

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA  
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA

INGENIERIA PARA OBTENER DATOS  
FISIOLOGICOS

**Titulación por Examen Profesional**

PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE:

**INGENIERO ELECTRONICO**

**Enrique Huamán Viguria**

*Promoción 1,988 - 2*

**LIMA - PERU - 1996**

**Doy mi profundo agradecimiento a la Divina Providencia por permitirme que exista y admire su obra maravillosa, una ríesca de su sabiduría que nos derrame para saber más acerca del Divino Creador, a mis padres que se encargaron de traerme a este mundo y a todos los docentes de mi alma mater por haberme transmitido sus conocimientos de manera tal que me permite desenvolverme en la disciplina expuesta.**

## **SUMARIO**

**Uno de los problemas de Ingeniería Biomédica es definirla, desde luego el prefijo bio relacionado con la vida, la biofísica y la bioquímica son interdisciplinas relativamente antiguas, donde se han aplicado las ciencias básicas a los seres vivos.**

**Otro problema es que los parámetros fisiológicos no se miden del mismo modo que los parámetros físicos, de allí que muchos experimentos fracasaron, sino fuera por el empeño que puso el gobierno de Estados Unidos, con el fin de monitorizar a los astronautas, invirtió grandes partidas presupuestarias para sacar al flote las bases para esta disciplina.**

**La comunicación entre el ingeniero y el médico por el momento se viene superando poco a poco debido a que las terminologías de uso de ambos profesionales son completamente diferentes, es importante saber para el médico la terminología de Ingeniería, así como el Ingeniero debe conocer algunas nociones de Anatomía y Fisiología de modo que ambas disciplinas puedan trabajar juntas con eficiencia.**

**La finalidad del presente informe es relacionar los principios específicos de la instrumentación y de ingeniería para obtener datos fisiológicos de cada uno de los sistemas principales del organismo con esto se trata de presentar información fisiológica básica, después se consideran variables a medir, seguidas de principios de instrumentación que se podría utilizar.**

**INGENIERIA PARA OBTENER DATOS  
FISIOLOGICOS.**

**TITULO**                                       **INGENIERIA PARA OBTENER DATOS  
FISIOLOGICOS**

**AUTOR**                                       **ENRIQUE HUAMAN VIGURIA**

**PARA OPTAR EL TITULO DE :** **INGENIERO ELECTRONICO**  
**FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA**  
**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA**

**LIMA-PERU**  
**1996**

## **EXTRACTO**

En el capítulo 01, se trata sobre conceptos generales y la relación sistema hombre instrumento, los sistemas fisiológicos del organismo pues en este tópico, en el organismo humano se involucran, sistemas eléctricos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, químicos y de otros diversos tipos, estos diversos sistemas se organizan para realizar muchas funciones complejas bajo sistemas funcionales principales como el sistema nervioso, sistema pulmonar y sistema cardiovascular y sistema cardiovascular.

La respuesta de los distintos sistemas tales como sistema cardiovascular, sistema nervioso, etc. cuya fisiología se puede notar a través de solo por los sentidos palpando los músculos, notando la tenacidad de la musculatura, pero eso no es suficiente para darse cuenta del estado verdadero del individuo, la instrumentación bioeléctrica da mayor detalle al médico sobre el estado fisiológico del paciente en cuestión, extrayendo señales del organismo y

procesando en una caja negra que viene a ser circuitería electrónica y sus periféricos como la pantalla de osciloscopio o graficadores de señal, todo esto se detalla en el capítulo 2.

En el capítulo 3 se ve los medios para la obtención de datos fisiológicos como la presión sanguínea, temperatura cutánea, el estado del sistema nervioso y otros comportamientos fisiológicos del organismo que se procesan como señales bioeléctricas a través de circuitería electrónica y agregados usando electrodos o transductores, en el presente capítulo se trata de electrodos superficiales, electrodos de copa de aguja bajo que casos se utiliza y de que material esta hecho.

Dentro de los instrumentos de medición bioeléctrica que se trata en el capítulo 4 está el electrocardiógrafo que mide las señales bioeléctricas del sistema circulatorio de sangre en zonas codificadas del organismo preconcebidas, el electroencefalógrafo que es otro instrumento que permite visualizar las señales bioeléctricas dentro del cuero cabelludo del cráneo, también son señales ya codificadas y conocidas tomadas en puntos fijos del cuero cabelludo y el electromiógrafo es otro instrumento muy importante que sirve para medir señales biopotenciales de cualquier grupo celular del organismo y es de uso clínico o también para la investigación.

## INDICE

	Pag .
PROLOGO	01
CAPITULO I	
GENERALIDADES DE LA INGENIERÍA SOBRE DATOS FISIOLÓGICOS	
1.1 Historla de la instrumentación biomédica	03
1.2 Biometría - Conceptos	04
1.3 El sistema hombre - instrumento	08
1.4 Componentes del sistema hombre instrumento	09
1.4.1 Sistema fisiológicos del organismo	09
1.4.2 El sistema bioquímico	11
1.4.3 Sistema cardiovascular	11
1.4.4 Sistema respiratorio	12
1.4.5 Sistema nervioso	14
CAPÍTULO II	
PARÁMETROS FISIOLÓGICOS	16
2.1 Fuentes de potenciales bioeléctricos	16
2.2 Potenciales de reposo y de acción	17
2.3 Propagación de los potenciales de acción	22
2.4 Potenciales bioeléctricos	22
2.5 Medición de potenciales bioeléctricos	24
CAPÍTULO III	
MEDIOS PARA OBTENCIÓN DE DATOS FISIOLÓGICOS	34
3.1 Electrodo	34
3.2 Electrodo para biopotenciales	36

<b>3.3</b>	<b>Microelectrodos</b>	<b>40</b>
<b>3.4</b>	<b>Electrodos superficiales</b>	<b>41</b>
<b>3.5</b>	<b>Electrodos de aguja</b>	<b>44</b>
<b>3.6</b>	<b>Transductores bioquímicos</b>	<b>47</b>
<b>3.7</b>	<b>Electrodo de referencia</b>	<b>47</b>
<b>3.8</b>	<b>Electrodo de pH</b>	<b>49</b>
<b>3.9</b>	<b>Electrodo para gases de sangre</b>	<b>52</b>
<b>CAPITULO IV</b>		
<b>INSTRUMENTOS DE MEDICION BIOELECTRICA</b>		<b>56</b>
<b>4.1</b>	<b>Electrocardiógrafo</b>	<b>56</b>
<b>4.1.1</b>	<b>Corazón y el sistema cardiovascular</b>	<b>56</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Medidas cardiovasculares</b>	<b>62</b>
<b>4.2</b>	<b>Electroencefalografía</b>	<b>86</b>
<b>4.3</b>	<b>Electromiografía</b>	<b>91</b>
<b>CONCLUSIONES</b>		<b>97</b>
<b>ANEXOS</b>		<b>98</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>		<b>113</b>



## **PROLOGO**

**Este informe se basa sobre ingeniería para obtener datos fisiológicos en el ser humano debido a que actualmente las distintas ramas de la ingeniería de alguna manera está relacionado con la Ingeniería biomédica, como por ejemplo los ingenieros mecánicos son necesarios en todo establecimiento de salud en la parte que le compete, tales como generación de vapor, etc.**

**El tópico que se trata en este trabajo es un acápite de ingeniería biomedida por cuanto se ha obviado muchos tópicos, esta joven disciplina viene progresando cada vez más es así como el aparato de auscultación enteramente mecánico (estetoscopio) es sustituido por el fonógrafo que permite visualizar los sonidos que no se puede auscultar con estetoscopio mecánico de columna de aire, asimismo, la presión sanguínea se mide a través de un esfigmómetro con columna de mercurio hoy se mide con transformador diferencial, o un amplificador electrónico acoplado con galga tensiométrica a través de una sonda y porque no mencionar el electrocardiógrafo instrumento que permite medir y visualizar ondas bioeléctricas emanadas por el músculo cardiaco (miocardio). De igual manera el electroencefalógrafo que permite visualizar ondas emanadas por la masa encefálica cuyas tomas se realizan en el cuero cabelludo y el electromiógrafo es otro instrumento de medición bioeléctrica en cualquier grupo celular del organismo, para entender este y concatenar con la disciplina electrónica es necesario saber la forma como funciona el organismo en el aspecto fisiológico bioeléctrico a grandes rasgos de manera tal entre el ingeniero y el médico la comunicación sea más eficiente, varios estudiosos enfocan que la señal eléctrica dentro del organismo es originado por los**

electrolitos, Na, K, C1, si bien es cierto, estos elementos de naturaleza iónica muy probablemente sean uno de los contribuyentes de las señales biopotenciales que se generan dentro del organismo, pero otros estudiosos atribuyen que la generación de ondas bioeléctricas está bajo responsabilidad del ordenador (cerebro) que se genera por acción de una sustancia llamada acetilcolina puesto que en el sistema nervioso no existe los electrolitos y que este último sólo sirve para la dispersión de ondas bioeléctricas a nivel celular fuera del sistema nervioso, lo cual parecer ser cierto porque las señales biopotenciales en distintas partes del organismo no tiene la misma forma de onda ni la misma velocidad, en este Informe se ha obviado aparatos correspondientes a la sala de operaciones, aparatos de radio diagnóstico, radio terapia y los instrumentos de laboratorio clínico, etc.

El orden de exposición puede consultarse en las partes de los diversos temas del presente informe.

Es meritorio dar gracias al Ing. Luis Sáez Cuyubamba, profesor asesor del presente informe por su brillante participación como tal en este trabajo, ojalá sea motivo que la Universidad Nacional de Ingeniería sea iniciador de una nueva carrera muy ligada a la Ingeniería Electrónica que se imparte en nuestra alma mater.

# CAPÍTULO I

## GENERALIDADES DE LA INGENIERÍA SOBRE DATOS FISIOLÓGICOS

### 1.1 Historia de la Instrumentación biomédica

Este campo de la instrumentación biomédica data de siglos atrás, por ejemplo a finales del siglo XIX el Profesor Einthoven sospecha la existencia de electricidad en los cuerpos vivos, el progreso fue muy lento hasta después de la Segunda Guerra Mundial en que se dispuso de equipos electrónicos tales como: Amplificadores y registradores fue que en estos momentos muchos técnicos e ingenieros empezaron a experimentar y a modificar tanto en la industria como por cuenta propia el equipo de uso médico existente, este proceso se produjo principalmente durante la década de los cincuenta y los resultados fueron decepcionantes, debido a que los experimentadores pronto descubrieron que los parámetros fisiológicos no se miden del mismo modo que los parámetros físicos, además encontraron un grave problema de comunicación con los médicos.

En la década siguiente muchos fabricantes de instrumentos médicos se introdujeron en el campo de la instrumentación biomédica, pero los costos del desarrollo eran altos y los médicos y los equipos directivos de los hospitales recelaban para adquirir nuevos equipos y a menudo no colaboraban, muchos desarrollos con excelentes posibilidades parecían perderse, fue entonces durante ese período cuando algunas compañías progresistas decidieron que en vez de modificar el sistema físico (hardware) existente podían diseñar

instrumentación específica para uso médico. Si bien es verdad que se utilizaban muchos de los componentes, la filosofía había cambiado, el análisis y el diseño aplicaban directamente a los problemas médicos.

Una gran parte de la ayuda la proporcionó el gobierno de los Estados Unidos a través de la NASA (NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION), los programas de Mercurio, Géminis y Apolo, necesitaron monitorización fisiológica precisa de los astronautas en consecuencia invirtió mucho dinero para investigación fisiológica, los programas de medicina aeroespacial aumentaron considerablemente tanto dentro de las instalaciones de la NASA como a través de las subvenciones a partir de la base monitorización de astronautas. La utilización de algunos campos adjuntos como la biotelemetría, también encontró una base en los programas de la NASA, además en la década de los sesenta se tomó conciencia de la necesidad de trabajar en conjunto los ingenieros, técnicos y médicos, todas las asociaciones de ingenieros y técnicos reconocieron esta necesidad formando subgrupos (Engineering in medicine and biology) y se organizaron nuevas asociaciones a largo plazo y programas de investigación médica, en las universidades se planteó la necesidad de estudios de Ingeniería Biomédica. Actualmente, casi en todas las principales universidades de Latinoamérica tienen programas de Ingeniería Biomédica a excepción del Perú, Bolivia, Ecuador y Colombia.

## **1.2 Biometría - Conceptos**

La rama de la ciencia que comprende la medida de las variables y parámetros fisiológicos se conoce como biometría, la instrumentación biomédica proporciona las herramientas necesarias para que puedan realizar estas medidas posteriormente se tratará cada una de las principales clases de instrumentación biomédica junto con las bases fisiológicas adecuadas a las medidas en cuestión,

algunas clases de instrumentación biomédica son exclusivas del campo de medicina, pero muchas son adaptaciones de modelos físicos ampliamente usados. Un termistor por ejemplo modifica su resistencia eléctrica con la temperatura independientemente si se trata de una máquina o la del cuerpo humano, los principios son los mismos solo pueden ser diferentes a la forma y el tamaño del instrumento, otro ejemplo es la galga extensiométrica que se utiliza normalmente para medir los esfuerzos en los elementos de una estructura, funciona según el principio de que al estirar un hilo o una pieza de un material semiconductor su resistencia eléctrica cambia cuando se excita con una fuente de tensión constante se obtiene una salida eléctrica proporcional al valor del esfuerzo con el uso de galga se puede medir presión sanguínea. En el diseño o especificación de los sistemas de instrumentación biomédica se debe considerar los siguientes factores:

### **Margen**

En general el margen de un instrumento se estudia para que incluya todos los niveles de amplitud y frecuencia de amplitud en los cuales se espera que funcione el aparato.

### **Sensibilidad**

La Sensibilidad de un instrumento determina cuál es la menor variación de una variable o parámetro que se puede medir de forma fiel, en conclusión sensibilidad determina resolución del instrumento que es la mínima variación que se puede medir con precisión.

### **Linealidad**

Se designa como linealidad del instrumento el grado en el que las variaciones en la salida del mismo siguen a las variaciones de la entrada.

**Histerisis**

Es una característica de algunos instrumentos por la cual un valor dado de la variable medida produce, cuando alcanza en sentido ascendente una lectura distinta que cuando alcanza en sentido descendente.

