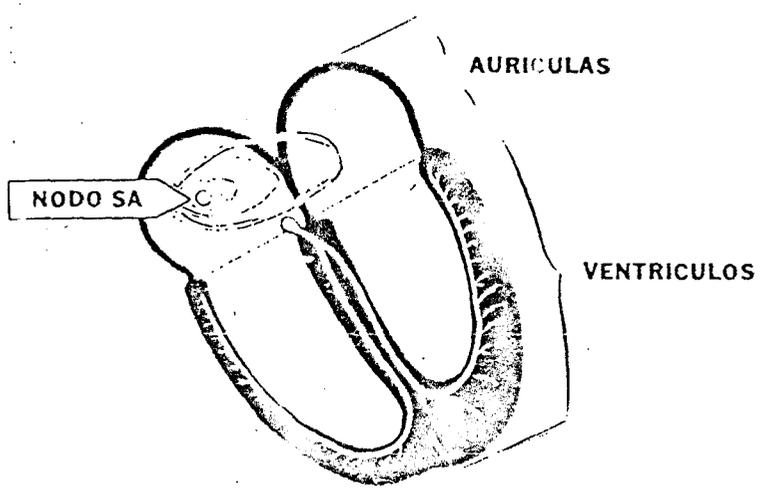


FIG.- 17



CORTE TRANSVERSAL

FIG.- 18

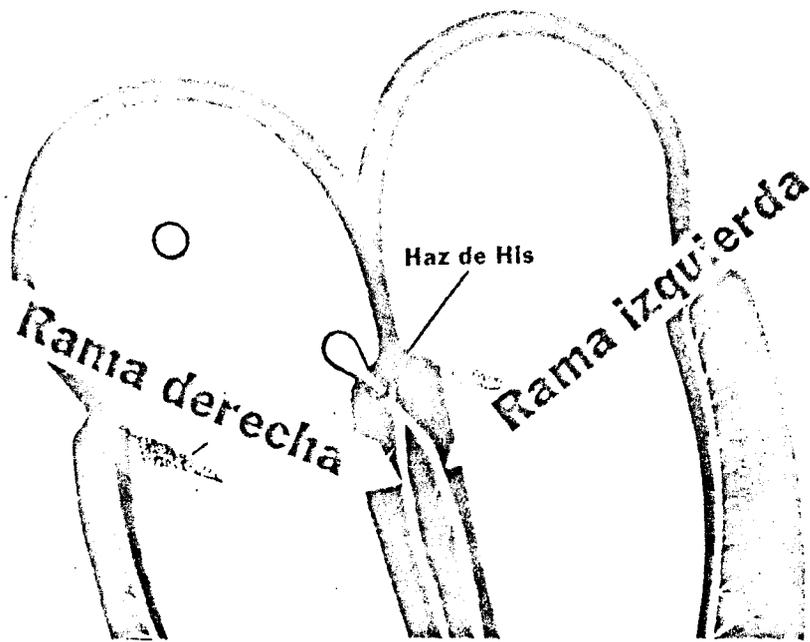


FIG. - 19

FIG. - 20

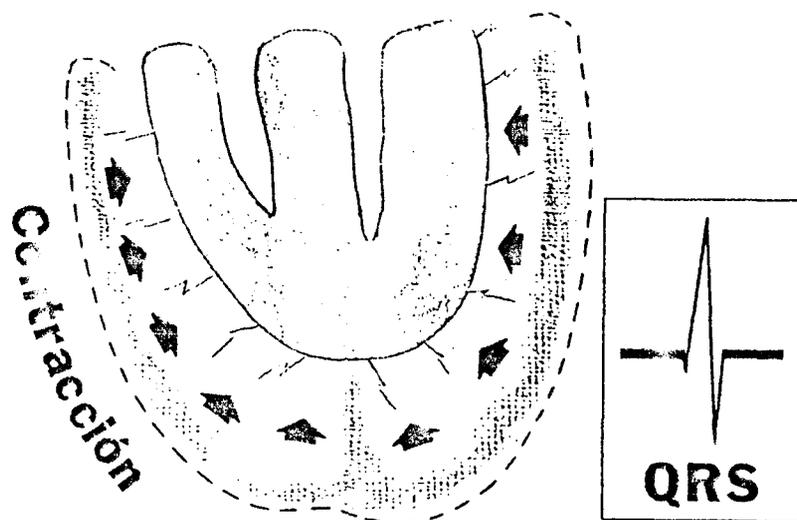
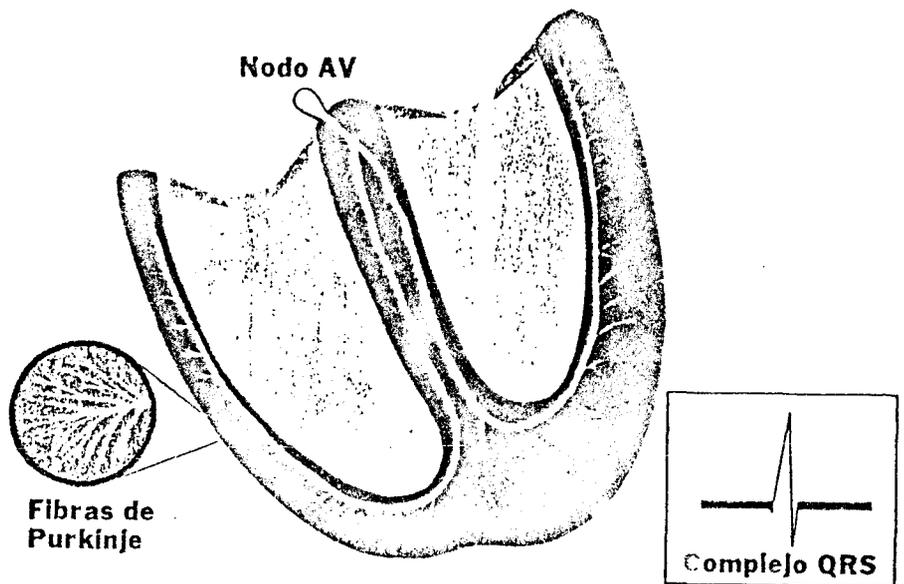


FIG. - 21

P = Contracción auricular

QRS = Contracción ventricular

T = Repolarización ventricular

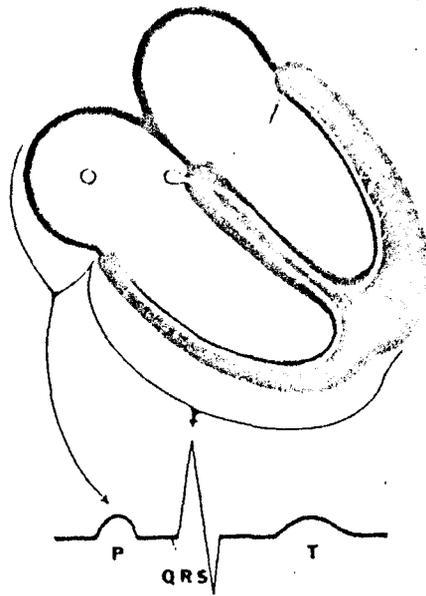


FIG.- 22

FIG.- 23

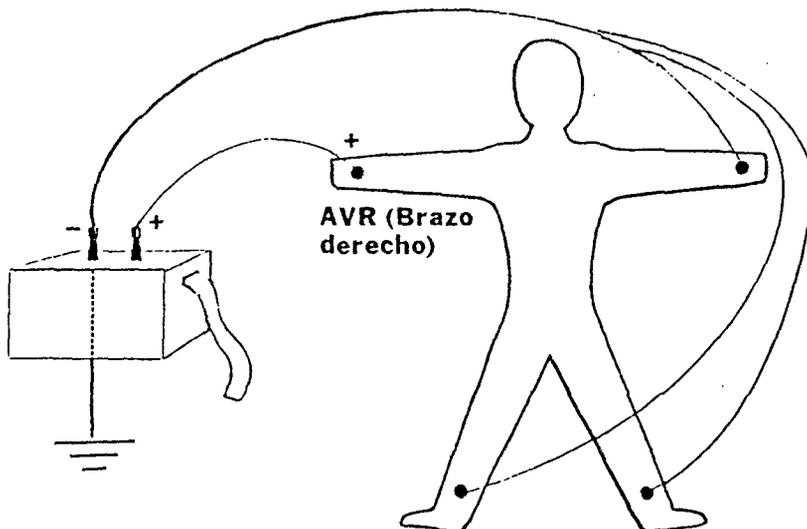
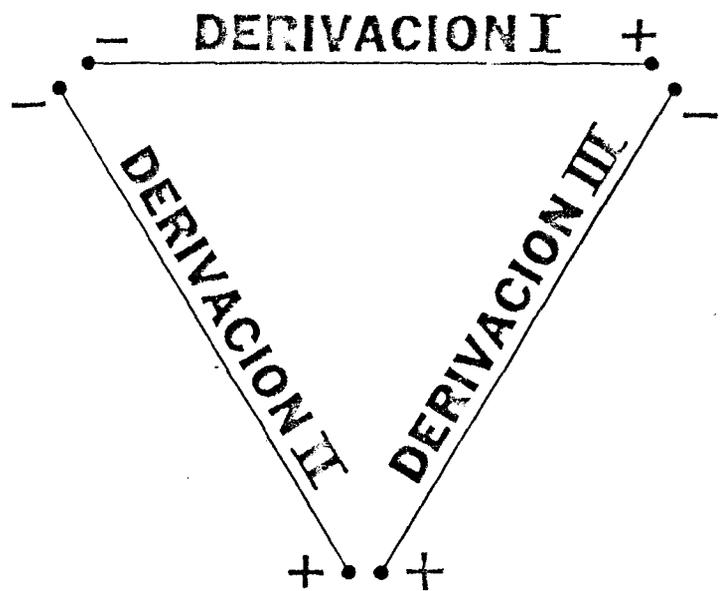