**Respuesta frecuencial**

Es la variación de sensibilidad para la gama de frecuencias de medidas, es importante para visualizar una señal que sea una reproducción fiel de la señal fisiológica original.

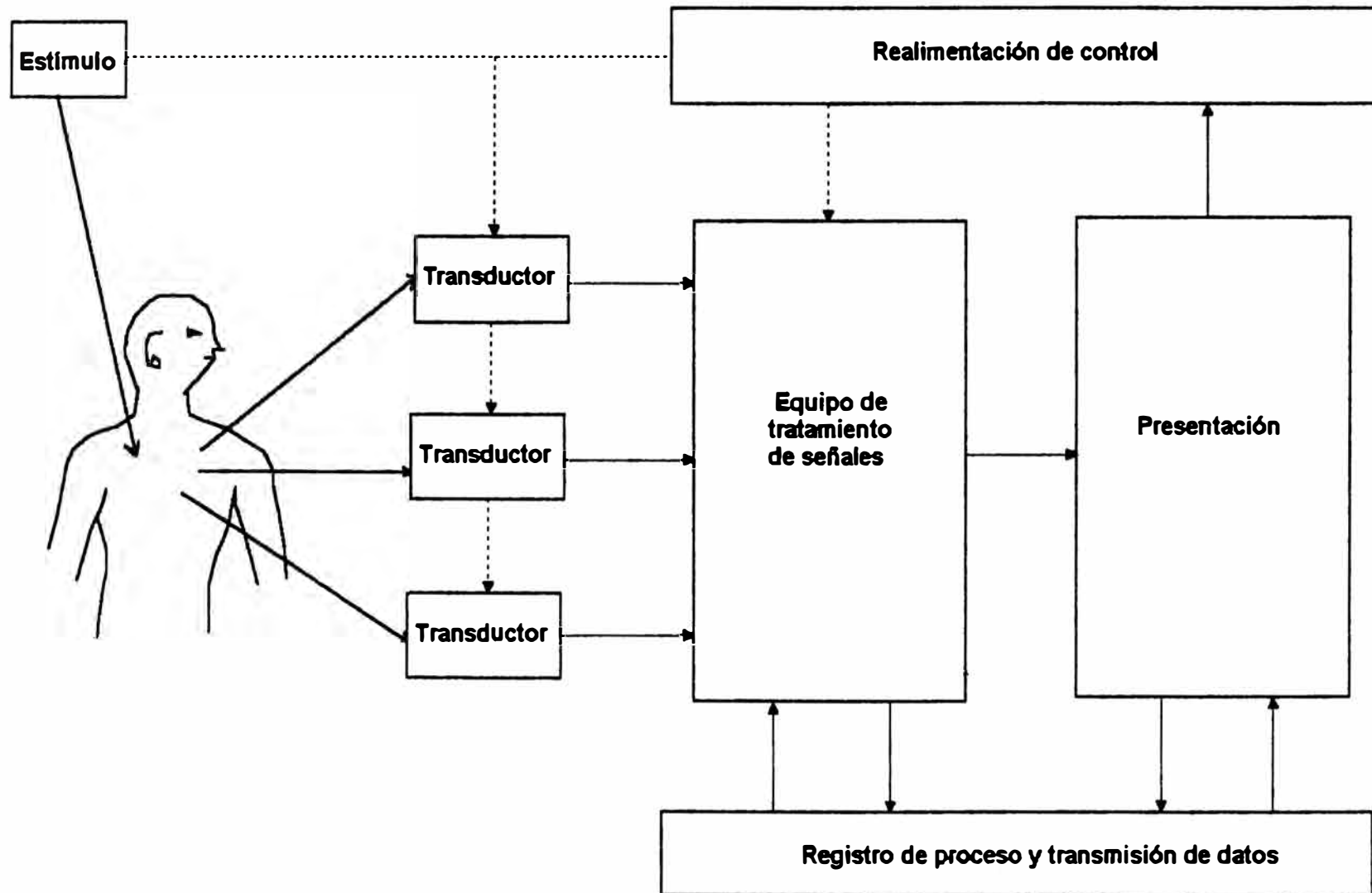
**Precisión**

La precisión es una medida de error del sistema, los errores se pueden producir de muchas formas y se considera los siguientes causantes de error:

- 1.- Errores debidos a las tolerancias de los componentes electrónicos.
- 2.- Errores debidos a movimientos mecánicos del medidor.
- 3.- Errores de los componentes debidos a la deriva o variación con la temperatura.
- 4.- Errores debidos a una respuesta frecuencial insuficiente.

**Relación señal ruido**

Es importante que la relación señal ruido sea lo más grande posible en el entorno de los hospitales, son frecuentes las interferencias o ruidos de la frecuencia de la red y por lo general se captan en los cables largos, también son posibles las interferencias debidas a los equipos electromagnéticos, electrostáticos, una masa pobre también es de este problema, sin embargo se debe distinguir tales (ruidos de interferencia) debidos al acoplamiento con otras fuentes de energía, del ruido térmico y del ruido de granalla que se producen en los elementos del propio circuito debido a la naturaleza discontinua de la materia y la corriente eléctrica, el ruido de interferencia es el mayor problema en sistemas biomédicos.



**DIAGRAMA DE BLOQUES SISTEMA HOMBRE INSTRUMENTO**

### **Estabilidad**

En Ingeniería de Control de Estabilidad es la capacidad de un sistema de retornar a su estado estacionario después de una perturbación en la entrada, en vez de tender a una oscilación incontrolable, este es un factor que varía en relación, con la amplificación, realimentación y otras características del sistema.

### **Aislamiento**

Con frecuencia las medidas se deben realizar en pacientes o animales experimentales de tal forma que el instrumento no establezca una conexión eléctrica directa entre el organismo y la masa. El aislamiento se logra con técnicas de acoplo magnético y óptico.

### **1.3 El sistema hombre - Instrumento**

Un sistema de instrumentación se define como el conjunto de instrumentos y equipos utilizados en la medida de una o más características o fenómenos para la presentación de la información obtenida a partir de estas medidas de forma tal que la puede leer e interpretar el hombre. En algunos casos el sistema de instrumentación incluye componentes que dan un estímulo o excitación para una o más de las entradas del dispositivo donde se mide..

Los objetivos básicos de cualquier sistema de instrumentación se enmarca por lo general, dentro de una de las siguientes características o categorías principales.

### **Adquisición de información**

En sistema de adquisición de información, la instrumentación se utiliza para medir fenómenos naturales y otras variables que ayudan al hombre en su búsqueda para conocerse así mismo.

### **Diagnóstico**

Las medidas se realizan para ayudar a la detección de algo que funcione mal en el organismo donde se mide.



**Evaluación**

Se emplea para determinar la capacidad de un sistema de satisfacer las exigencias de funcionamiento ya impuesto.

**Monitorización**

Consiste en utilizar la monitorización o la instrumentación para vigilar algún proceso en organismo vivo para obtener datos fisiológicos en forma periódica.

**Control**

Algunas veces la instrumentación se utiliza para controlar automáticamente el funcionamiento de un sistema basándose en los cambios de uno o más de los parámetros internos.

La instrumentación biomédica se clasifica en dos grupos principales;

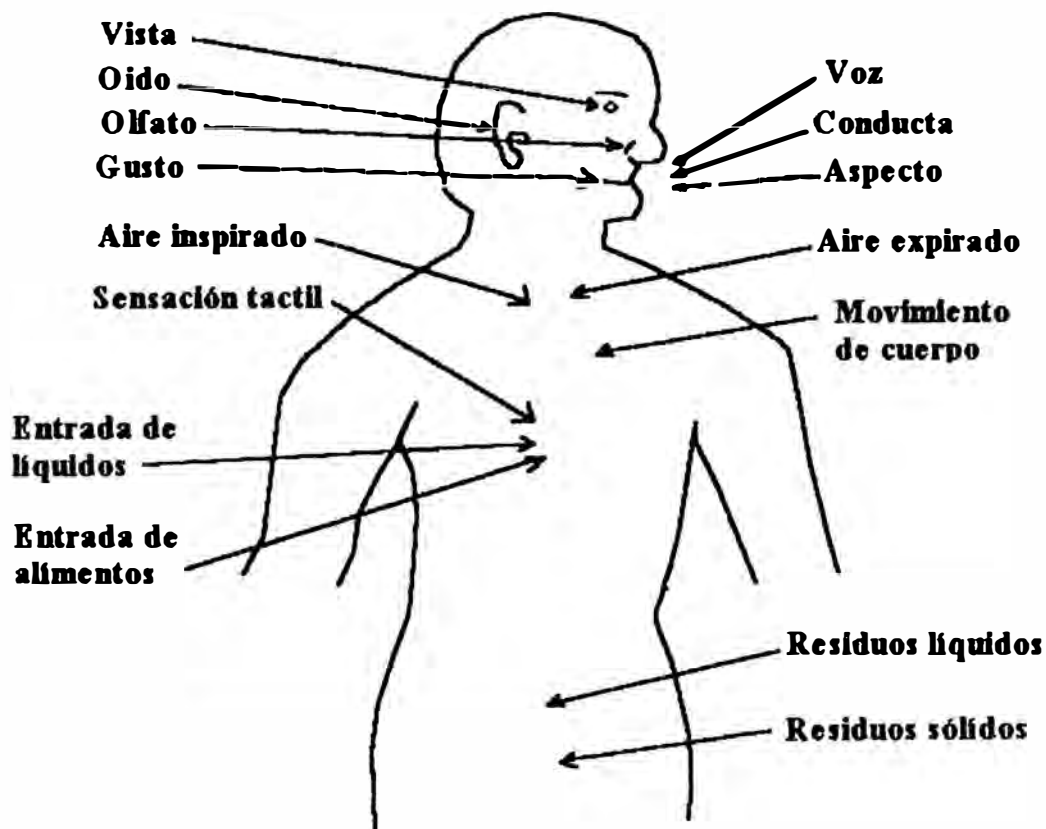
- Instrumentación clínica
- Instrumentación para la investigación.

**1.4 Componentes del sistema hombre instrumento****1.4.1 Sistema fisiológicos del organismo**

En el organismo humano se puede encontrar sistemas eléctricos, mecánicos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, químicos y de otros diversos tipos cada uno se comunica con un medio externo e internamente con los otros sistemas del organismo. Estos sistemas individuales se organizan para realizar muchos sistemas complejos por medio de un sistema de control y una red de comunicación multinivel, mediante el funcionamiento integral de todos estos sistemas. Las medidas se pueden realizar en los distintos niveles de organización jerárquica del hombre es así que se considera métodos de comunicación entre las entradas y salidas, las entradas serán las que se captan a través de órganos sensoriales las cuales son procesadas

por los encargados del sistema en especial por el sistema nervioso, estas entradas y salidas se pueden analizar de múltiples formas.

Algunas son accesibles de analizar y medir pero otras son difíciles de medir y analizar e interpretar tal como la voz, conducta y el aspecto. En jerarquía de organización lo que sigue al conjunto del ser son los sistemas funcionales principales que incluyen el sistema nervioso, sistema cardiovascular, sistema pulmonar, etc. Cada sistema se trata separadamente y la interrelación que existe entre sistemas y con el medio externo, estos sistemas se pueden subdividir en unidades cada vez pequeñas. El proceso se puede continuar hasta el nivel celular incluso hasta el nivel molecular. La meta principal de la instrumentación biomédica es hacer posible la medida de la información comunicada por estos diversos elementos. (ver fig. 1.1)



**Fig. 1.1 COMUNICACION DEL HOMBRE CON SU ENTORNO**

#### **1.4.2 El sistema bioquímico**

El organismo humano incluye dentro de sí mismo un armonioso conjunto de sistemas químicos que producen energía para la actividad del cuerpo, mensajeros para la comunicación, materiales para el crecimiento, reparación y sustancias necesarias para llevar a cabo sus distintas funciones. Todas las operaciones de esta altamente diversificada y eficientísima factoría química son autosostenidas por cuanto a partir de un único punto de entrada: alimento, agua, aire se producen dentro del cuerpo todos los materiales de partida para distintas reacciones químicas. Además la factoría química contiene todo el equipo de monitorización necesario para proporcionar el grado de control requerido para cada operación química e incorpora eficiente sistema de eliminación de residuos.

#### **1.4.3 Sistema cardiovascular**

Para un ingeniero el sistema cardiovascular se puede contemplar como un sistema hidráulico complejo, cerrado con una bomba de cuatro cámaras conectadas a tubos flexibles y a veces elásticas en algunos puntos del sistema (arterias o arteriolas), los tubos varían su diámetro para controlar la presión. Los depósitos del sistema (venas) cambian su volumen y características para satisfacer ciertas necesidades de control, y un sistema de puertas y resistencias hidráulicas variables (vaso constrictores, vaso dilatadores) cambia constantemente la forma de flujo del fluido. La bomba de cuatro cámaras actúa como dos bombas de dos etapas sincronizadas pero aisladas funcionalmente. La primera etapa de cada bomba (la aurícula) recoge el fluido (la sangre) del sistema y lo bombea a la segunda etapa (ventrículo). La acción de la segunda etapa está temporizada de tal forma que el fluido que el bombea hacia el sistema inmediatamente después de que haya sido recibido de la primera etapa, una de las bombas de dos etapas (parte derecha del corazón) recoge el fluido del sistema hidráulico principal (circulación mayor) y lo

bombea hacia un sistema de oxigenación (los pulmones). La otra bomba (la parte izquierda del corazón) recibe el fluido de sangre del sistema de oxigenación y la bombea hacia el sistema hidráulico principal. La velocidad de la bomba (ritmo cardíaco) y su eficiencia (volumen de embolada) cambian constantemente para cubrir necesidades globales del sistema. El fluido (sangre) de modo laminar, actúa como una red de comunicación y alimentación en todos los puntos del sistema. Los portadores (glóbulos rojos de la sangre) de alimentos combustibles y los materiales de desecho son transportados por el fluido hacia puntos predeterminados. El fluido contiene además mecanismos para reparar pequeñas perforaciones del sistema y rechazar elementos extraños al mismo (plaquetas glóbulos blancos) de la sangre respectivamente. Los sensores que permiten detectar cambios en las necesidades de los alimentos. La acumulación de materiales de desecho y presiones en el sistema que exceden de las tolerancias se conocen como quimiorreceptores, sensores PCO<sub>2</sub> y barorreceptores, respectivamente. Estos y otros mecanismos controlan la velocidad y eficiencia de la bomba, la forma del flujo del fluido a través del sistema, el diámetro de los tubos y otros factores. Dado que parte del sistema necesita trabajar a veces contra la gravedad hay válvulas unidireccionales especiales para evitar que la gravedad arrase al fluido en dirección contraria al flujo en medio de los ciclos de bombeo. Las variables de más importancia en este sistema son el gasto cardíaco, la presión de bombeo, la velocidad de flujo y el volumen de fluido (sangre) en distintos puntos del sistema.