FIG.- 24

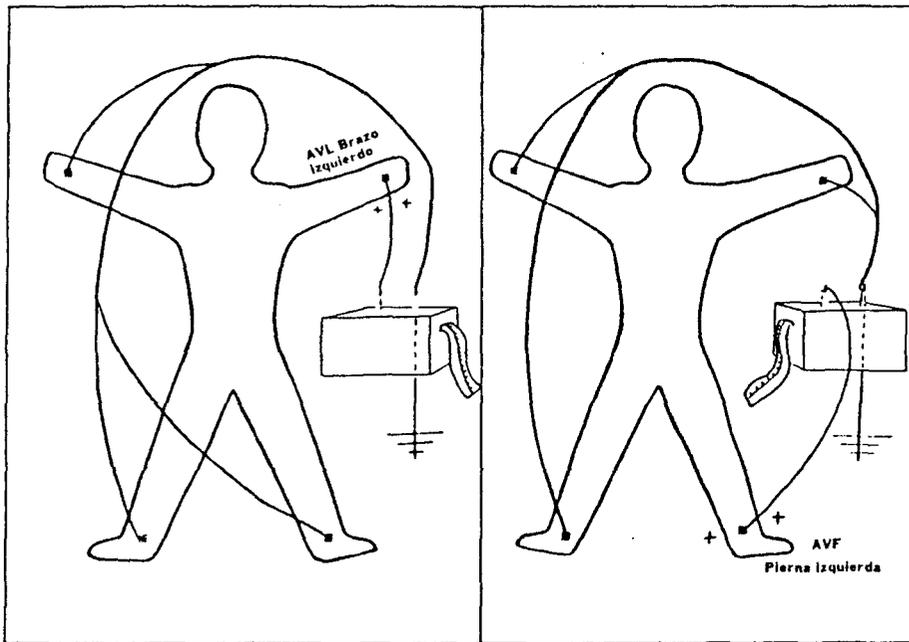


FIG.- 25

FIG.- 26

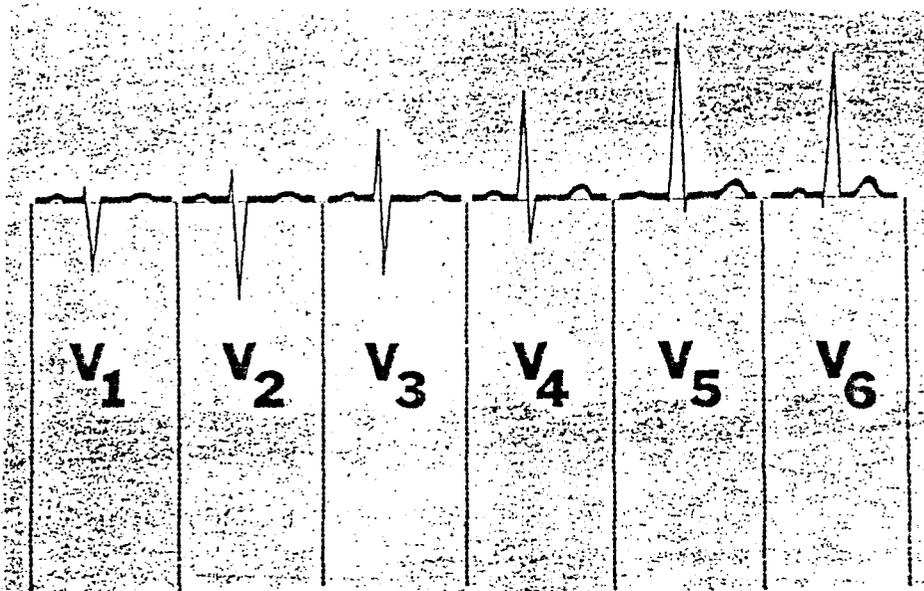
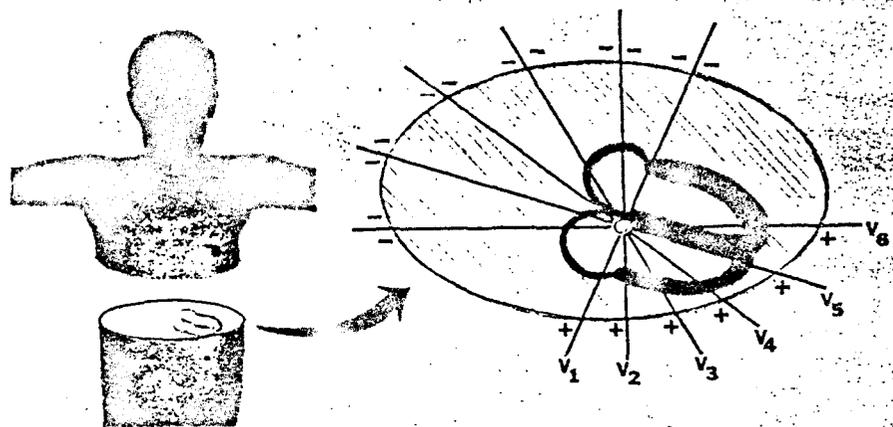


FIG.- 27

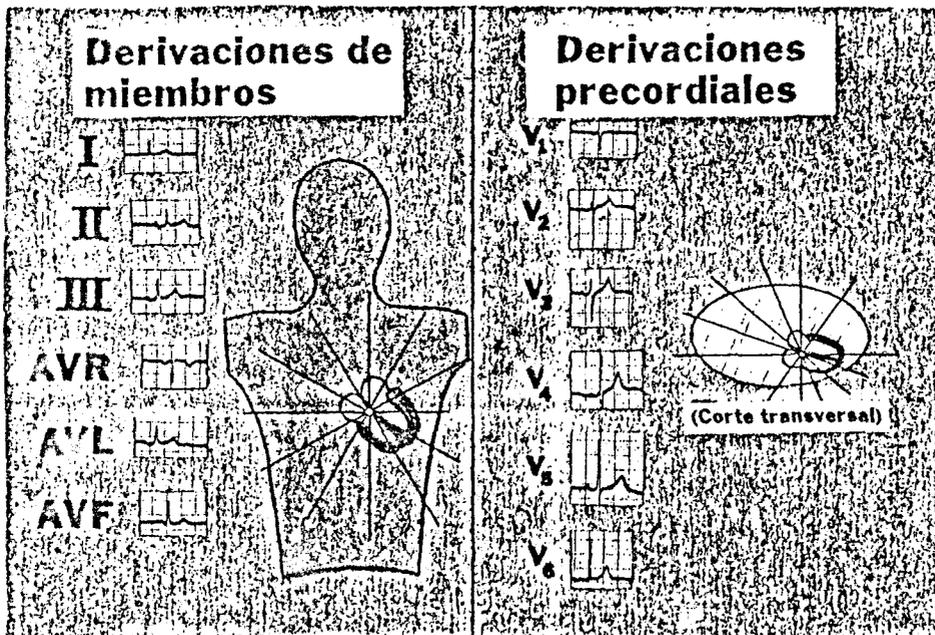
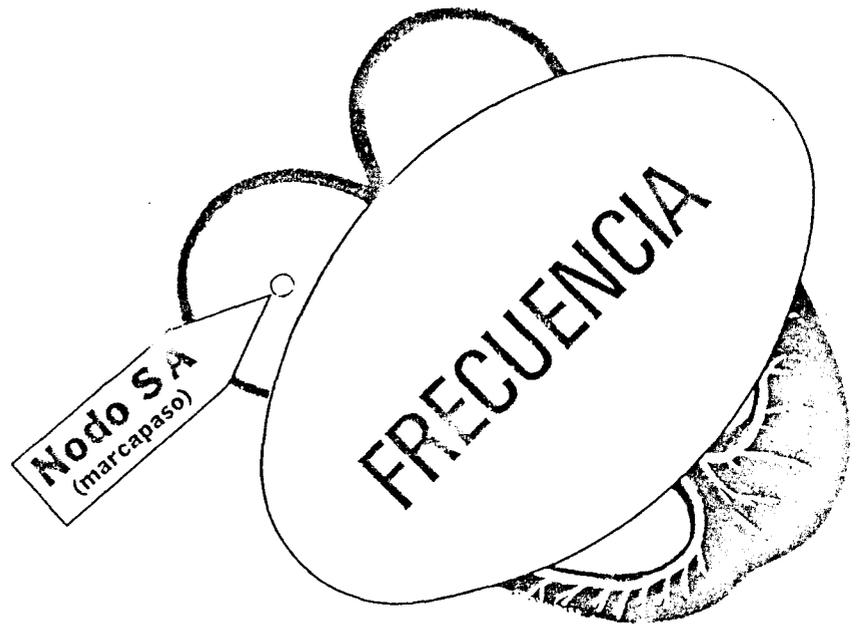