#### **1.4.4 Sistema respiratorio**

Mientras el sistema cardiovascular es el principal sistema hidráulico del organismo, el sistema respiratorio es el sistema neumático. Una bomba de aire (el diafragma) que crea alternativamente presiones negativas y positivas en una cámara

hermética (cavidad torácica), produce la succión y expulsión del aire de dos bolsas elásticas (pulmones) situadas dentro del compartimiento. Las bolsas están conectadas al medio externo a través de un conducto (fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios y bronquiolos) que es común, en un punto, con los conductos que llevan los líquidos y sólidos al estómago. Una disposición valvular especial cierra el sistema neumático siempre que pasa materia líquida o sólida por la región común. El conducto se divide para llevar aire a cada una de las bolsas en donde se subdivide de nuevo muchas veces para llevar y sacar aire de cada una de las numerosas y diminutas cavidades (alveolos pulmonares) de las bolsas. La doble entrada de aire del sistema (fosas nasales) tiene una abertura alternativa (la boca) para utilizar en caso de bloqueo nasal y para otras funciones especiales. En las diminutas cavidades de las bolsas hay una interfase de membrana con el sistema hidráulico del organismo a través del cual pueden difundir ciertos gases. Se toma el oxígeno del aire entrante hacia el fluido (sangre), y se transfiere anhídrido carbónico desde el fluido al aire que es exhalado por la fuerza de la bomba neumática. Esta trabaja con dos tipos de control. Un control automático (centro respiratorio del cerebro) que mantiene acción del bombeo a una velocidad adecuada para aportar oxígeno y eliminar anhídrido carbónico como requiere el sistema. El control manual se puede realizar en cualquier instante tanto para acelerar como para inhibir el funcionamiento de la bomba. Sin embargo, se reanuda el control automático si se crea una situación que ponga en peligro el sistema. Las variables más importantes del sistema son el ritmo respiratorio, el flujo de aire, el volumen respirado y la concentración de CO<sub>2</sub> en el aire respirado. Este sistema tiene además varios volúmenes y capacidades relativamente fijos, como son el volumen de corriente (el volumen inspirado o expirado durante cada ciclo respiratorio normal), el volumen inspirado de reserva (volumen adicional que se puede inspirar

después de una inspiración normal), el volumen espiratorio de reserva (cantidad adicional de aire que se puede expulsar de los pulmones después de una espiración normal), el volumen residual (cantidad de aire que permanece en los pulmones después de que haya expulsado todo el aire posible), y la capacidad vital (volumen corriente, más volumen de reserva inspiratorio, volumen de reserva espiratorio)..

#### **1.4.5 Sistema nervioso**

Es la red de comunicación del organismo. Su centro es procesador central de información autoadaptivo, o computador (el cerebro) con memoria, potencia de cálculo, capacidad de decisión-actuación y miríada de canales de entrada-salida. El computador es autoadaptivo por cuanto se le lesiona una parte, otras se pueden adaptar y eventualmente llevar a cabo (al menos en parte) la función de la parte lesionada. Utilizando este computador una persona es capaz de tomar decisiones, resolver problemas complejos, crear arte, poesía y música, tener emociones, integrar información que llega de todas partes del organismo y coordinar las señales de salida para tener una conducta con sentido. Casi tan fascinante como el computador central son los millones de líneas de comunicación (nervios aferentes y eferentes) que traen la información sensorial al cerebro y transmiten la información del control que sale de él. En general, estas líneas no son simples líneas largas sino que frecuentemente con redes complicadas con muchas interconexiones que están cambiando continuamente para cubrir las necesidades del sistema. Por medio de vías de interconexión, se conducen a los puntos apropiados del computador sobre los que puedan actuar señales provenientes de un gran número de dispositivos que detectan la luz, el sonido, la presión, el calor, el frío y ciertos productos químicos. De modo similar las señales de control de salida son conducidas hacia dispositivos motores específicos (unidades motoras de los músculos), que responden a las

señales con algún tipo de movimiento o fuerza. En cuanto a la realimentación de cada acción controlada por el sistema, se suministra al computador mediante sensores adecuados. Dentro del sistema, la información por lo general, se codifica por medio de impulsos electroquímicos (potenciales de acción de nervios) que se propaga por las líneas de señal (nervios). Los impulsos se pueden transferir de un elemento de una red a otra solo en una dirección y frecuentemente la transferencia tiene lugar sólo cuando hay una combinación adecuada de elementos que actúan en el siguiente elemento de la cadena. La acción de algunos elementos tienden a inhibir la transferencia haciendo el elemento siguiente menos sensible a otros elementos que intentan excitarlo. Se utiliza tanto codificación en serie con en paralelo, a veces juntas en el sistema juntas en el sistema. Además, del computador central se derivan una gran cantidad de dispositivos de seguridad, decisión-actuación simples (reflejos espinales), para controlar directamente ciertos mecanismos motores a partir de ciertas entradas sensoriales. Varios de los lazos de realimentación se establecen mediante este método. En muchos casos, solo las situaciones que incluyen la toma de decisiones importantes requieren que se utilice el computador central.

## **CAPÍTULO II PARÁMETROS FISIOLÓGICOS**

### **2.1 Fuentes de potenciales bioeléctricos**

Al llevar a cabo sus distintas funciones, ciertos sistemas del organismo generan sus propias señales de monitorización, que llevan la información útil sobre las funciones que representan. Estas señales son potenciales bioeléctricos asociados con la conducción en nervios, la actividad muscular y otros. Los potenciales bioeléctricos son realmente potenciales iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de las células. Utilizando transductores capaces de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los resultados de una forma comprensible para ayudar al médico en su diagnóstico y tratamiento de distintas enfermedades.

La idea de generación de electricidad por el organismo se remonta a 1786, cuando el profesor de anatomía italiano Luigi Galvani, afirmó haber hallado electricidad en el músculo de la pata de rana. En el siglo siguiente varios científicos más descubrieron actividad eléctrica en diversos animales y en el hombre, pero no fue hasta 1903, cuando el médico holandés William Einthoven introdujo el galvanómetro de hilo, que pudo obtener alguna aplicación práctica de esos potenciales. La llegada del tubo vacío y la amplificación y más recientemente de la tecnología de estado sólido a hecho posible una mejor representación de los potenciales bioeléctricos.



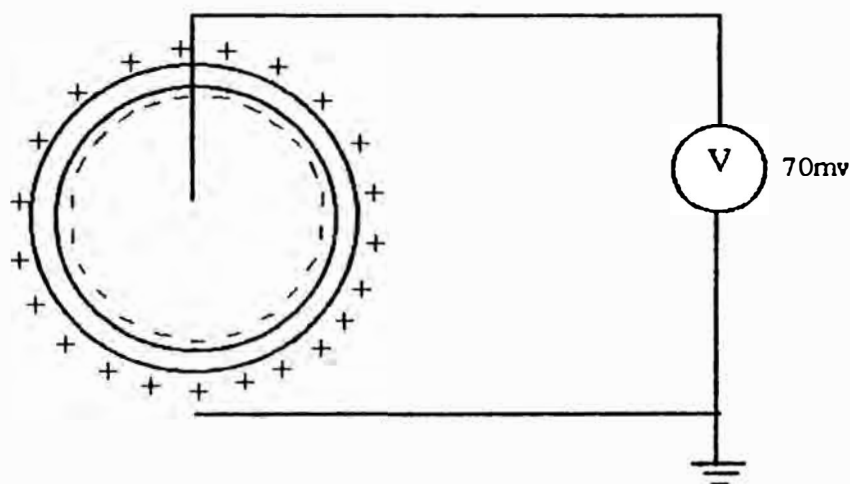
Estos desarrollos, combinados con la gran cantidad de investigación fisiológica, han abierto muchos caminos nuevos del conocimiento en la aplicación e interpretación de esas importantes señales.

## **2.2 Potenciales de reposo y de acción**

Ciertos tipos de células del organismo, como las células musculares y nerviosas, están encerrados en una membrana semipermeable que permiten que algunas sustancias pasen a través de la membrana mientras otras se mantengan fuera. No se conoce ni la estructura exacta de la membrana ni el mecanismo mediante el que se controla su permeabilidad, pero las sustancias involucradas se han modificado experimentalmente. Rodeando las células del organismo están los líquidos orgánicos. Dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados, conocidas como iones. Los iones principales son sodio ( $Na^+$ ) y cloruro ( $Cl^-$ ). La membrana de las células excitables permite fácilmente la entrada de iones potasio y cloruro, pero bloquea eficazmente la entrada de iones sodio. Dado que los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo tanto con la concentración como con la carga eléctrica, la incapacidad de sodio, de atravesar la membrana acarrea dos consecuencias. En primer lugar, la concentración de iones sodio en el interior de las células se hace mucho menor que en el líquido intercelular externo. Puesto que los iones sodio son positivos, esto, tenderá a hacer el exterior de la célula más positivo que el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica entrarán a la célula iones potasio adicionales que también son positivos produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior.

Este potencial de membrana se denomina potencial de reposo de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altere el equilibrio. Dado que la medida de potencial de membrana se hace por lo general, en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo.

Los investigadores científicos han informado haber medido potenciales de membrana en distintas células oscilando entre  $-60$  y  $-100\text{mV}$ , en la figura 2.1 se ilustra de forma simplificada la sección transversal de una célula con su potencial de reposo. Una célula en estado de reposo se dice que está polarizado.



**Fig. 2.1 Célula polarizada con su potencial de reposo**

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones sodio. Este movimiento de iones sodio hacia el interior de la célula constituye un flujo de corriente iónica que reduce a la barrera de la membrana a los iones sodio. El resultado neto es un efecto de la avalancha en el que los iones sodio se precipitan literalmente en el interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio

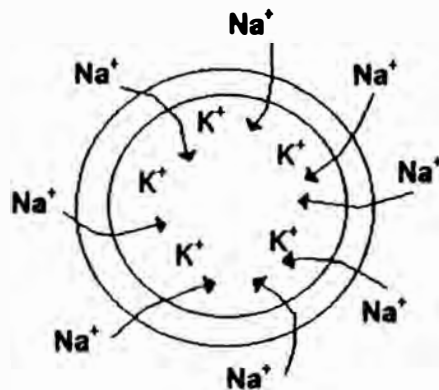
que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo intentan salir, pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio. Como resultado de ello, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio.

Este potencial se conoce como potencial de acción y es aproximadamente 20mV. positivo. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada; el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina despolarización.

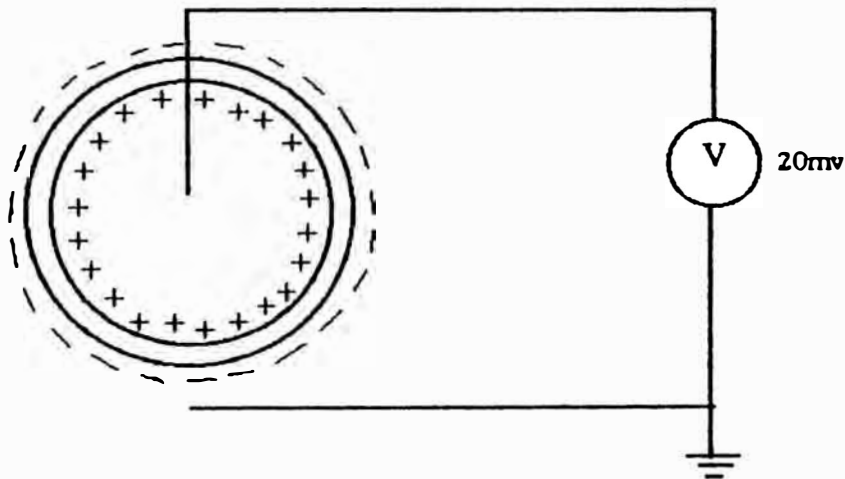
La figura 2.2, muestra los movimientos iónicos asociados con la despolarización y en la figura 2.3 se ilustra la sección transversal de una célula despolarizada.

Una vez cesado la avalancha de iones sodio a través de la membrana celular (se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio), desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera a los iones sodio y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nuevo el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo, si el único efecto fuera éste, tardaría mucho rato en crearse de nuevo un potencial de reposo. Pero, no es éste el caso. Mediante un proceso activo, denominado, bomba de sodio, los iones sodio son transportados rápidamente al exterior de la célula, y ésta queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo. Este proceso se denomina repolarizado. Aunque se conoce poco sobre los mecanismos químicos exactos que interviene en la bomba sodio, se admite de forma muy general que el sodio es extraído contra los gradientes de carga y concentración apoyado por algún tipo de compuesto fosfatado de alta energía. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio célula.

También se admite que el funcionamiento de esta bomba está vinculada con la entrada de potasio en la célula, como si existiera un proceso de cíclico que supusiera un intercambio de sodio y potasio.



**Fig. 2.2** Despolarización de una célula (Los iones sodio se precipitan dentro de la célula mientras que los iones potasio intentan salir).