FIG.- 28

FIG.- 29



Otros posibles marcapasos

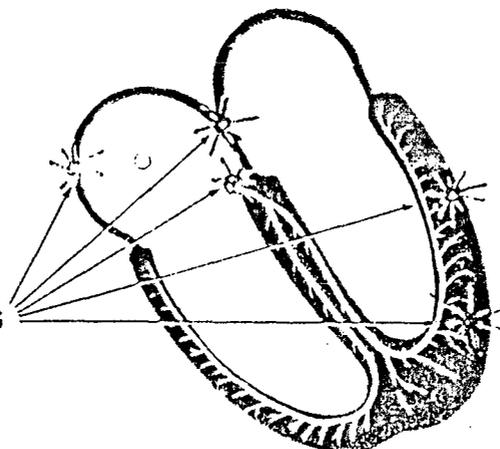


FIG.- 30

Frecuencias intrínsecas

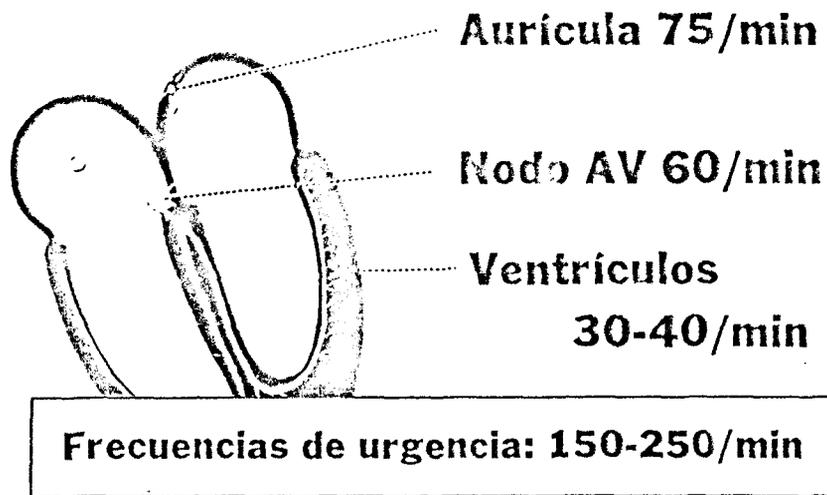


FIG.- 31

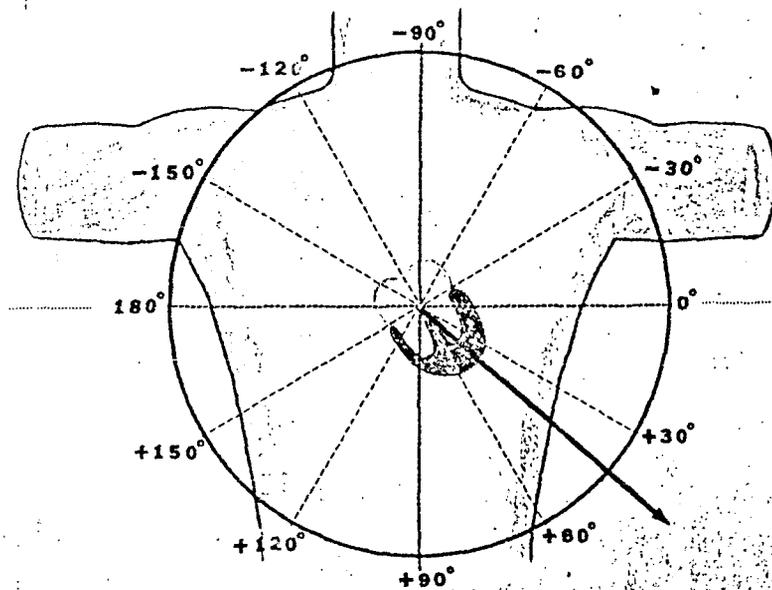


FIG.- 32

INDICACIONES PARA ESTIMULACION PERMANENTE



BLOQUEOS PERMANENTES O INTERMITENTES YA DETERMINADOS
(SEGUNDO O TERCER GRADO)



UNO O MAS ATAQUES STOKES-ADAMS CON BLOQUEO.



BLOQUEOS DE RAMA:

a) BLOQUEO TRIFASCICULAR.

b) BLOQUEO BIFASCICULAR, PARCIAL: BLOQUEO DE LA RAMA DERECHA
DEL HAZ ASOCIADO CON BLOQUEO DE LA RAMA IZQUIERDA Y
BLOQUEO DE LA RAMA DERECHA CON INTERVALO P. R. PROLONGADO.



BRADICARDIA SINTOMATICA CRONICA.



SINDROME DE ENFERMEDAD DEL NODULO SINUSAL.



FALLO CARDIACO CRONICO.



PARADA DEL NODULO SINUSAL.



TAQUICARDIA AURICULAR PAROXISTICA.



BLOQUEO IATROGENICO.

FIG.- 33.a

INDICACIONES PARA LA ESTIMULACION TEMPORAL

1. INFARTO AGUDO DE MIOCARDIO CON BLOQUEO DEL HAZ DE HIS.
2. BLOQUEO AGUDO (GRADOS SEGUNDO Y TERCERO) CON STOKES-ADAMS.
3. ARRITMIAS SINTOMATICAS (TAQUI O BRADIARRITMIAS).
4. CIRUGIA CARDIACA (PRE-INTRA Y POSTOPERATORIA).
5. SUPRESION DE TAQUICARDIAS.
6. ARRITMIAS PRODUCIDAS POR LAS DROGAS.
7. DESEQUILIBRIO ELECTROLITICO.

FIG. - 33.b

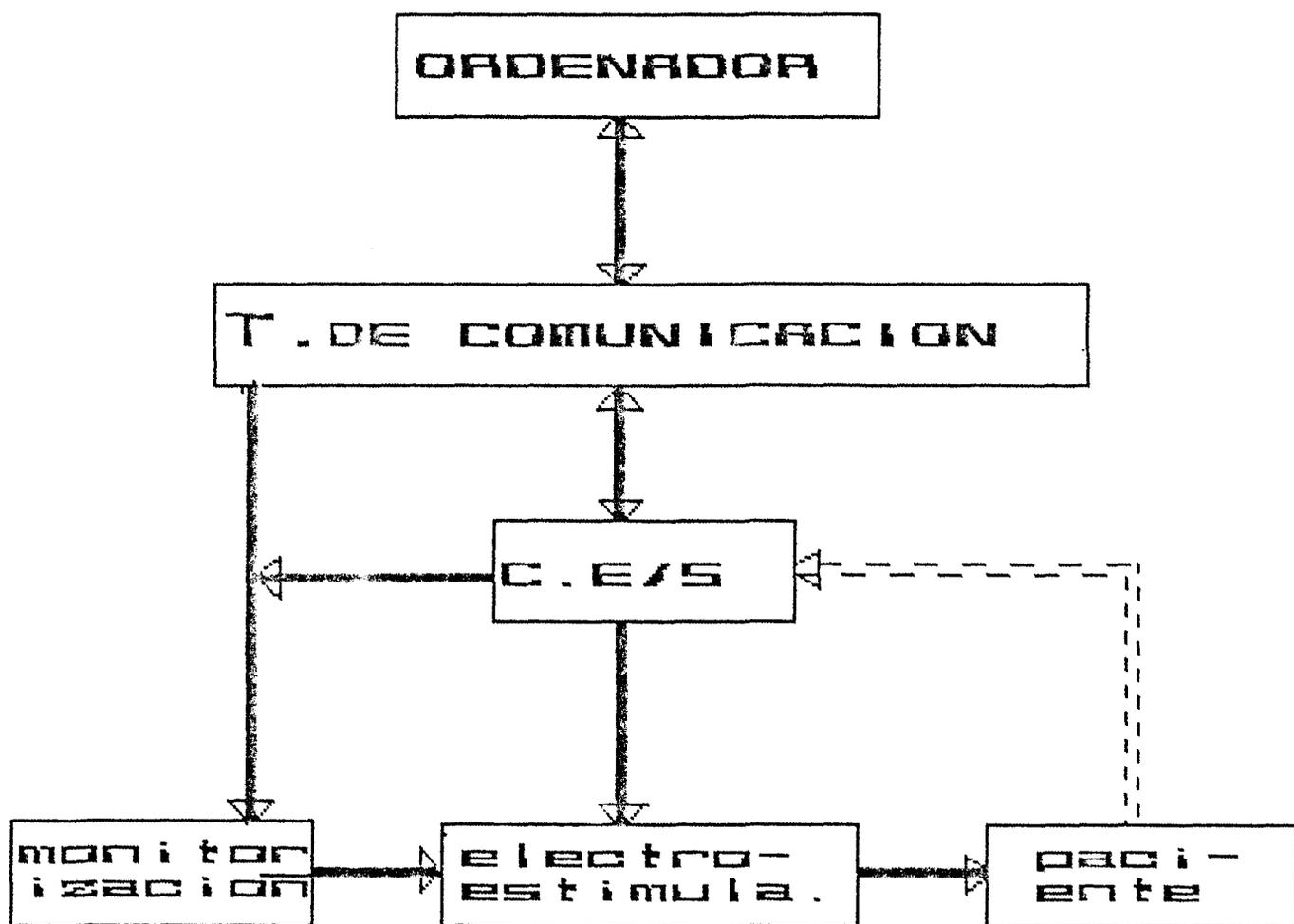


FIG. 34. - DIAGRAMA GENERAL

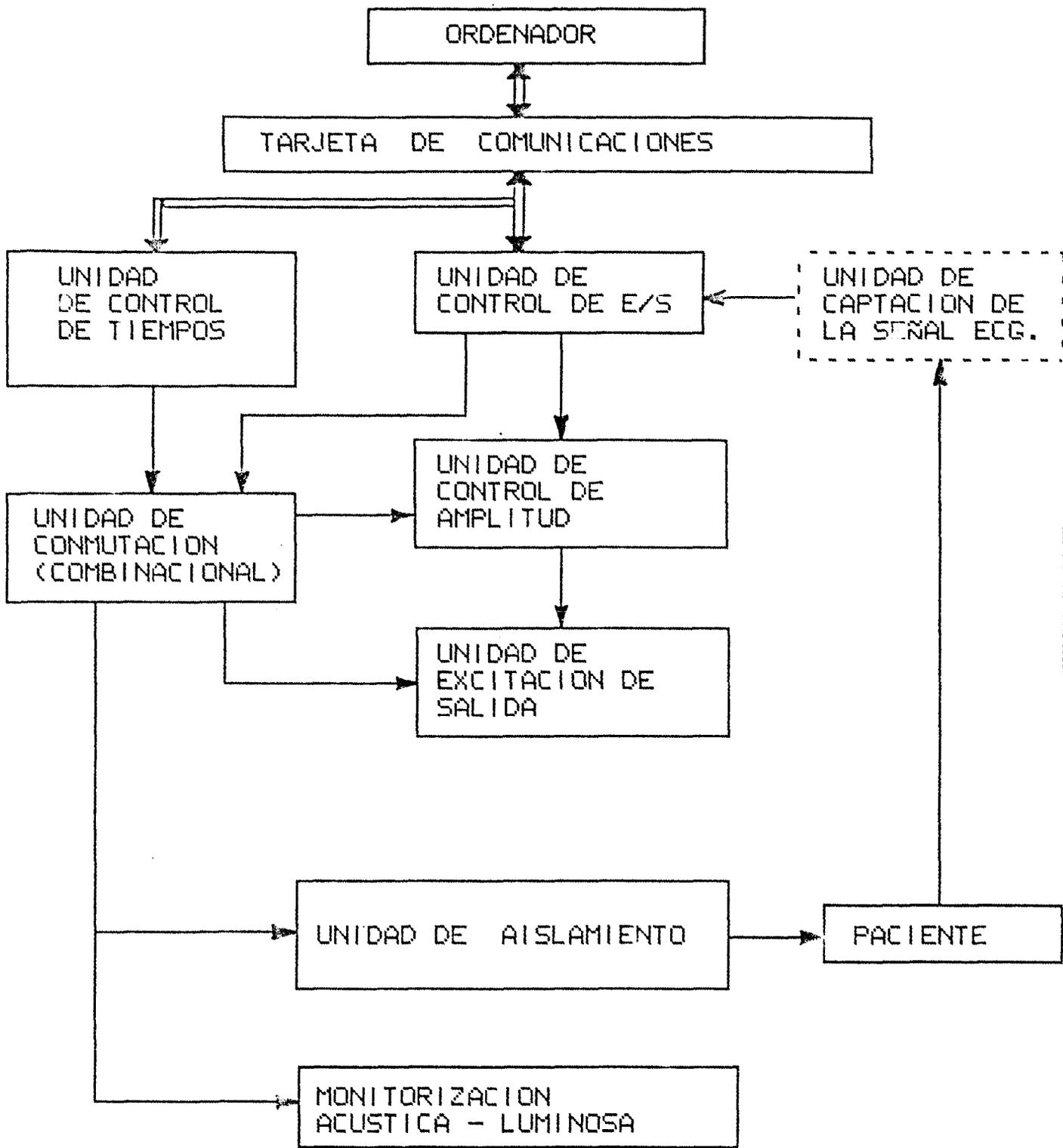


FIG. 35 DIAGRAMA POR UNIDADES DEL SISTEMA.