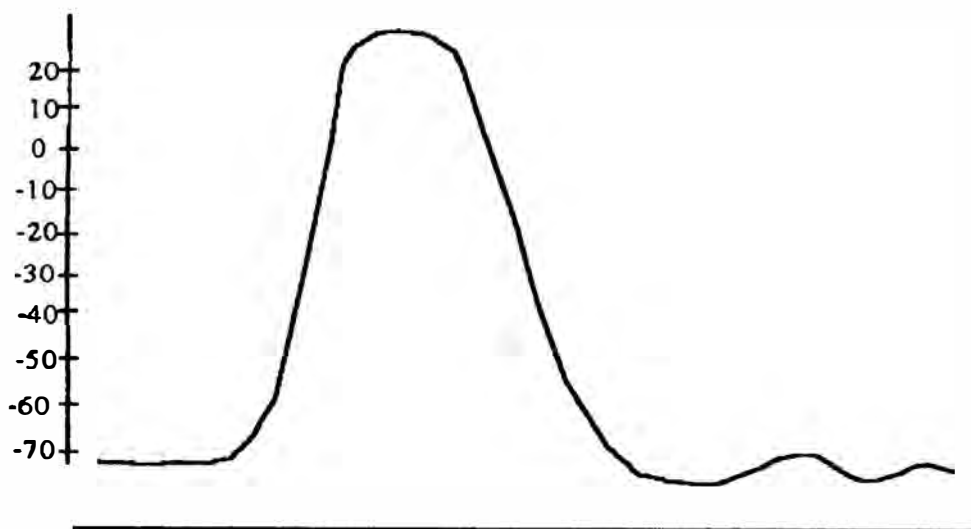


**Fig. 2.3** Célula despolarizada durante un potencial de acción

En la figura 2.4, se muestra la forma de onda de un potencial de acción típico, empezando en el potencial de reposo, despolarización y volviendo al potencial de reposo después de la despolarización. La escala de tiempos para el potencial de acción depende del tipo de célula que produce el potencial. En las células nerviosas y musculares la repolarización se produce después de la despolarización en forma

tan rápida que el potencial de acción aparece como un impulso de una duración total de tan solo un milisegundo..

Por otro lado el músculo cardíaco, se polariza mucho más lentamente, prolongándose su potencial de acción generalmente entre 150 y 300ms.



**Fig. 2.4 Forma de onda del potencial de acción (La escala de tiempos varía con el tipo de célula).**

Independientemente del método por el que se excita una célula o de la intensidad del estímulo (suponiendo que sea suficiente para activar la célula), para una célula dada cualquiera, el potencial de acción es siempre el mismo. Esto se conoce como ley de todo o nada. La altura neta del potencial de acción se define como la diferencia entre el potencial de la membrana despolarizada en el pico del potencial de acción y el potencial de reposo. Siguiendo a la generación de un potencial de acción hay un breve período de tiempo durante el que la célula no responde a ningún estímulo nuevo. Este período denominado, período refractario absoluto, dura alrededor de un milisegundo en la célula nerviosa. A continuación del período refractario absoluto hay un período refractario relativo, durante el que

se puede producir otro potencial de acción, pero hace falta un estímulo mucho mayor. En las células nerviosas, el período refractario relativo dura varios milisegundos. Estos períodos refractarios se cree son el resultado de potenciales posteriores que siguen a un potencial de acción.

### **2.3 Propagación de los potenciales de acción**

Cuando se excita una célula y genera un potencial de acción, empiezan a fluir corrientes iónicas. Este proceso puede excitar, a su vez, células vecinas o áreas adyacentes de la misma célula. En el caso de una célula nerviosa con una fibra larga, el potencial de acción se genera en un segmento muy pequeño de la longitud de la fibra pero se propagan en ambas direcciones a partir del punto de excitación original. En la naturaleza, las células nerviosas se excitan sólo cerca de su terminal de entrada. Al viajar el potencial de acción a lo largo de la fibra, no se puede reexcitar la parte de la fibra inmediatamente aguas arriba, debido al período refractario que sigue el potencial de acción.

La velocidad con que se mueve un potencial de acción a lo largo de la fibra o se propaga de una célula a otra se denomina velocidad de propagación en las fibras nerviosas, la velocidad de propagación se denomina también ritmo de conducción de nervio o velocidad de conducción. Esta velocidad varía ampliamente dependiendo del tipo y diámetro de la fibra nerviosa. El margen de velocidad usual en nervios va de 20 a 140 metros por segundo. La propagación por el músculo es más lenta, con un ritmo medio entre 0.2 y 0.4 metros por segundo. Las fibras de retardo especiales entre las aurículas y ventrículos del corazón hacen que los potenciales se propaguen a un ritmo mas lento, de 0.03 a 0.05 metros por segundo.

### **2.4 Potenciales bioeléctricos**

Para medir potenciales bioeléctricos hace falta un transductor capaz de convertir potenciales y corrientes iónicas en potenciales y

corrientes eléctricas. Un transductor de este tipo consta de dos electrodos, que miden la diferencia del potencial iónico entre sus puntos de aplicación respectivos. Los electrodos se tratarán con detalle posteriormente. Aunque en algunos tipos de células se pueden hacer medidas potenciales de acción individuales, dichas medidas son difíciles por cuanto exigen una colocación precisa de un electrodo dentro de una célula. La forma más común de los potenciales medidos es el efecto combinado de una gran cantidad de potenciales de acción tal como aparece en la superficie del cuerpo, o en uno o más electrodos insertados en un músculo o nervio en alguna zona del cerebro. El método exacto por el que estos potenciales alcanzan la superficie del cuerpo es desconocido. Se han propuesto varias teorías que parecen explicar muy bien la mayoría de los fenómenos observados, pero ninguna se ajusta exactamente a la realidad. Se han hecho muchos intentos, por ejemplo para explicar los biopotenciales del corazón, tal como aparecen en la superficie del cuerpo. Según una teoría, la señal superficial es una suma de los potenciales creados por los campos eléctricos producidos por las corrientes iónicas que generan los potenciales de acción individuales. Esta teoría, si bien es verosímil, no explica varias de las características indicadas por las señales superficiales observadas. Se puede obtener una aproximación más exacta si se supone que la señal superficial es función de las sumas de las derivadas primeras (tasa de cambio) de todos los potenciales de acción individuales, en vez de ser los propios potenciales. Parte de las dificultades nacen de las numerosas suposiciones que hay que hacer respecto a las corrientes iónicas y a las formas de los campos eléctricos en todo el organismo. La validez de alguna de esas suposiciones se considera algo cuestionable. Independientemente del método por el que esos potenciales alcanzan la superficie del cuerpo o los electrodos de medida implantados, se

pueden medir como señales bioeléctricas específicas que han sido ampliamente estudiadas y pueden definirse muy bien.

## **2.5 Medición de potenciales bioeléctricos**

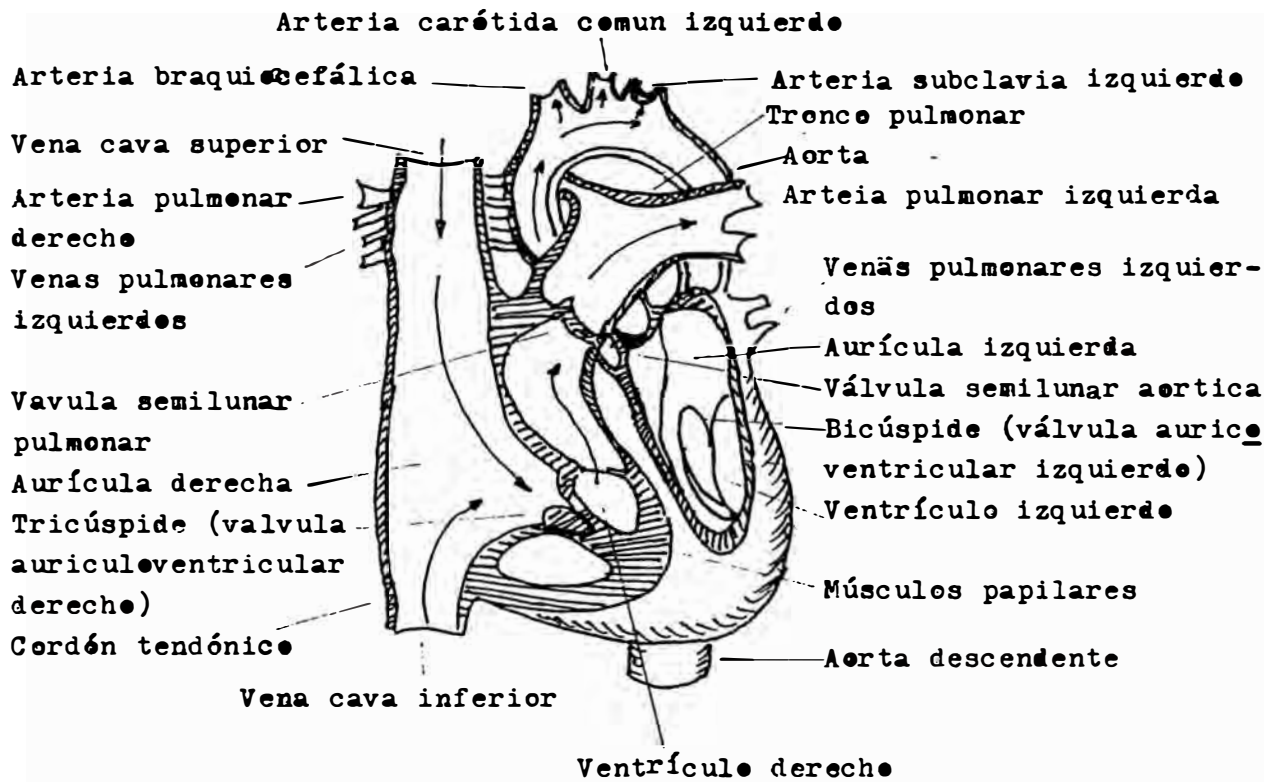
Los biopotenciales generados por el organismo se miden clasificadamente:

### **Electrocardiograma ( ECG )**

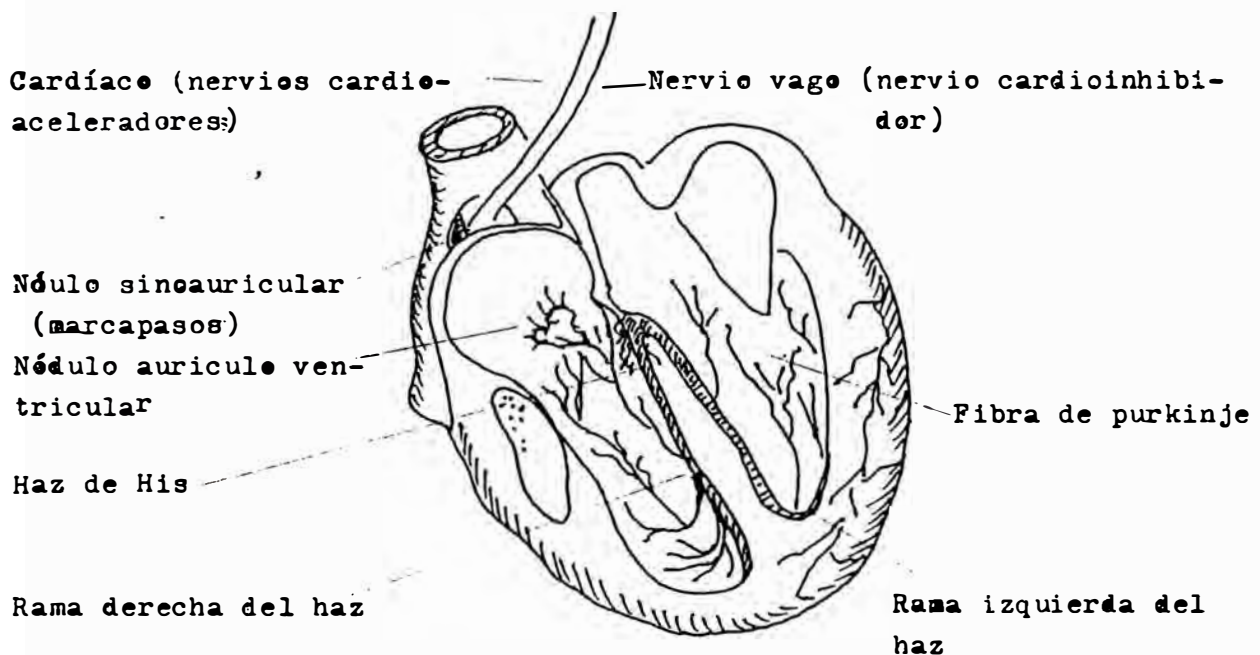
Los biopotenciales generados por el músculo del corazón producen el electrocardiograma que abreviado es ECG. Para comprender el origen del ECG, es necesario estar un tanto familiarizado con la anatomía del corazón en la figura 2.5, se muestra una sección transversal del interior del corazón. El corazón está dividido en cuatro cámaras. Las dos cámaras superiores, las aurículas izquierda y derecha están sincronizadas para actuar juntas. Análogamente, las dos cámaras inferiores, los ventrículos actúan conjuntamente. La aurícula derecha recibe sangre de las venas del cuerpo y la bombea al ventrículo derecho. Este bombea la sangre a los pulmones donde se oxigena. La sangre enriquecida en oxígeno pasa luego a la aurícula izquierda, desde donde se bombea al ventrículo izquierdo. Este bombea la sangre a las arterias para que circule por todo el cuerpo. Dado que los ventrículos bombean realmente la sangre a los vasos (y por lo tanto realizan la mayor parte del trabajo), los músculos ventriculares son muchos mayores y más importantes que los músculos de las aurículas. Para que el sistema cardiovascular funcione adecuadamente, tanto las aurículas como los ventrículos deben funcionar con una interrelación temporal exacta.

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha en un punto denominado marcapasos o nódulo sinoauricular (SA). El marcapaso es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular, si bien es controlado por inervación. Para iniciar el latido cardíaco, el potencial de acción generado por el





(a)



(b)

Fig.2.5 El corazón a) Estructura interna b) Sistema de conducción.

marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos. La onda termina en un punto cerca del centro del corazón, denominado nódulo auriculoventricular (Nódulo AV). En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como "línea de retardo", para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los ventrículos. Una vez que la excitación eléctrica ha atravesado la línea de retardo, se inician potenciales de acción en la potente musculatura de los ventrículos, sin embargo, el frente de onda en los ventrículos no sigue a lo largo de la superficie sino perpendicular a ella y se mueve desde el interior al exterior de la pared ventricular, terminando en punta o ápice del corazón. Tal como se indicó antes, la onda de despolarización va seguida de una onda de repolarización de unos 0.2 a 0.4 segundos. Esta repolarización sin embargo no se inicia partiendo de células musculares vecinas sino que se produce al volver cada célula a su potencial de acción independientemente.

En la figura 2.6 se muestra un ECG típico tal como aparece cuando se registra en la superficie del cuerpo. A cada una de las características sobresalientes se le ha dado una designación alfabética. Esas características se pueden identificar con hechos relacionados con la forma de propagación del potencial de acción. Para facilitar el análisis, el segmento horizontal de esta forma de onda que precede a la onda P se designa como línea de base o línea isopotencial. La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular. El complejo QRS es el resultado combinado de repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La onda T es la onda de repolarización ventricular, mientras que la onda U, si está se cree generalmente que es resultado de potenciales posteriores en los músculos ventriculares. El intervalo P-Q representan el tiempo durante

el que se retrasa la onda de excitación en las fibras cerca del nódulo AV.

La forma y polaridad de cada una de esas características varía con la situación de los electrodos de medida respecto al corazón y un cardiólogo normalmente basa su diagnóstico en lecturas realizadas a partir de varias disposiciones de electrodos. La medida del electrocardiograma se describirá en forma más detallada posteriormente.

### **Electroencefalograma (EEG)**

La representación registrada de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se denomina electroencefalograma (EEG). El EEG tiene una forma muy compleja y mucho más difícil de reconocer que el ECG. En la figura 2.7, se representa una muestra típica del EEG. Como puede apreciarse, la forma de onda varía mucho con la situación de los electrodos de medida sobre la superficie de cuero cabelludo.

Los potenciales medidos EEG en la superficie de cuero cabelludo representan en realidad el efecto combinado de los potenciales neuronales de una región muy amplia de la corteza y de distintos puntos interiores. No obstante, hay ciertas formas de onda del EEG características que se pueden relacionar con ataques epilépticos y con el sueño. Las formas de onda asociadas con los diferentes estados del sueño se muestra en la figura 2.8. Una persona atenta y despierta, presenta por lo general un EEG de alta frecuencia asíncrono. Una persona soñolienta, particularmente con los ojos cerrados, produce a menudo una gran cantidad de actividad rítmica en el margen de 8 a 13Hz. Cuando la persona empieza a quedarse dormida, decrecen la amplitud y frecuencia de la forma de onda; y el sueño ligero emerge una forma de onda de gran amplitud y baja frecuencia. El sueño más profundo produce por lo general, ondas todavía más lentas y de mayor amplitud. Sin embargo en algunas

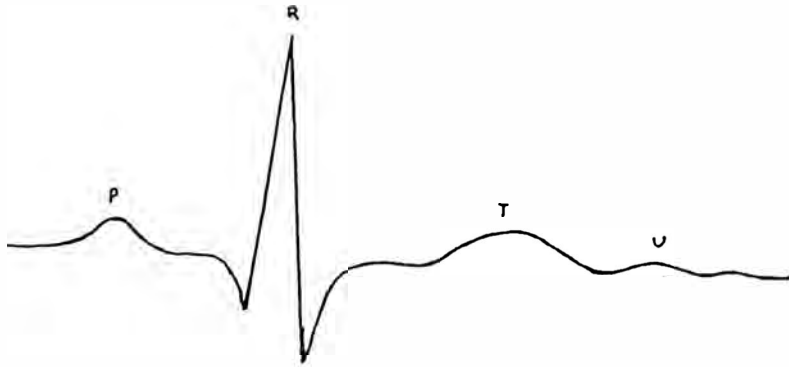


Fig.2.6 Forma de onda del electrocardiograma

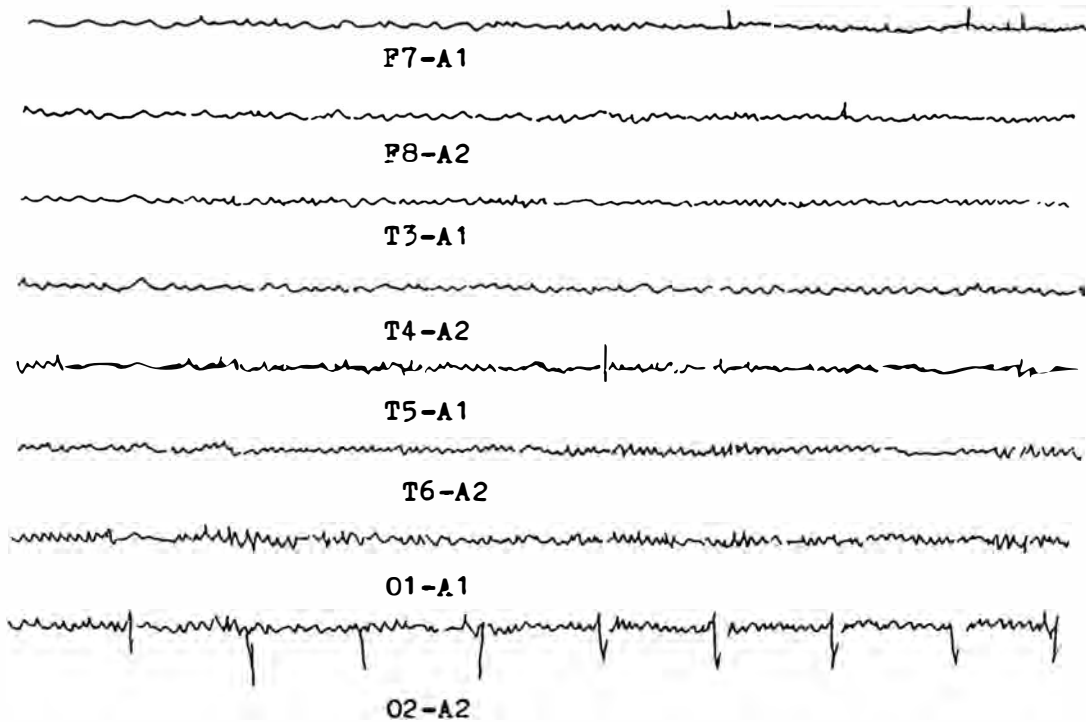


Fig.2.7 Electroencefalograma humano típico. Las ocho señales indican regiones del cuero cabelludo en las que se midió cada canal de EEG con respecto a uno de dos electrodos de referencia de oreja

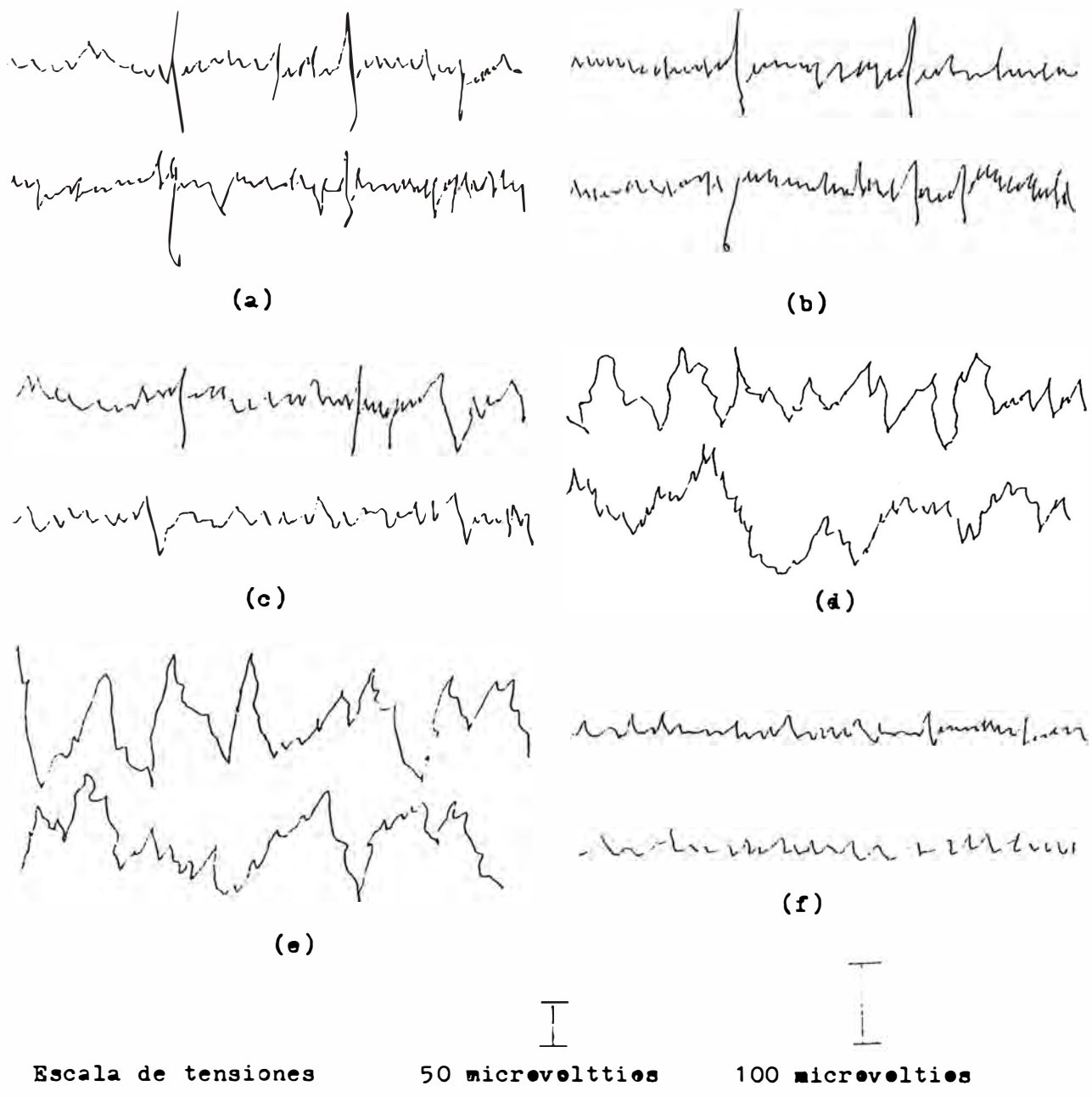


Fig.2.8 Señales EEG humanas típicas: para diferentes estados de sueño. En cada caso el registro superior es de la región frontal izquierda del cerebro y la señal inferior de la región occipital derecha. (a) Despierto y atento-frecuencias EEG mezcladas b) Estado 1-el individuo está somnoliento y produce gran cantidad de ondas alfa (c) Estado 2-sueño ligero, aparecen ondas lentas ocasionales (d) Estado 3-sueño, onda lenta; (e) Estado 4-sueño mas profundo, onda lenta; (f) sueño paradójico o movimiento ocular rápido (REM).

ocasiones una persona incluso estando profundamente dormida, presenta espontáneamente una forma de EEG de alta frecuencia, asíncrona, durante un rato y luego vuelve a la forma de uno de baja frecuencia. El periodo de EEG de alta frecuencia que se produce durante el sueño se denomina sueño paradójico, por cuanto EEG se parece más al de una persona despierta, atenta, que la de una persona dormida. Otro nombre es movimiento ocular rápido (REM) debido a que asociado con el EEG de alta frecuencia hay una gran cantidad de movimiento rápido de los ojos por debajo de los párpados cerrados. Este fenómeno se asocia a menudo con los sueños, si bien no se ha probado de forma concluyente que los sueños estén relacionados con el REM.

Se ha mostrado mediante experimentos que la frecuencia del EEG parece estar afectada por la actividad mental de una persona. La amplia variación entre individuos y la falta de receptibilidad en una persona determinada de una ocasión a otra hacen sin embargo, difícil establecer relaciones específicas. Se ha dado arbitrariamente designaciones con letras griegas a los distintos márgenes de frecuencia del EEG por cuanto la frecuencia parece ser la características más propiamente de una señal EEG. Los electroencefalografistas no coinciden en los márgenes exactos, pero la mayoría clasifica las bandas de frecuencias EEG o ritmos aproximadamente del modo siguiente:

- |                              |       |
|------------------------------|-------|
| - Por debajo de 3 1/2 Hz.    | Delta |
| - De 3 1/2 a unos 8 HZ       | Theta |
| - De unos 8 Hz a unos 13 Hz. | Alfa  |
| - Por encima de 13Hz         | Beta  |

Parte de alguno de estos márgenes han recibido designaciones especiales, así como ciertas sub-bandas que caen cerca de los límites establecidos. La mayoría de las personas parece que presentan formas de EEG en el margen alfa cuando están relajadas con los ojos

cerrados. Esta situación parece representar un tipo de sincronismo casi como una frecuencia natural o de reposo del cerebro. Tan pronto como la persona está alerta o empieza a pensar, desaparece el ritmo alfa y es reemplazado por una forma asíncrona, generalmente en el margen beta. Actualmente hay muchas Investigaciones dedicadas a intentar describir las fuentes fisiológicas responsables en el cerebro de esos fenómenos, pero hasta el momento no se han obtenido ninguna conclusión. También están en vía de realización intentos para determinar cuándo la gente, teniendo realimentados sus propios EEG de forma visual o acústica, pueda aprender a controlar su señal EEG. Hay una evidencia bastante buena de que esto se puede hacer, pero la experimentación llevada a cabo hasta el presente no puede considerarse como concluyente.

Tal como se ha indicado, el contenido de frecuencias de la señal EEG parece ser de gran importancia. Además son de gran interés las relaciones de fase entre señales EEG similares de distintos puntos del cerebro. Información de este tipo puede llevar al descubrimiento de fuentes EEG y suministrar siendo optimistas, conocimientos adicionales sobre el funcionamiento del cerebro.

Otro tipo de medida EEG es la respuesta evocada. Se trata de una medida de la alteración de la señal EEG producida mediante un estímulo externo tal como destello de luz o un clic acústico. Dado que estas respuestas alteradas son muy repetitivas de un destello o clic al siguiente, la respuesta evocada puede distinguirse del resto de la actividad EEG y del ruido, mediante técnicas de promediado.

### **Electromiografía (EMG)**

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen el electromiografía (EMG). Estos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo del interés directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Dado que la mayoría de la medidas EMG se proponen obtener

mas bien una indicación de la cantidad de actividad de un músculo determinado, o un grupo de músculos, que de una fibra muscular individual, la señal es generalmente una suma de potencial de acción individuales de las fibras que constituyen el músculo o músculos donde se mide. Igual que en el EEG, los electrodos del EMG recogen los potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. Esto significa que los potenciales de músculos grandes cercanos pueden interferir con los intentos de medir el EMG de músculos pequeños, aun cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños. Cuando esto es un problema, hacen falta electrodos de aguja insertados directamente dentro del músculo. Tal como se ha afirmado anteriormente el potencial de acción de un músculo determinado (o fibra nerviosa) tiene una magnitud fija independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. Así en un músculo, la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción sino que incrementa el ritmo con que se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado. La amplitud de la forma de onda del EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con las polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinados, a veces se adicionan y a veces se cancelan. De este modo la señal EMG se parece mucho al ruido aleatorio siendo la energía de la señal función de la actividad muscular y de la situación de los electrodos. En la figura 2.9, se muestran las formas de onda de EMG típicas.