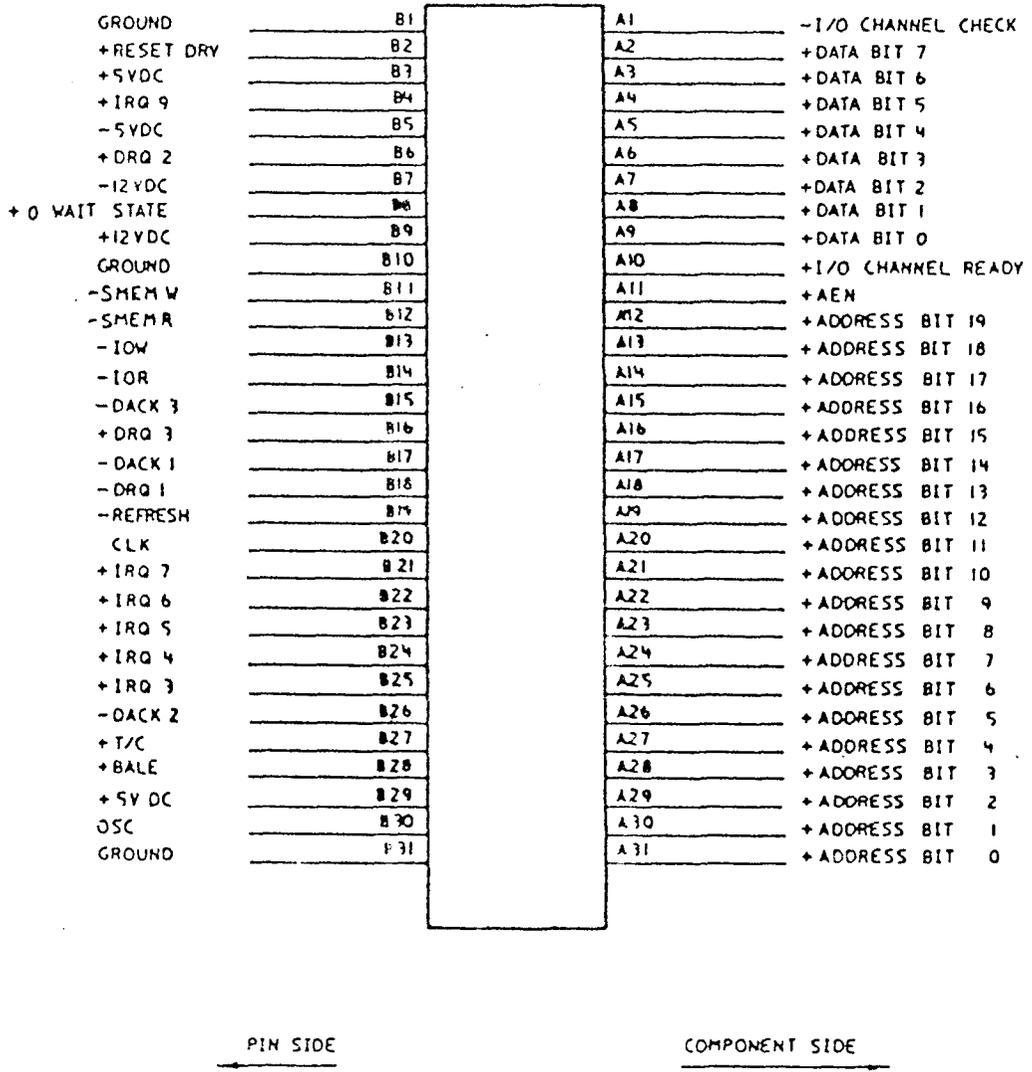


FIG. - 36.a

1 DRQ 3
2 ADDR 16
3 DACK 3
4 ADDR 17
5 IOR
6 ADDR 18
7 IOW
8 ADDR 19
9 SMEMR
10 AEN
11 SMEMW
12 I/O CH RD
13 GND
14 DATA 0
15 +12 VDC
16 DATA 1
17 + 0 WAIT ST
18 DATA 2
19 -12 VDC
20 DATA 3
21 DRQ 2
22 DATA 4
23 -5 VDC
24 DATA 5
25 IRQ 9
26 DATA 6
27 +5 VDC
28 DATA 7
29 RESET DR
30 -I/O CHAN CHECK

CONECTOR A

FIG.-36B

1 ADDR 0
2 ADDR 1
3 OSC
4 ADDR 2
5 +5 VDC
6 ADDR 3
7 BALE
8 ADDR 4
9 T/C
10 ADDR 5
11 DACK 2
12 ADDR 6
13 IRQ 3
14 ADDR 7
15 IRQ 4
16 ADDR 8
17 IRQ 5
18 ADDR 9
19 IRQ 6
20 ADDR 10
21 IRQ 7
22 ADDR 11
23 CLK
24 ADDR 12
25 REFRESH
26 ADDR 13
27 DRQ 1
28 ADDR 14
29 DACK 1
30 ADDR 15

CONECTOR B

SECUENCIA

0



D= DURACION

P= PAUSA

PB=PERIODO BAJO

PA=PERIODO ALTO

F= FRECUENCIA

NP=NUMERO DE PULSOS

A= AMPLITUD

T= TIEMPO

$$F=1/(PA+PB)$$

FIG. 37 DISTINTOS PARAMETROS DE UNA SECUENCIA.