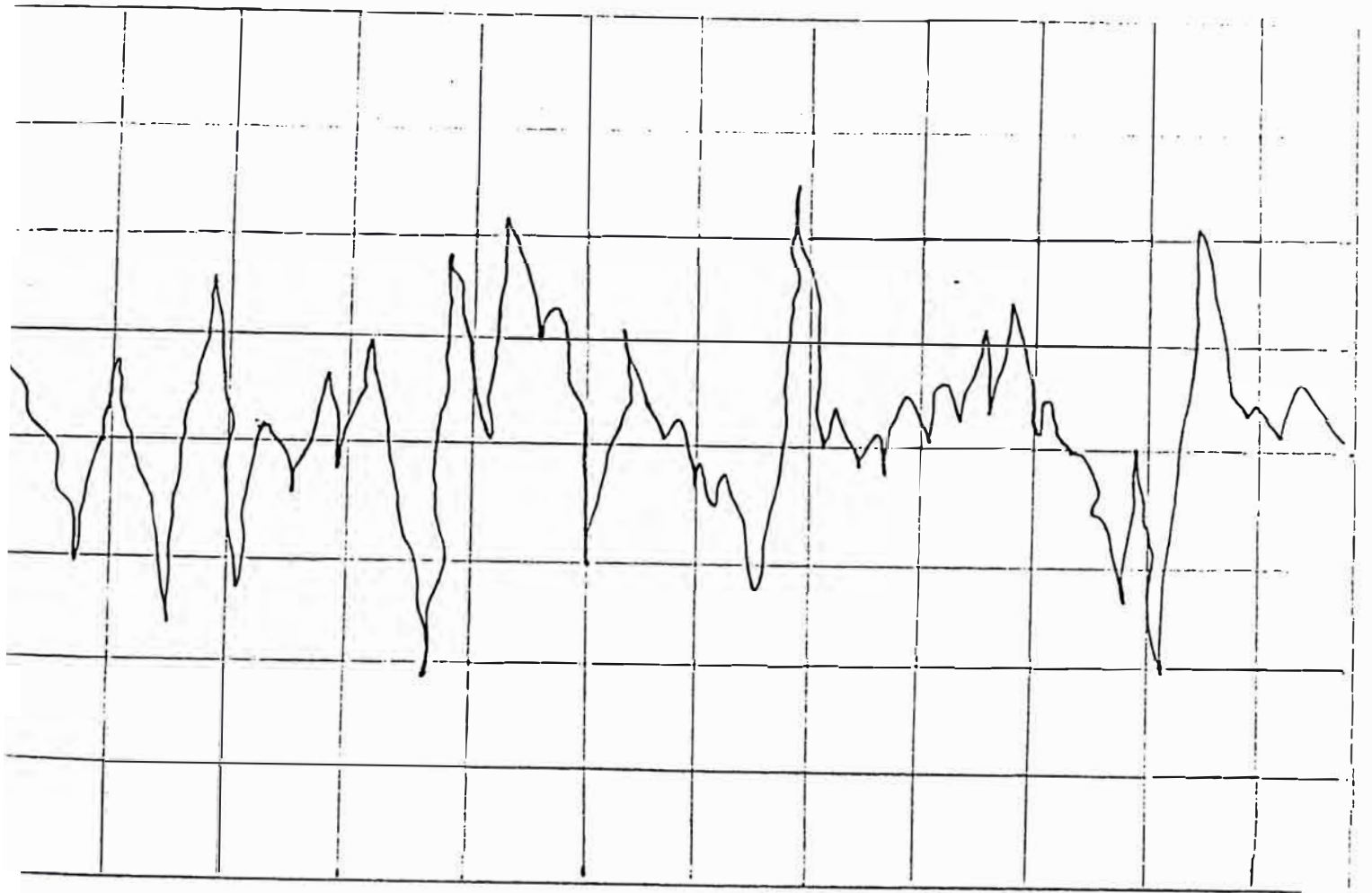


Fig. 2.9 Forma de onda de electromiograma típico. EMG de señal de interferencia normal con contracción muscular de intensidad máxima produciendo eliminación de la línea de base. La velocidad de barrido es de 10 milisegundos por cm; la amplitud es de un milivoltio por cm.

## **CAPÍTULO III**

### **MEDIOS PARA OBTENCIÓN DE DATOS FISIOLÓGICOS**

#### **3.1 Electrodos**

La interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados da lugar a un potencial eléctrico que se denomina potencial de electrodo. Este potencial es un resultado de la diferencia de los ritmos de difusión de iones hacia adentro y hacia fuera del metal. El equilibrio se alcanza con la formación de una capa de carga en la interfase. Esta carga es en realidad una doble capa más próxima al metal de una polaridad opuesta. Los materiales no metálicos, como el hidrógeno, también tienen potenciales de electrodo cuando constituyen una interfase con sus iones asociados en disolución. En la tabla 01, se da una relación de los potenciales de electrodos de una amplia variedad de los metales y aleaciones. Es imposible determinar el potencial de electrodo absoluto de un electrodo único, debido a que la medida del potencial entre el electrodo y su disolución iónica requiere la colocación de una interfase metálica en la disolución. Por consiguiente, todos los potenciales de electrodo se dan como valores relativos y deben establecerse respecto a alguna referencia. Por Convenio Internacional se eligió el electrodo de hidrógeno normal como referencia y se le asignó arbitrariamente un potencial de electrodo de cero voltios.

**TABLA 01**  
**POTENCIALES DE ELECTRODO**

<b>REACCION DE ELECTRODOS</b>		<b>E<sub>0</sub> (VOLTIOS)</b>	
- Li	↔	Li	-3.045
-Rb	↔	Rb	-2.925
-K	↔	K	-2.926
-Cs	↔	Cs	-2.923
-Ra	↔	Ra	-2.92
-Ba	↔	Ba	-2.90
-Sr	↔	Sr	-2.89
-Ca	↔	Ca	-2.87
-Na	↔	Na	-2.714
-La	↔	La	-2.62
-Mg	↔	Mg	-2.37
-Al	↔	Al	-1.66
-Ti	↔	Ti	-1.63
-U	↔	U	-1.50
-Mn	↔	Mn	-1.18
-Cr	↔	Cr	-0.913
-Zn	↔	Zn	-0.762
-Ni	↔	Ni	-0.250
-Ge	↔	Ge	-0.15
-Fe	↔	Fe	-0.036
-H <sub>2</sub>	↔	H <sup>+</sup>	0.000
-Cu	↔	Cu <sup>2+</sup>	+0.337
-Hg	↔	Hg	+0.789
-Ag	↔	Ag	+0.799

Todos los potenciales de electrodo de la tabla 01, están dados con respecto al hidrógeno. Representan los potenciales que se obtendrían entre el electrodo en cuestión y un electrodo de hidrógeno si se colocasen ambos en una disolución iónica adecuada. Otra fuente de potencial de electrodo es el intercambio de iones desigual a través de una membrana que semipermeable a un ion determinado cuando dicha membrana separa disoluciones líquidas con distintas concentraciones de dicho ion. La ecuación que relaciona el potencial a través de la membrana y las dos concentraciones de ion se denomina ecuación de Nernst y puede escribirse como sigue:

$$E = \frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1 f_1}{C_2 f_2}$$

- Donde: E = Constante de los gases (8.315 + 10 erg por mol por grado Kelvin)
- T = Temperatura absoluta en grados Kelvin
- n = Valencia del ion (número de electrones añadidos o extraídos para ionizar el átomo)
- F = Constante de Faraday (95.500 colombios)
- C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub> = Las dos concentraciones del ion.
- f<sub>1</sub>, f<sub>2</sub> = Los coeficientes de actividad respectivos del ion en los dos lados de la membrana.

Los coeficientes de actividad, f<sub>1</sub> y f<sub>2</sub> dependen de los factores como las cargas de todos los iones en la disolución y la distancia entre iones. El producto, C<sub>2</sub> f<sub>2</sub> de una concentración y su coeficiente de actividad asociado se denomina actividad del ion responsable del potencial del electrodo. A partir de la ecuación de Nernst se puede ver que el potencial de electrodo a través de la membrana es proporcional al logaritmo del cociente de actividades del ion considerado en los dos lados de membrana. En una disolución muy diluída el coeficiente de actividad se aproxima a la unidad y el potencial de electrodo pasa a ser función del logaritmo del cociente de las dos concentraciones.

En los electrodos utilizados para medir potenciales bioeléctricos el potencial de electrodo se produce en la interfase de un metal y un electrólito, mientras que en transductores bioquímicos se utilizan tanto barreras de membrana como interfases metal-electrólito.

### **3.2 Electrodos para biopotenciales**

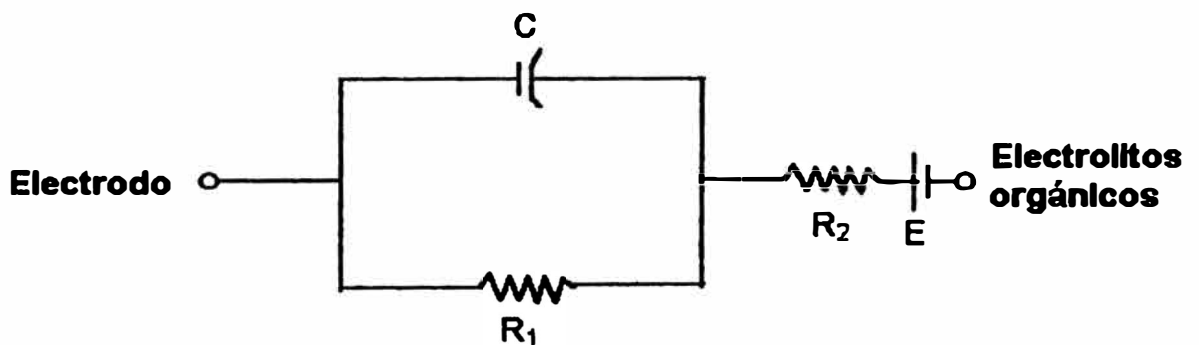
Para medir fenómenos bioeléctricos se pueden utilizar una amplia variedad de electrodos, pero casi todos se pueden clasificar como pertenecientes a uno de los tipos básicos:

**Microelectrodos:** Electrodo utilizado para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula.

**Electrodos superficiales:** Electrodo utilizado para medir potenciales ECG, EEG y EMG en la superficie de la piel.

**Electrodos de aguja:** Electrodo utilizado para atravesar la piel para registrar potenciales EEG en una región local del cerebro o potenciales de EMG en grupo de músculos específicos.

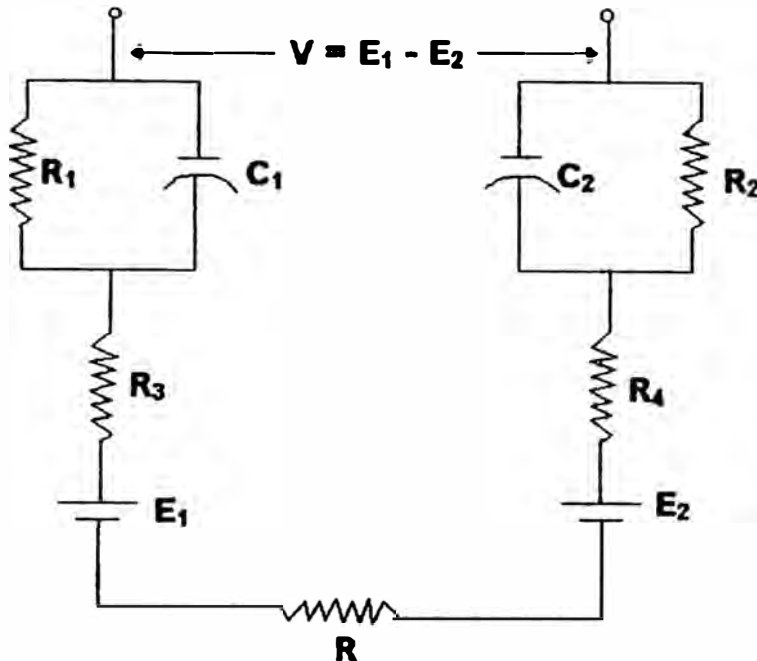
Los tres tipos de electrodos para biopotenciales presentan la interfase metal-electrolito descrita anteriormente. En cada caso, aparece un potencial de electrodo en la interfase, proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo. La doble capa de carga de la interfase actúa como condensador. Así el circuito equivalente del electrodo para biopotencial en contacto con el cuerpo, consiste en un tensión en serie con una red resistencia condensador del tipo mostrado.



**Fig. 3.1 Circuito equivalente de la Interfase de electrodo para biopotencial**

Dado que la medida de los potenciales bioeléctricos requieren de dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre

los potenciales instantáneos de los dos electrodos, tal como se muestra en la figura 3..2.



**Fig. 3.2 Potenciales Instantáneos de dos electrodos**

Si los dos electrodos son el mismo tipo, la diferencia es por lo general pequeña y depende esencialmente de la diferencia real de potencial iónico entre los dos puntos del cuerpo en los que se están realizando las medidas. Sin embargo, si los dos electrodos diferentes, pueden producir una tensión continua importante que podría dar lugar a un flujo de corriente a través de ambos electrodos, así como a través del amplificador al que están conectados, la tensión continua debida a la diferencia en los potenciales de electrodo se denomina tensión de offset de los electrodos. La corriente resultante se confunde a menudo con un verdadero fenómeno fisiológico. Incluso dos electrodos del mismo material pueden producir una pequeña tensión offset.