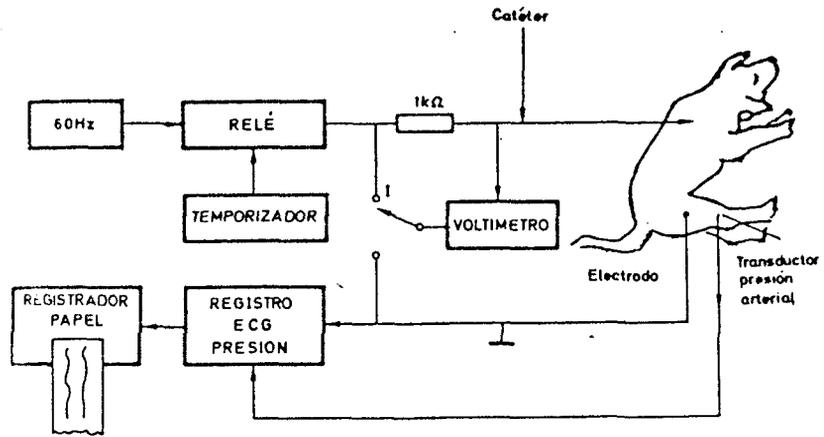


FIG.- 38

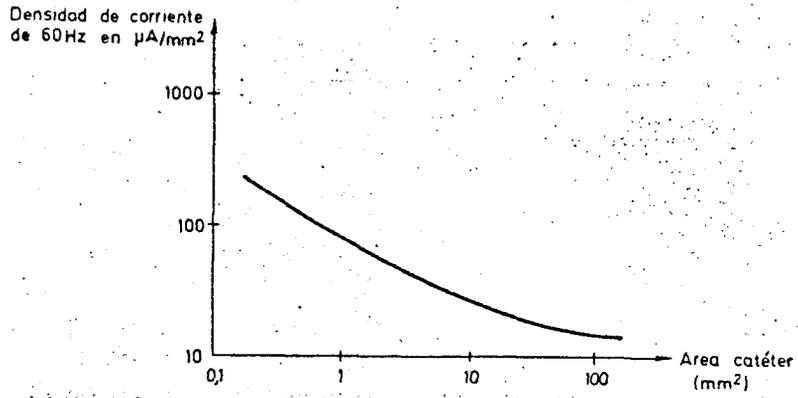


FIG.- 39

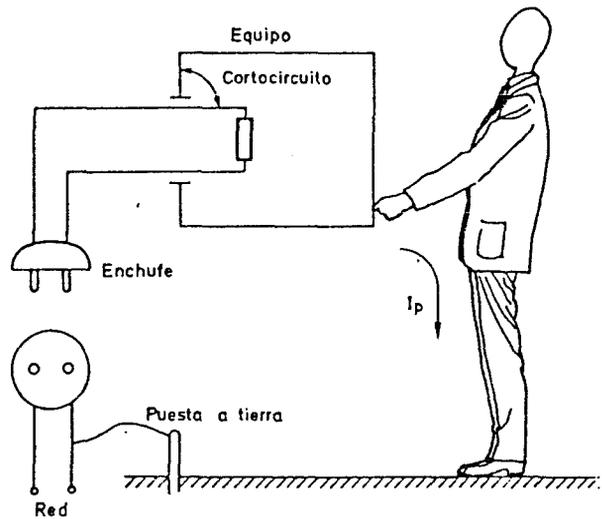


FIG.- 40

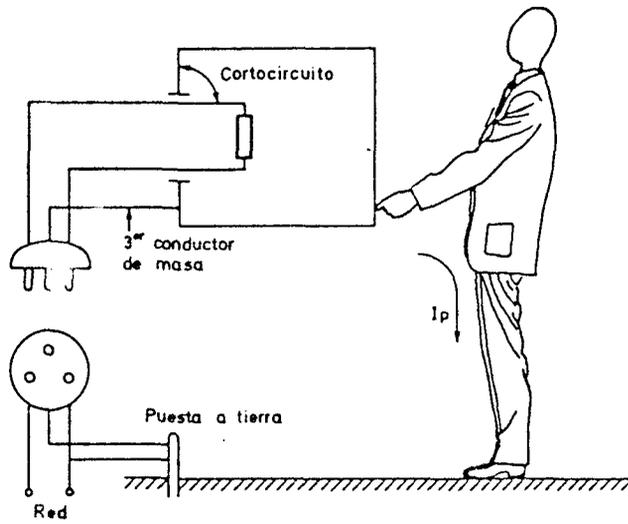


FIG.- 41

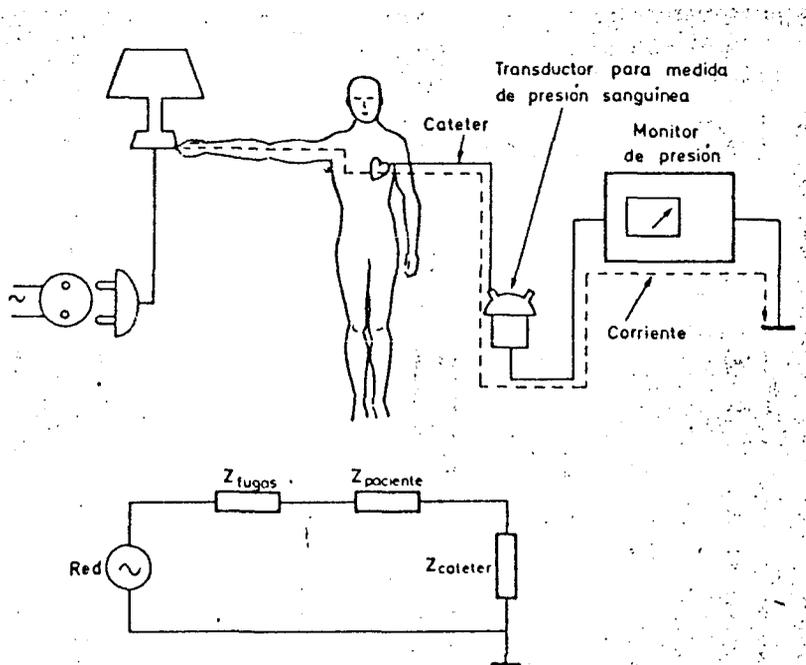


FIG.- 42

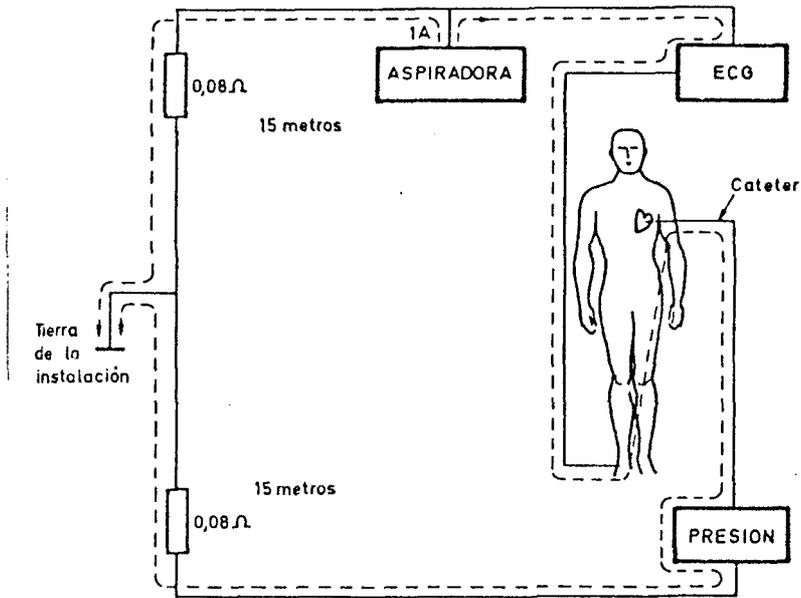


FIG. - 43

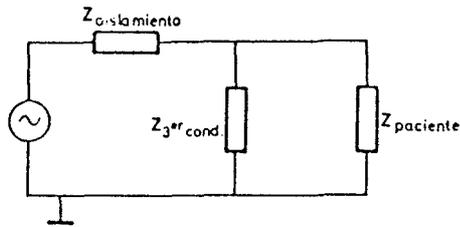


FIG. - 44

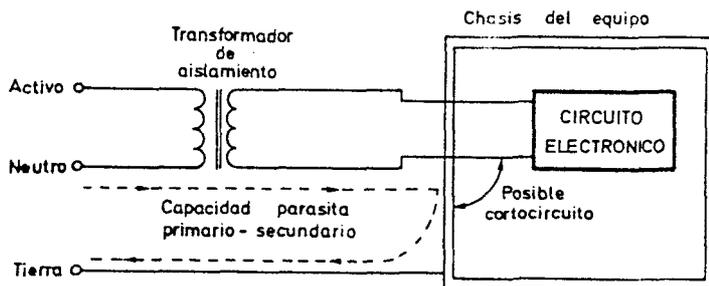
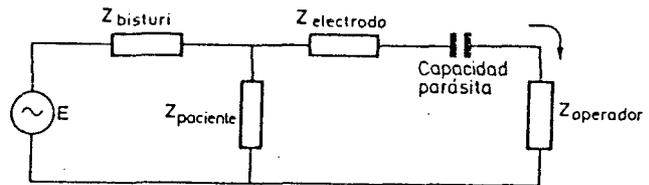
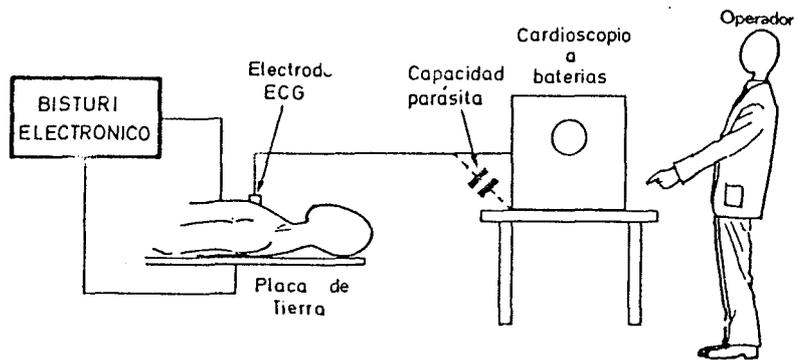
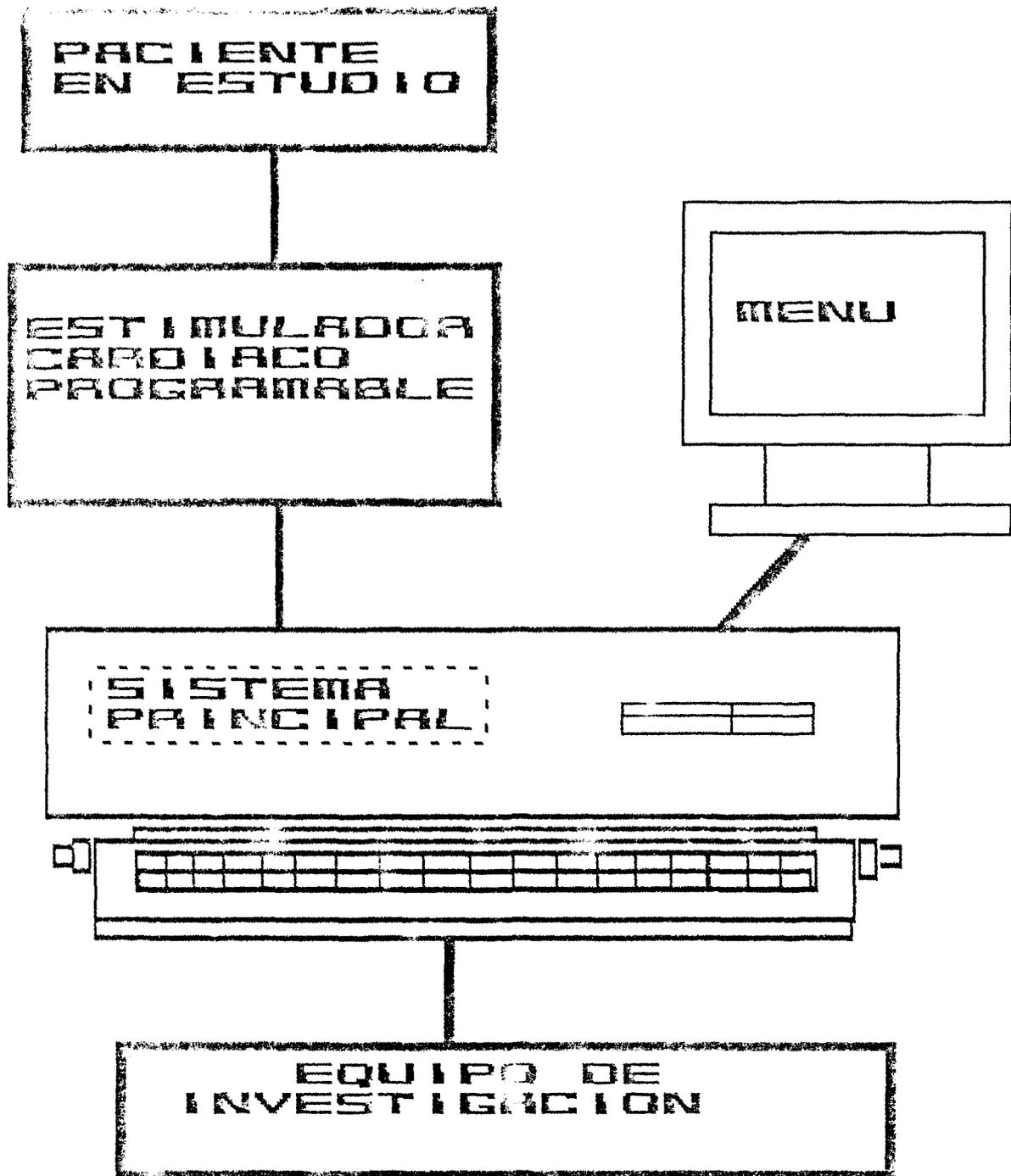


FIG. - 45



**SISTEMA DE ESTUDIO
DE ENFERMEDADES
CARDIOVASCULARES.**

FIG.- 46

APENDICE 2. (Esquemas)

LISTA DE COMPONENTES UTILIZADOS EN LA
REALIZACION DEL PROYECTO:

CIRCUITOS INTEGRADOS:

IC1, IC2 = 74LS244
IC3 = 74LS245
IC4, IC11, IC19, IC24 = 4069
IC5 = 74LS21
IC6 = 74LS138
IC7 = 74LS08
IC8 = 74LS02
IC9 = 8255
IC10 = ULN 2003
IC12, IC13, IC18, IC30 = RESISTENCIAS INTEGRADAS (SIL) 8x4K7
IC14, IC15 = 4081
IC16 = DAC-08 EP
IC17, IC25, IC26, IC27, IC35 = uA 741
IC20, IC21, IC22 = 4017
IC23 = 8253
IC28, IC29 = 4066
IC31, IC33 = 9400CJ
IC32, IC34 = 74LS00
IC36 = OPL1264A

CONDENSADORES:

C1, C2, C3, C5, C13.....C25 = 100 nF
C4 = 10nF
C6, C7 = 39 pF
C8 = (2x10 uF)
C9, C11 = 10 uF
C10 = 120 pF
C12 = 100 uF
C26 = 200 pF
C27 = 56 pF
C28 = 47 pF
C29 = 680 pF
C30, C31 = 4.7 nF
C32, C33 = 4.7 uF
C34, C35 = 0.22 uF
C36, C37 = 1 uF
C38, C39 = 470 uF

RESISTENCIAS:

R1, R2 = 3K3
R3 = 5K
R4 = 12K
R5 = 33
R6 = 18K
R7 = 20K
R8 = 1K

R9 = 220K
R10,R11,R12,R15 = 470
R14,R20,R31 = 1M
R13,R18,R21,R25,R26,R32,R33, = 10K
R16 = 390
R17,R28,R30 = 100K
R19 = 470K
R22 = 4K7
R23 = 120
R24 = 8K2
R27 = 39K
R29 = 2K2
R34,R36 = 50K
R35 = 500K
R37,R38 = 1K5
R39,R40 = 22

TRANSISTORES:

T1,T2 = BC167
T3,T6 = 2N1711
T4 = 2N2905
T5 = 2N2219
T7 = BC214
T8,T9 = BD441

REGULADORES DE TENSION:

RT1 = 7812
RT2 = 7912
RT3 = 7805
RT4 = 7905

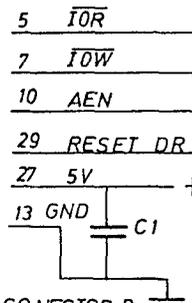
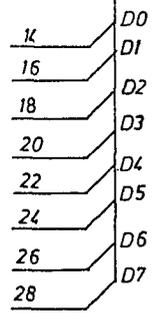
DIODOS:

Z1 = ZENER DE 5.1 V
D1,D2,D3,D4 = 1N4148

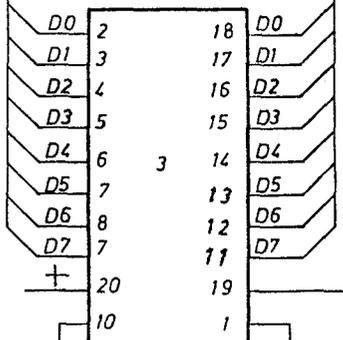
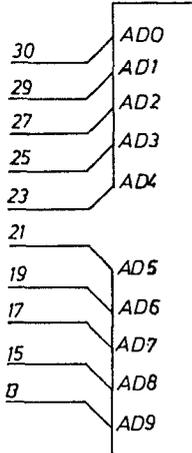
VARIOS:

XTAL1 = CUARZO DE 1MHz
A = ZUMBADOR ELECTRONICO
TR1 = TRANSFORMADOR SEPARADOR
PD = PUENTE DE DIODOS RECTIFICADORES

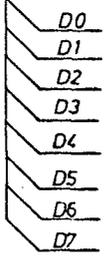
CONECTOR. A



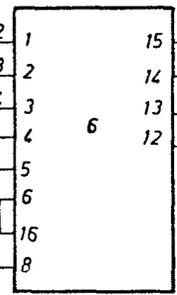
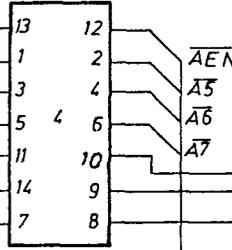
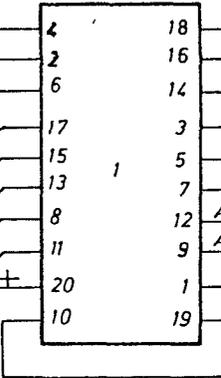
CONECTOR. B