Además de la tensión de offset de los electrodos, la experimentación ha demostrado que la actividad química que tiene lugar en un electrodo puede dar una aparición de fluctuaciones en tensión sin ninguna entrada fisiológica. Dichas variaciones pueden

aparecer como ruido sobre una señal bioeléctrica. Este ruido se puede reducir con una elección adecuada de los materiales o, en la mayoría de los casos, con un tratamiento especial, como recubrir los electrodos con algún método electrolítico para mejorar la estabilidad. Se ha encontrado que, electroquímicamente, el electrodo de plata es el tipo de electrodo más estable. Este tipo de electrodo se prepara recubriendo electrolíticamente un trozo de plata pura con cloruro de plata. El recubrimiento se hace normalmente colocando un trozo de plata limpio en la disolución de cloruro sódico exenta de bromuro. se coloca además un segundo trozo de plata en la disolución y se conectan a ambos a una fuente de tensión, de tal modo que el electrodo a clorar sea positivo con respecto al otro. Los iones de plata se combinan con los iones cloruro de sal para producir moléculas neutras de cloruro de plata que recubren el electrodo de plata. Se han utilizado algunas variaciones en el proceso para producir electrodos con características específicas.

Las redes mostradas en las figuras 3.1 y 3.2 resistencia-condensador representan la impedancia de los electrodos (una de sus características más importantes) como valores fijos de resistencia y capacidad. Lamentablemente la impedancia no es constante. La impedancia depende de la frecuencia debido al efecto de la capacidad. Además, tanto el potencial de electrodos como la impedancia varían con un efecto denominado polarización.

La polarización es el resultado de paso de corriente a través de la interfase metal-electrolito. El efecto es muy parecido al de cargar una batería con la polaridad de la carga opuesta al flujo de corriente, que genera la carga. Algunos electrodos se diseñan para evitar o reducir la polarización. Si el amplificador al que están conectados los electrodos tiene una impedancia de entrada extraordinariamente alta, el efecto de la polarización o cualquier otro cambio en la impedancia del electrodo queda minimizado.

El tamaño y el tipo del electrodo también son importantes en la determinación de la impedancia del electrodo. Los electrodos más grandes tienden a tener impedancias más pequeñas. Los electrodos superficiales tienen generalmente impedancias de 2 a 10 Kilo ohmios mientras que los pequeños electrodos de aguja y los micro electrodos impedancias mucho mayores. Para obtener óptimos resultados en la lectura o registro de los potenciales medidos por los electrodos la impedancia de entrada del amplificador debe ser varias veces la de los electrodos.

### **3.3 Microelectrodos**

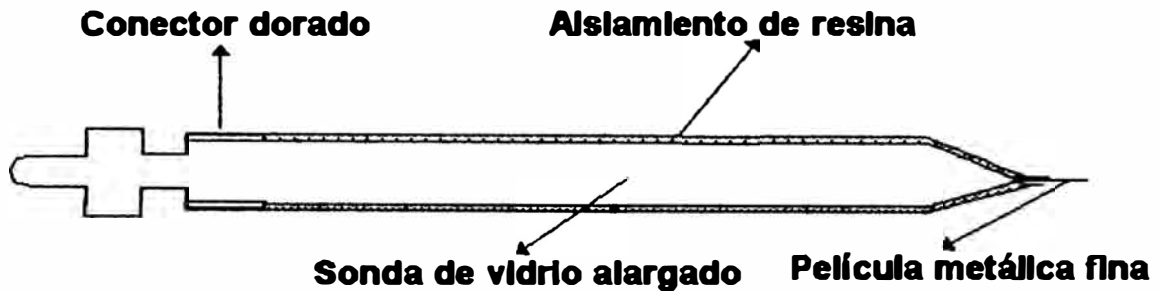
Son electrodos con puntas suficientemente pequeñas para penetrar en una célula a fin de obtener medidas de su interior. La punta debe ser suficientemente pequeña para permitir la penetración sin dañar la célula. Esta acción se complica generalmente por la dificultad de posicionar con precisión un electrodo con respecto a una célula.

Los microelectrodos son generalmente de dos tipos: Metálicos y de micropipeta. Los microelectrodos metálicos se forma afilando electroquímicamente hasta el tamaño deseado, la punta de un hilo de tungsteno o de acero inoxidable. Luego se recubre el hilo casi hasta la punta, con un material aislante. También se puede realizar algunos procesos electrolíticos en la punta para disminuir la impedancia. La interfase metal-ion se establece donde la punta metálica contacta con electrolitos bien en el interior o en el exterior de la célula.

El tipo de electrodo de micropipeta está constituida por una micropipeta de vidrio con la punta alargada hasta el tamaño deseado (por lo general alrededor de una micra de diámetro). La micropipeta se llena con un electrolito compatible con los líquidos celulares. Este tipo de microelectrodos tiene una interfase doble. La primera interfase consiste en un hilo metálico en contacto con la disolución electrolítica dentro de la micropipeta, mientras que la otra es la interfase entre el



electrolito del interior de la pipeta y los fluidos del interior o inmediatamente exteriores a la célula.



**Fig. 3.3 Microelectrodo con película metálica sobre vidrio**

El microelectrodo mostrado en la Fig. 3.3 está recubierta por una película fina de metal precioso pegada al exterior de un microelectrodo de vidrio alargado, los microelectrodos debido a su pequeña área superficial, presentan impedancias que alcanzan los megaohmios. Por esta razón, hacen falta amplificadores con impedancias extremadamente altas para evitar la carga del circuito y minimizar los efectos de pequeños cambios en la impedancia de interfase.

### **3.4 Electrodos superficiales**

Son utilizados para obtener potenciales bioeléctricos en la superficie del cuerpo, se encuentran en una variedad de tamaño y formas. Aunque para medir potenciales ECG, EEG o EMG se puede utilizar cualquier tipo de electrodo superficial, los electrodos más grandes están asociados generalmente a ECG, dado que la localización de la medida no es importante, mientras que los electrodos más pequeños se emplean en medidas de EEG y EMG.

Las primeras medidas de potenciales bioeléctricos utilizaban electrodos de inmersión que eran simplemente cubos de disolución salina en los que la persona colocaba sus manos y sus pies, un cubo para cada extremidad. Como cabe esperar, este tipo de electrodo

presentaba muchas dificultades, como restricción en la posición del individuo y peligro de vertido del electrolito. Una gran mejora respecto a los electrodos de inmersión fueron los electrodos de placa, que se introdujeron por primera vez alrededor del año 1930. Originalmente estos electrodos estaban separados de la piel del individuo por almohadillas de algodón o fieltro empapados con una solución salina concentrada. Posteriormente, un gel o pasta conductora (un electrolito) reemplazo a las almohadillas empapadas y se permitió que el metal contactase con la piel. Los electrodos de placa de este tipo todavía se utilizan actualmente, tal como se muestran en la figura 3.4.

El electrodo de placa se recubre generalmente de plata o níquel o alguna aleación similar, otro tipo de electrodo es el electrodo de copa de succión y es mostrada en la figura 3.5 en este tipo de electrodos solo el borde circular se contacta con la piel. Las dificultades al utilizar los electrodos de placa o de succión es la posibilidad de deslizamiento, para subsanar estas dificultades se han puesto con sujeciones adhesivas, pero a pesar de todo sigue adoleciendo de problemas de deslizamiento de manera tal que los electrodos precedentes son todos sensibles al movimiento, algunos en mayor grado que otros. Incluso el más ligero movimiento cambia el espesor de la fina película de electrolito entre el metal y la piel y produce de este modo cambios en el potencial e impedancia del electrodo. En muchos casos, los cambios de potencial son tan graves que bloquean completamente los potenciales bioeléctricos que intentan medir los electrodos. La cinta adhesiva y los electrodos de "rallador de nuez" reducen este artefacto por movimiento del electrodo y reduciendo la impedancia de la interfase, pero ninguno es insensible al movimiento de forma satisfactoria.

Posteriormente varios fabricantes introdujeron un nuevo tipo de electrodo flotante, con distintas versiones. El principio de este electrodo es eliminar practicamente los artefactos del movimiento

evitando cualquier contacto directo de metal con la piel. El único camino conductor entre el metal y la piel es el gel o pasta electrolítica que forma un puente de electrolito. Incluso manteniendo la superficie del electrodo en ángulo recto con la superficie de la piel, el funcionamiento no se deteriora siempre y cuando el puente del electrolito mantenga contacto a la vez con la piel y con el metal, en la figura 3.6 se muestra el diagrama del electrodo superficial de tipo flotante. La figura muestra la sección transversal del electrodo flotante, por lo general los electrodos flotantes se sujetan a la piel mediante collares (o anillos) adhesivos por los dos lados que se adhieren tanto a la superficie plástica del electrodo como a la piel.

En estos últimos años se han introducido diversos tipos de electrodos para un solo uso, a fin de eliminar la necesidad de limpieza y cuidados después de cada aplicación. Propuestos en principio para la monitorización de ECG, estos electrodos también se pueden utilizar para EEG y EMG, los electrodos desechables son en general de tipo flotante con conectores de cierre automático simple mediante los que se unen las conexiones que son utilizables. Aunque algunos electrodos se pueden reutilizar varias veces.

Para otras aplicaciones se han desarrollado tipos especiales de electrodos superficiales. Por ejemplo, se ha desarrollado electrodo de pinza para la oreja especial para utilizar como electrodo de referencia en medidas EEG, tal como se muestra en la figura 3.7. Los electrodos superficiales para EEG sobre el cuero cabelludo son generalmente pequeños discos de unos 7mm. de diámetro o pequeñas bolitas de soldadura que se colocan sobre el cuero cabelludo limpio a través de una pasta de electrolito. Otro electrodo superficial especial, el electrodo de mecha que consiste en un contacto metálico en interfase con una mecha blanda llena de electrolito. Este tipo de electrodo se utiliza en aplicaciones donde no se puede tolerar la presión o peso de un electrodo superficial normal en la medida de potenciales en la

superficie del ojo o en órgano interno, en las figuras 3.8 y 3.9 se ilustran estos tipos de electrodos.

### **3..5 Electrodos de aguja**

Para reducir la impedancia de la interfase y, en consecuencia, los artefactos por movimiento. Algunos electroencefalogramistas utilizan para las medida del EEG pequeñas agujas subdérmicas para penetrar en el cuero cabelludo. Esos electrdodos de aguja que se muestra en la figura 3.10, no se insertan en el cerebro sino que atraviesan simplemente la piel del cuero cabelludo a nivel de la subdérmica. En las investigaciones con los animales (ocasionalmente en el hombre) se insertan realmente las agujas más largas en el cerebro para obtener medidas localizadas de potenciales de una parte específica del cerebro, este procedimiento requiere agujas más largas situadas con precisión mediante un mapa o atlas del cerebro. Algunas veces se utiliza un instrumento especial, denominado aparato estereotáxico, para aguantar la cabeza del animal y guiar la colocación de electrodos. Frecuentemente esos electrodos se implantan para permitir medidas repetidas durante un dilatado período de tiempo. En este caso, se fija un conector en el cráneo del animal y se deja que cicatrice la incisión a través de la que se implantaron los electrodos.

En algunas aplicaciones de investigación se requiere una medida simultánea a distintas profundidades en el cerebro a lo largo de cierto eje. Con esta finalidad se han desarrollado electrodos especiales de profundidad múltiple. Este tipo de electrodo consiste por lo general en una haz de hilos finos, cada uno de los cuales termina a distinta profundidad o teniendo cada uno una superficie conductora expuesta a una profundidad específica, pero diferente. Esos hilos se llevan generalmente a un conector en la superficie del cuero cabelludo y se fija frecuentemente al cráneo.

Algunos electrodos de aguja consisten simplemente en hilos aislados finos colocados de modo que sus puntas, que están al

descubierto, estén en contacto con el nervio, músculo u otro tejido en el que se va a hacer la medida. El resto del hilo se cubre con algún tipo de aislante para evitar cortocircuitos. Frecuentemente se utilizan electrodo de hilo de cobre o platino para captar el EMG de músculos específicos. Los hilos se implantan quirúrgicamente o se introducen por medio de una aguja hipodérmica que luego se extrae, dejando el electrodo de hilo en su sitio. Con este tipo de electrodo, la interfase metal-electrolito tiene lugar entre la punta del hilo sin aislar y los electrolitos del organismo, si bien en algunos casos el hilo se baña en una pasta electrolítica antes de la inserción.

En algunas aplicaciones la aguja hipodérmica forma parte de la configuración del electrodo y no se extrae. En vez de esto los hilos que constituyen los electrodos se llevan dentro de la aguja que crea la cavidad necesaria para la inserción, protege los hilos y actúa como pantalla puesta a masa. Un hilo único dentro de la aguja sirve como electrodo unipolar que mide el potencial en el punto del contacto con respecto a una referencia indiferente. Si se colocan dentro de la aguja dos hilos, la medida se denomina bipolar y da una medida muy localizada entre las dos puntas de los hilos.

A pesar de todo, los electrodos para la medida por debajo de la piel no tiene que tener necesariamente forma de aguja. Las pinzas quirúrgicas atravesando la piel de un ratón o una rata en la región espinal ofrecen un método excelente para la medida de EEG de un animal esencialmente libre sin anestésicos. Los catéteres conductores permiten el registro de EEG desde el interior del esófago incluso desde el interior de las cámaras del corazón.

Los electrodos de aguja y otros tipos de electrodos que crean una interfase por debajo de la superficie de la piel parecen ser menos susceptibles a los artefactos por movimiento que los electrodos superficiales, particularmente los del tipo antiguo. Haciendo contacto

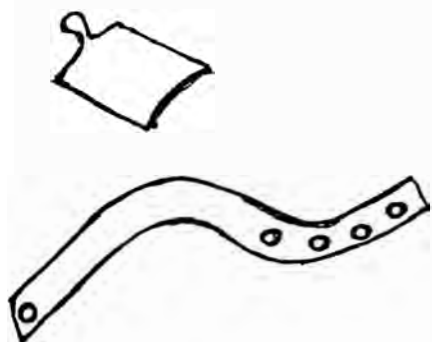


Fig.3.4 Electrodo de placa



Fig.3.5 Electrodo de succión

Disco de plata cloruro de plata

Conductor

Soporte de plastico

Superficie de la piel

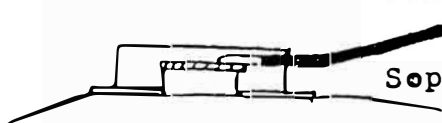


Fig.3.6 Electrodo superficial tipo flotante

Fig.3.9 Electrodo de mecha para organos blandos

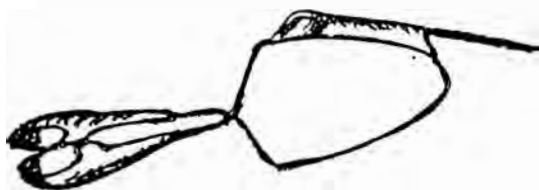


Fig.3.7 Electrodo de pinza



Fig.3.8 Electrodo de bolitas



Fig.3.10 Electrodo de aguja subdémica para EEG.

directo con los tejidos subdérmicos o con los fluidos intercelulares, estos electrodos parecen tener impedancias menores que los electrodos superficiales de área de interfase comparables.