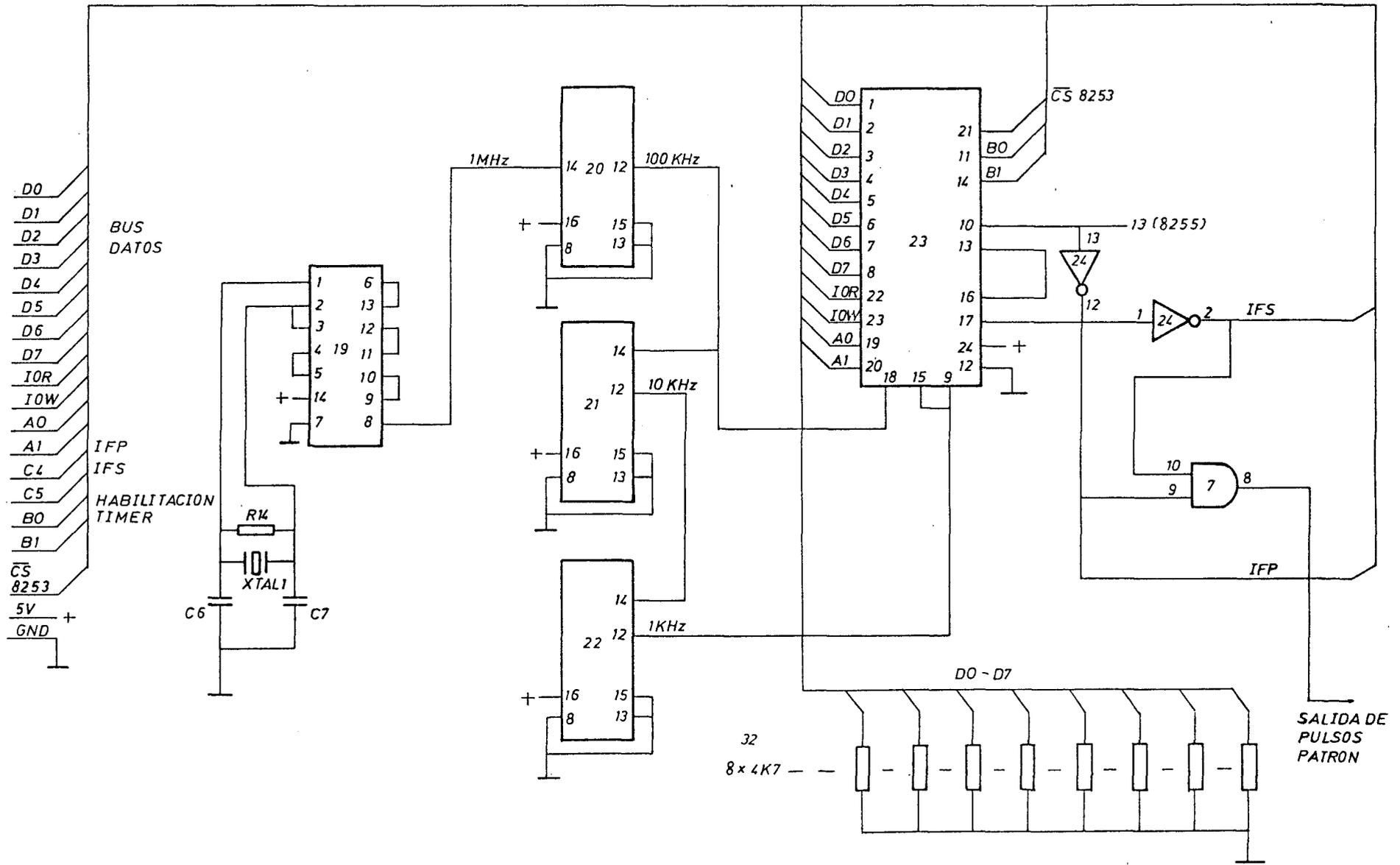
BUS DATOS



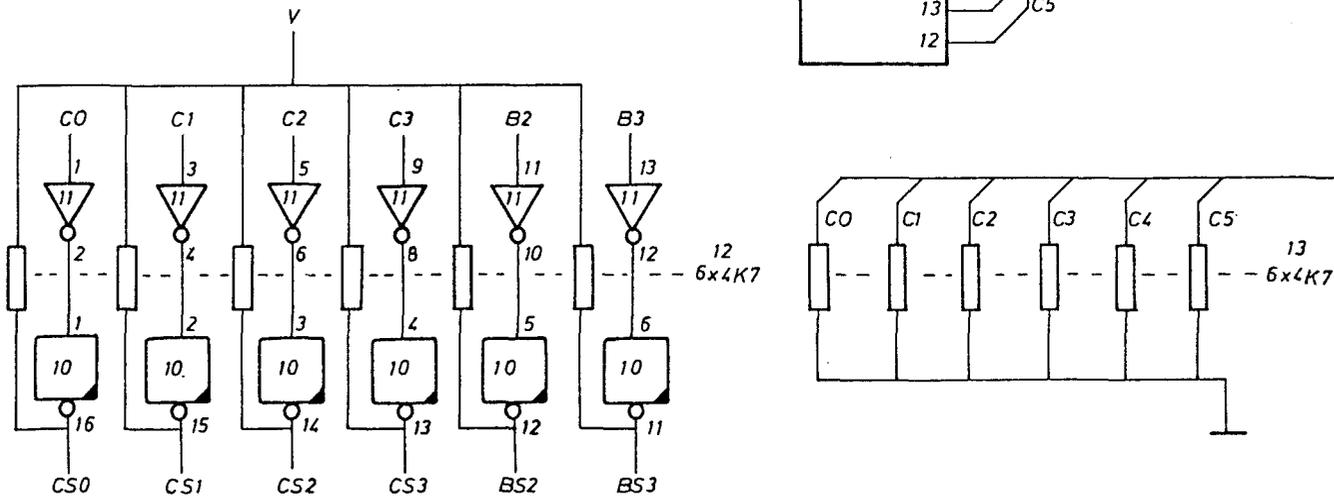
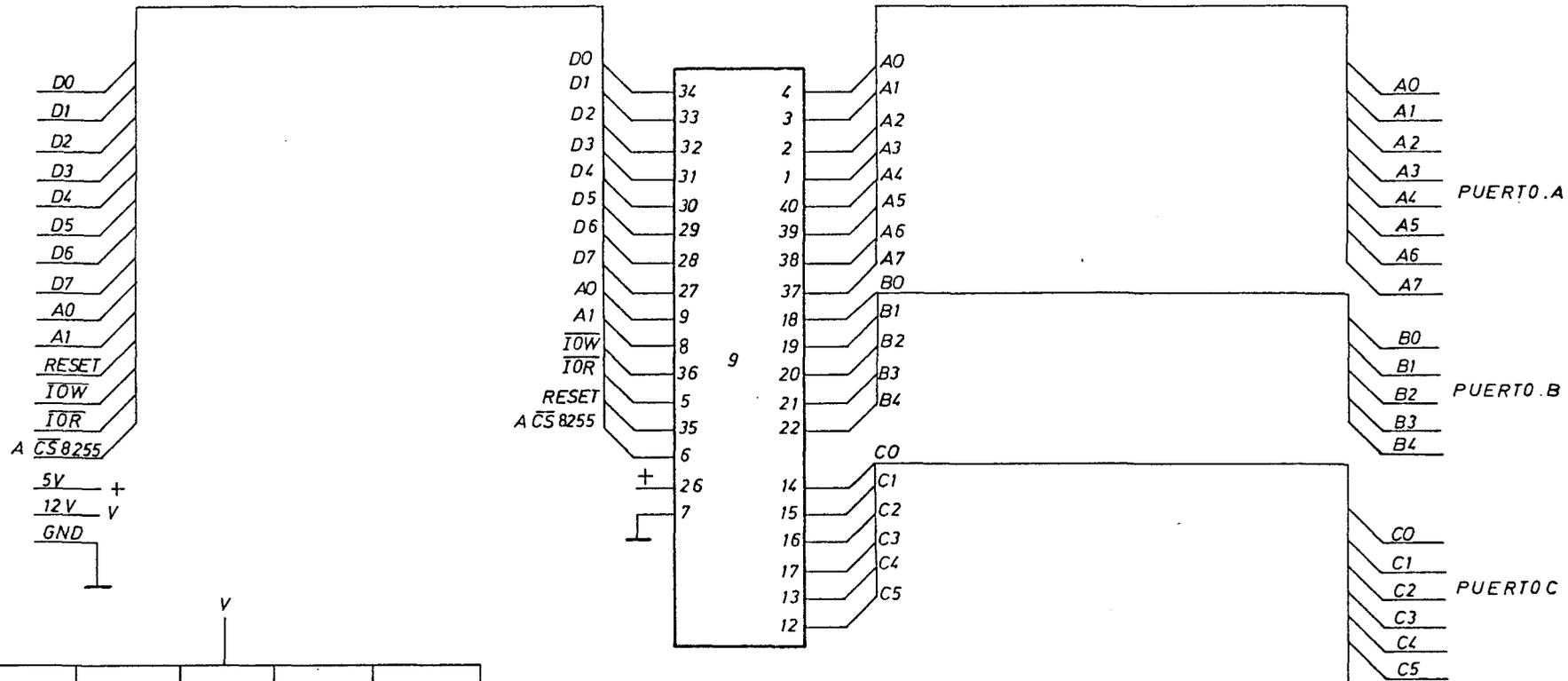
\overline{IOR}
 \overline{IOW}



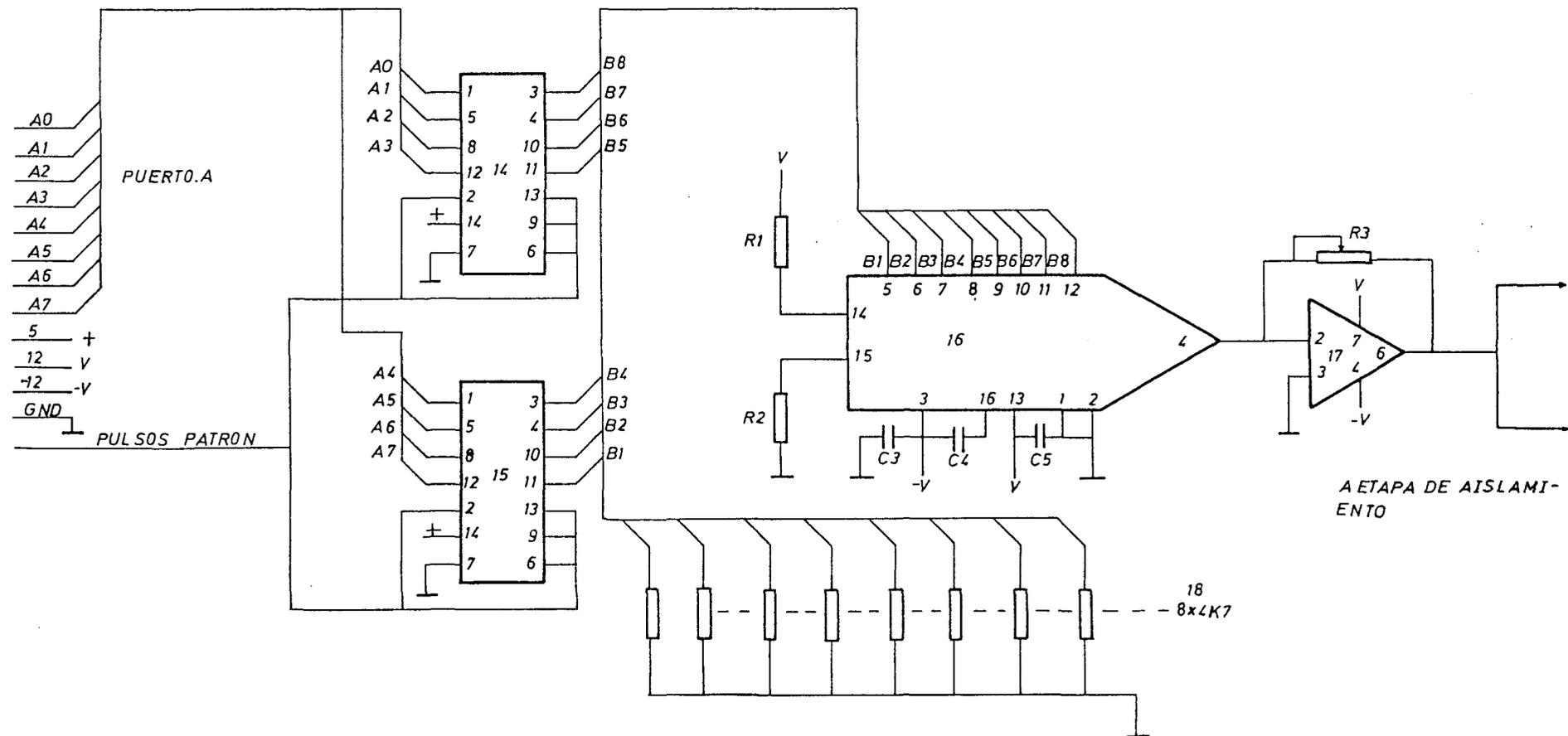
FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	TARJETA DE COMUNICACIONES



FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	UNIDAD DE CONTROL DE TIEMPOS



FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	CONTROL E/S - PUERTOS

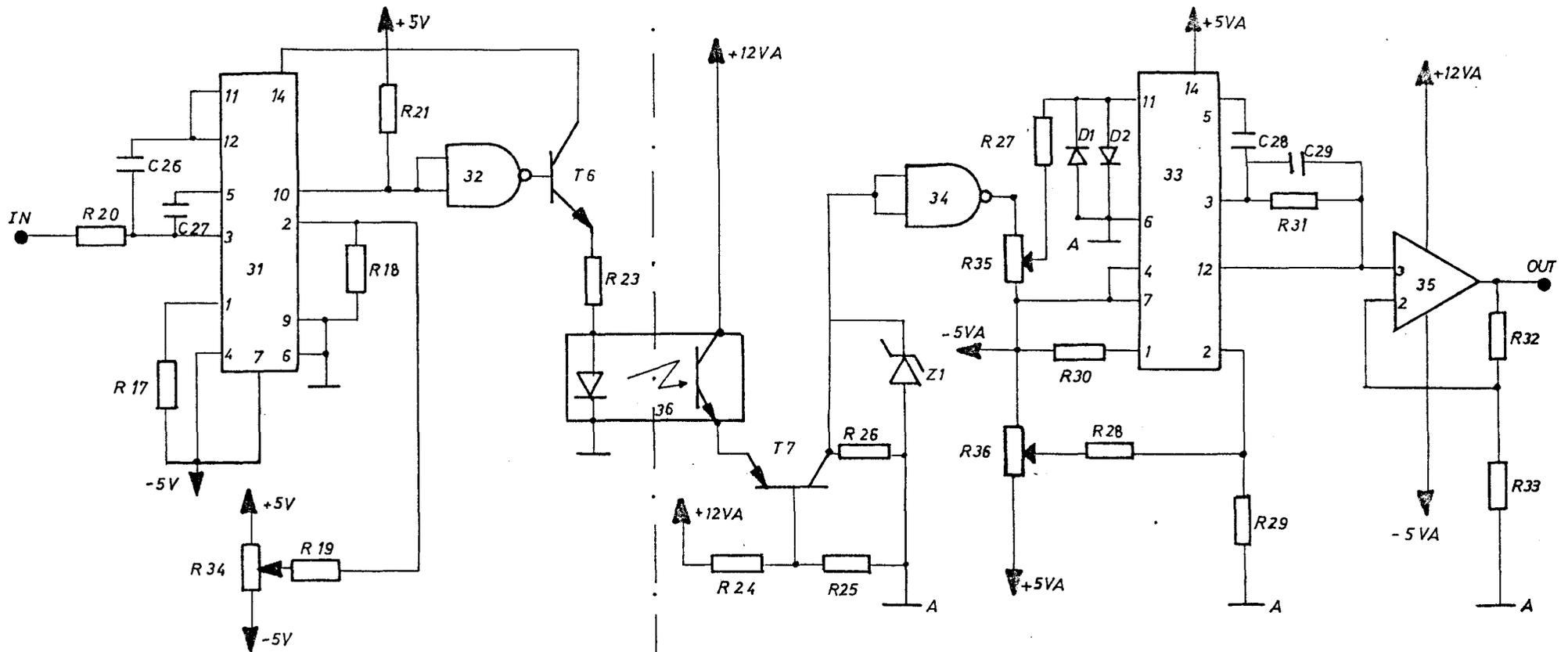


A ETAPA DE AISLAMIENTO

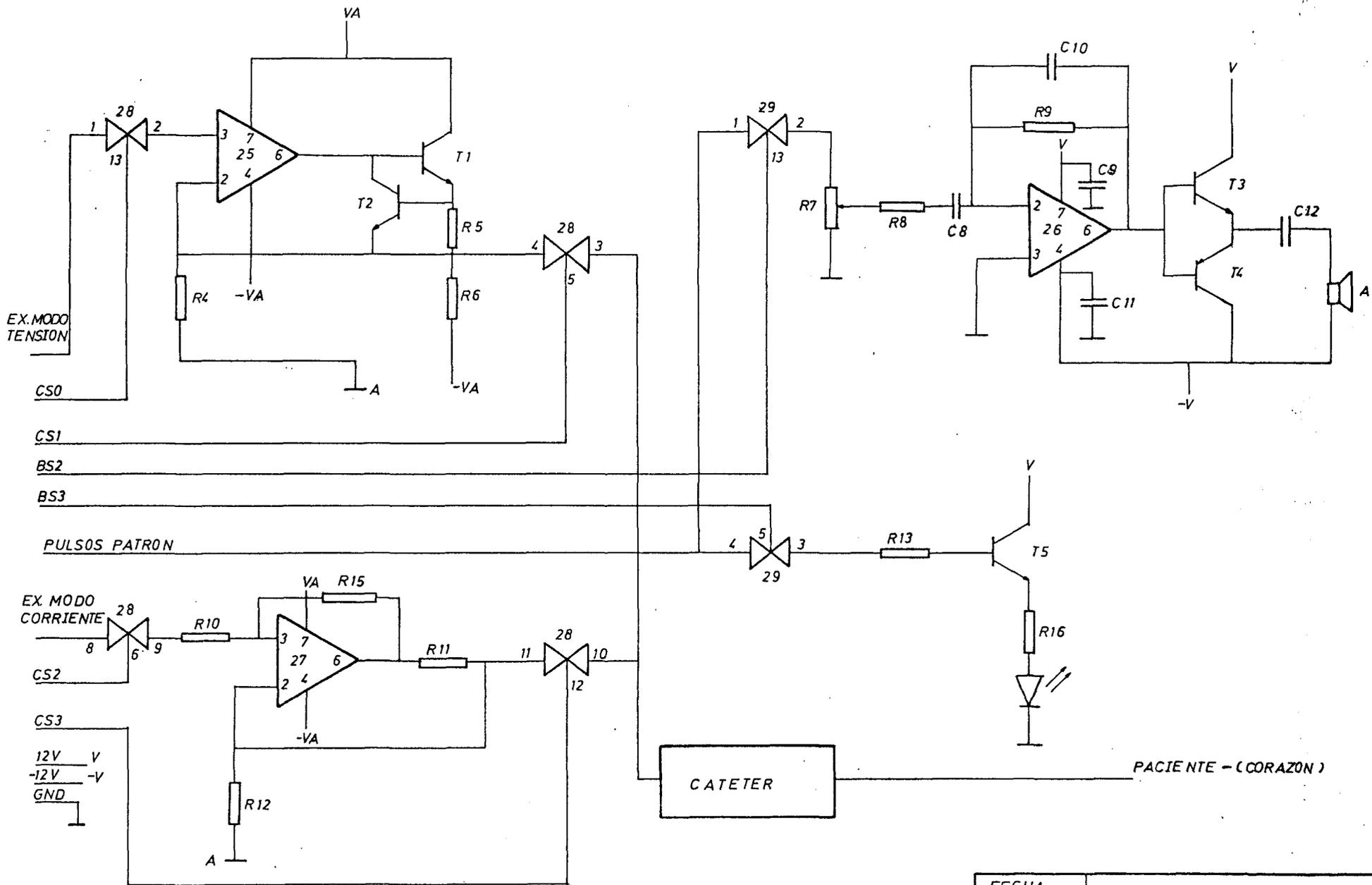
FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	CONTROL AMPLITUD DE LOS IMPULSOS

ZONA NO AISLADA

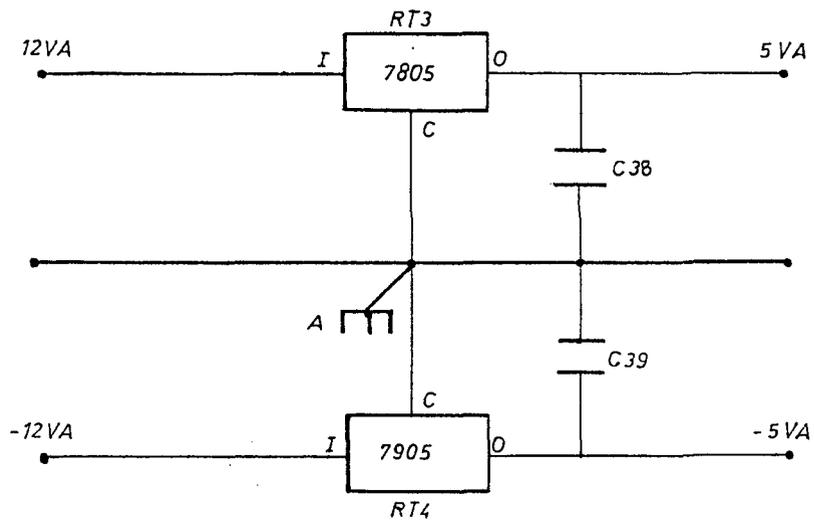
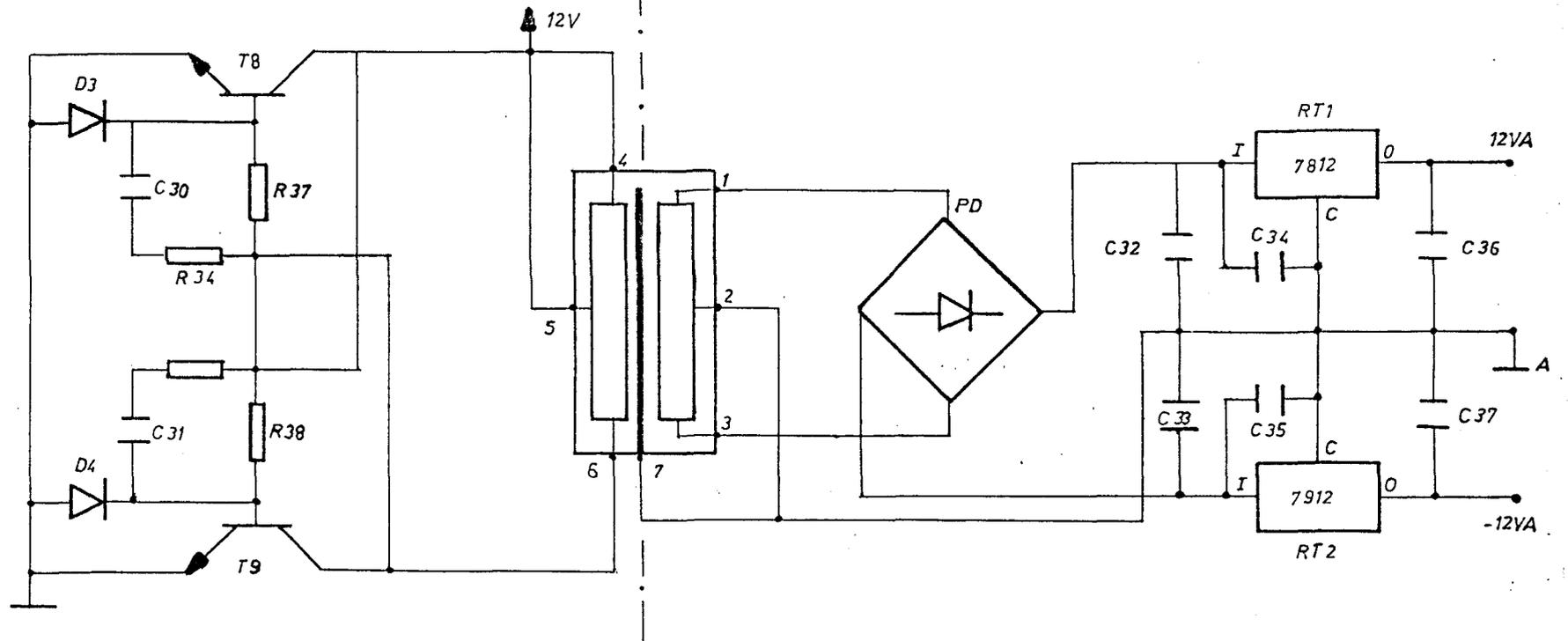
ZONA AISLADA



FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN - 89	
TITULO	UNIDAD DE AISLAMIENTO



FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	UNIDADES DE EXCITACION Y MONITORIZACION



FECHA	JOSE V. RAMIREZ
JUN-89	
TITULO	FUENTE AISLADA

REFERENCIAS

- Dale Dubin (1983). "Rapid intepretation of EKG's".
- L.Cromwell, F.J.Weiwell, E.A.Pfeiffer, L.B. Usselman. Instrumentación y medidas biomédicas. Marconbo
- Farreras Rozman (1983). Medicina interna.
- J.Farré, A.Grande, P.Sánchez Albo (1985). "Arritmias cardíacas. Aspectos clínicos y diagnósticos. Tratado de medicina interna. Vol. 50.
- J.C.Briones, D.M.Gil, G.Giménez, A del Valle, G.I.Moris, F.Martínez (1983). "Obtención incruenta de la señal de His mediante filtrado estadístico". Mundo electrónico
- A. del Valle, J.C.Briones, D.M.Gil, G.Giménez, J.E.Navarro, F.M.Corvalán (1986). "Obtención de señales biológicas inmersas en ruido mediante técnicas de reconocimiento de formas y promediación". Revista telegráfica-electrónica.
- J.C.Briones, R.Martin, D.Miguel, A. del Valle, F.Martínez (1986). "Unidad de captación de la señal de del haz de His". Mundo electrónico.
- H.J.J.Wellens (1974). Taquicardias. " Estudio y tratamiento mediante estimulación eléctrica"
- A.Robles, J.Espí, J.Guerrero, M.Bataller (1986). "Estimulador cardíaco programable con microprocesador de 16 bits". Mundo electrónico.
- J. Galván Ruiz, R. Pallás Areny (1980). "Seguridad eléctrica en equipos e instalaciones hospitalarias". Mundo electrónico.