### **3..6 Transductores bioquímicos**

Al principio de este capítulo se ha dicho que un potencial de electrodo se genera tanto en un interfase metal-electrolito como a través de una membrana semipermeable que separa dos concentraciones diferentes de un ion que se puede difundir a través de la membrana. Ambos métodos se utilizan en transductores diseñados para medir la concentración de un ion de un gas determinado disuelto en sangre o algún otro líquido. Además tal como se dijo al principio dado que es imposible tener una única interfase de electrodos con la disolución hace falta un segundo electrodo que sirva de referencia. Si ambos electrodos presentan la misma respuesta a un cambio dado en la concentración de la disolución medida, el potencial medido entre ellos no estaría relacionado con la concentración y por tanto no sería útil como parámetro de medida. El método para la medida de concentraciones de iones o gases, es utilizar un electrodo llamado a veces electrodo indicador o activo que es sensible a la sustancia o ion que se mide al elegir el segundo electrodo o de referencia de un tipo que sea sensible a dicha sustancia.

### **3..7 Electrodo de referencia**

Tal como se expuso anteriormente la interfase de hidrógeno gaseoso, el ion hidrógeno se ha elegido como interfase de referencia y se le ha asignado arbitrariamente un potencial de electrodo de cero voltios, por esta razón parecería lógico que el electrodo de hidrógeno se utilizase realmente como referencia en medidas bioquímicas. Se pueden fabricar electrodos de hidrógeno y comercializarlos, estos electrodos utilizan el principio de que un metal inerte, como el platino, absorbe fácilmente hidrógeno gaseoso. Si se sumerge parcialmente un trozo de platino tratado adecuadamente en la disolución que contiene

iones hidrógeno y se expone a la vez al hidrógeno gaseoso, que pasa a través del electrodo, aparece un potencial de electrodo. El cable de electrodo se conecta al platino.

Lamentablemente, el electrodo de hidrógeno no es suficientemente estable como para servir como buen electrodo de referencia. Además, el problema de mantener la alimentación de hidrógeno pasando a través del electrodo durante una medida limita su utilidad a unas pocas aplicaciones especiales. Sin embargo, dado que la medida de concentraciones electroquímicas requiere simplemente un cambio de potencial proporcional al cambio de concentración, el potencial de electrodo de referencia puede tener cualquier valor siempre y cuando sea estable y no responda a ninguno de los cambios posibles en la composición de la disolución donde se mide. De este modo la búsqueda de un buen electrodo de referencia es esencialmente una búsqueda del electrodo más estable disponible. Hay dos tipos de electrodos que tiene interfases suficientemente estables para servir como electrodo de referencia, el electrodo de plata-cloruro de plata y el electrodo de calomelanos.

El electrodo de plata-cloruro de plata empleado como referencia en medidas electroquímicas utilizan el mismo tipo de interfase descrito anteriormente para electrodos para potenciales bioeléctricos. En el transductor químico la parte iónica (cloruro de plata) de la interfase se conecta a la disolución mediante un puente del electrolito, por lo general una disolución de cloruro potásico diluido (CLK). El electrodo se puede utilizar eficazmente como electrodo de referencia si la disolución de CLK está también saturada con cloruro de plata precipitada.

El potencial de electrodo para el electrodo de referencia de plata-cloruro de plata depende de la concentración de CLK. Por ejemplo, con una disolución 0.01 molar, el potencial es de 0.343 voltios, mientras que para una disolución 1.0 molar el potencial es de



solo 0.236 voltios. El tipo de electrodo de referencia es el electrodo de calomelanos, en la figura 3.11 se muestra un electrodo de calomelano.

Calomelano es otro nombre que se da al cloruro mercurioso, que es una combinación química de los iones mercurio y cloruro. La interfase entre el mercurio y el cloruro mercurio crea el potencial de electrodo. Colocando el lado del calomelanos de la interfase en una disolución cloruro potásico (CLK), se forma un puente de electrolito con la disolución en la que se va realizar la medida. Igual que el electrodo de plata -cloruro de plata, el electrodo de calomelanos es muy estable durante largos periodos de tiempo y sirve también como electrodo de referencia en muchas medidas electroquímicas. El potencial de electrodo del electrodo de calomelanos depende también igual que el electrodo de plata-cloruro de plata, de la concentración de CLK. Un electrodo con una disolución de CLK 0.01 molar tiene un potencial de electrodo de 0.388 voltios, mientras que con una disolución de CLK saturada (unos 3.5 moles) se tiene un potencial de sólo 0.247 voltios.

### **3.8 Electrodo de pH**

El indicador más importante del equilibrio químico es el organismo, quizás sea el pH de la sangre y otros líquidos orgánicos. El pH está relacionado directamente con la concentración del ion hidrógeno de un fluido. Se define como logaritmo del recíproco de la concentración de iones H<sup>+</sup> que en forma de ecuación es:

$$pH = -\log_{10}(H^+) = \log_{10} \frac{1}{(H^+)}$$

El pH es una medida del equilibrio ácido-base de un fluido. Una disolución neutra (ni ácida; ni básica) tiene un pH de 7. Valores más bajos de pH indican acidez mientras que valores más altos de pH definen una disolución básica. La mayoría de los líquidos orgánicos son ligeramente básicos. El pH de la sangre arterial normal oscila

entre 7.38 y 7.42. El pH de la sangre venosa es de 7.35 debido al CO<sub>2</sub> adicional.

Dado que una membrana de vidrio fina permite sólo el paso de iones hidrógeno en la forma H<sub>3</sub>O<sup>+</sup>, un electrodo de vidrio ofrece una interfase de "membrana" para el hidrógeno, en la figura 3.12 se muestra un electrodo de vidrio, utilizado para medir el pH. Dentro del bulbo de vidrio hay una disolución tampón muy ácida. La medida de potencial a través de la interfase de vidrio se hace colocando un electrodo de plata-cloruro de plata en la disolución interior del bulbo y un electrodo de referencia de calomelanes en la disolución en la que se mide el pH y de hecho en cualquier medida electroquímica, cada uno de los electrodos necesarios para obtener la medida se denomina una semipila. El potencial de electrodo de una semipila se denomina a veces potencial de semipila. Para la medida del pH, el electrodo de vidrio con el electrodo de plata-cloruro de plata dentro del bulbo se considera una semipila mientras que el electrodo de referencia de calomelanes constituye la otra semipila, en la figura 3.13 se muestran dos configuraciones de sondas, consistentes cada una en dos semipilas, un electrodo de vidrio para la medida de pH y un electrodo de referencia de calomelanos. Para la medida de electrodo en vivo se dispone de un electrodo de pH con configuraciones especiales como el electrodo gástrico de la figura 3.14.

Se trata de un electrodo de vidrio empotrado en el extremo de un tubo para acceder al estómago a través de la boca y el esófago. El electrodo de vidrio es muy adecuado para la medida del pH en el margen fisiológico pero puede producir errores considerables en los extremos de la escala del pH (cerca de pH = 0 y pH = 13 ó 14). Además, está sometido a cierto deterioro después de un uso prolongado pero puede ser restaurado repetidamente atacando el vidrio con una disolución de bifluoruro amónico al 20%. El tipo de vidrio utilizado para la membrana tiene mucho que ver con la respuesta del

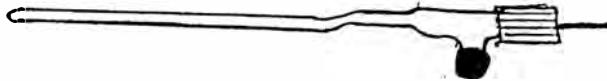


Fig.3.11 Electrodo de referencia de calomelanos

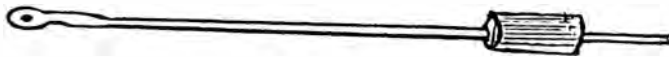
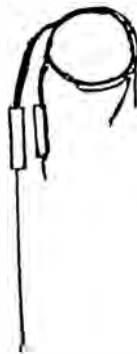


Fig.3.12 Electrodo de vidrio para medida de pH



(a)



(b)



Fig.3.14 Electrodo gástrico para la medida de pH

Fig.3.13 Electrodos sonda para análisis del pH a) Montaje para la medida de pH consistente en un electrodo de pH de vidrio y un electrodo de referencia de calomelanos b) Sonda combinada

electrodo al pH, la ofrecen los vidrios microscópicos especiales, que absorben fácilmente el agua.

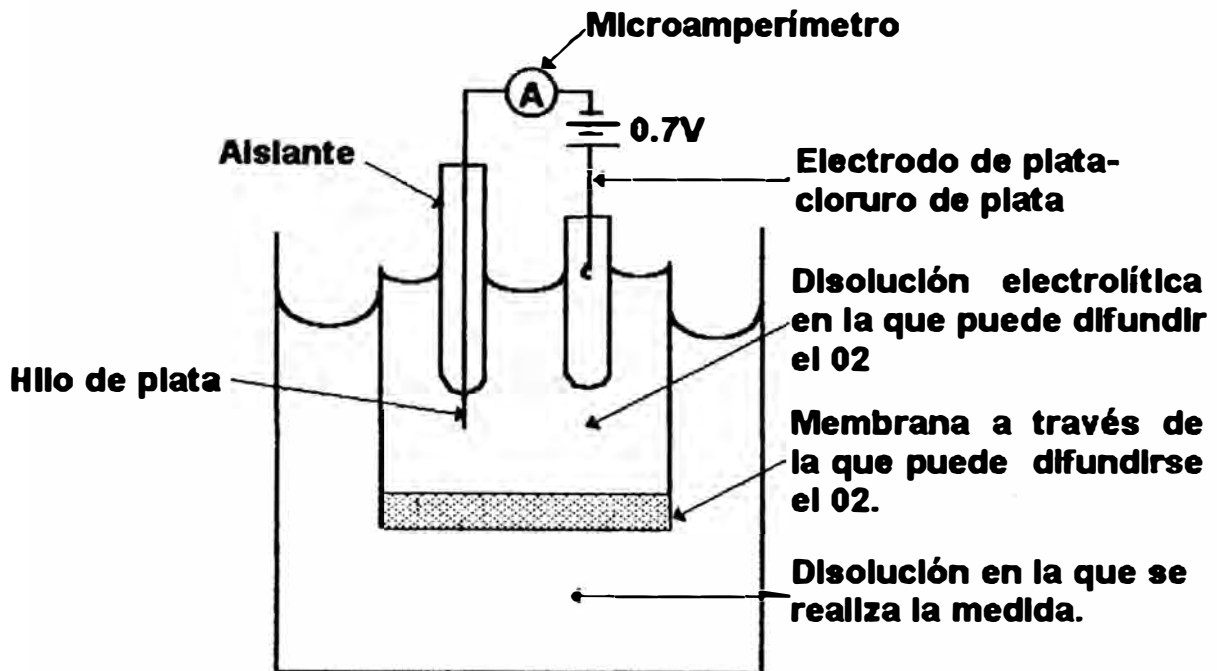
Los electrodos de pH modernos tienen impedancias que oscilan entre 50 y 500 megaohmios. Por tanto, la entrada del medidor que mide la diferencia de potencial entre el electrodo de vidrio y el electrodo de referencia debe presentar una impedancia de entrada extraordinaria alta. La mayoría de los medidores de pH utilizan entradas de electrómetro.

### **3..9 Electrodo para gases de sangre**

Entre las medidas químicas fisiológicas más importantes están las presiones parciales de oxígeno y anhídrido carbónico en la sangre. La presión parcial de un gas disuelto es la contribución de este gas a la presión total de todos los gases disueltos en la sangre. La presión parcial de un gas es proporcional a la cantidad de dicho gas en la sangre. La eficiencia tanto del sistema respiratorio como del sistema cardiovascular se refleja en estos importantes parámetros.

La presión parcial del oxígeno  $PO_2$  se puede medir *in vitro* e *in vivo*, el principio básico es el mismo que se muestra en la figura 3.15.

Se coloca un trozo fino de hilo de platino, embebido en vidrio para aislarlo, con sólo la punta expuesta, en un electrolito en el que se deja que difunda el oxígeno. Si se aplica una tensión de unos 0.7 voltios entre el hilo de platino y un electrodo de referencia (colocados dentro del electrolito), con el hilo del platino negativo, se reduce la reducción de oxígeno en el cátodo del platino. Como resultado, se puede medir una corriente de oxidación-reducción proporcional a la presión parcial del oxígeno difundido. Por lo general, el electrolito se retiene herméticamente en la cámara donde están el hilo de platino y el electrodo de referencia mediante una membrana a través de la que puede difundirse el oxígeno disuelto desde la sangre.



**Fig. 3.15 Diagrama de un electrodo de PO<sub>2</sub> con cátodo de platino**

El cátodo del platino y el electrodo de referencia se puede integrar en una única unidad (electrodo de Clark). Este electrodo se puede colocar en una cubeta de sangre para medidas *in vitro*, o se puede colocar una microversión en la punta del catéter para insertarlo en distintos puntos del corazón o del sistema vascular para medidas *in vivo* directas.

Un sensor polarográfico de oxígeno integrado similar dispone de un cátodo de radio y un ánodo de plata. El oxígeno que difunde a través de una membrana se consume en el cátodo de la misma manera que en el electrodo de PO<sub>2</sub> descrito anteriormente.

Uno de los problemas inherentes a este método de medida de PO<sub>2</sub> es el hecho de que el proceso de reducción elimina realmente una cantidad finita de oxígeno en las proximidades del cátodo. Con un diseño cuidadoso y utilizando métodos adecuados, los modernos electrodos de PO<sub>2</sub> han reducido al mínimo esta fuente de error potencial. Otro error aparente en la medida de PO<sub>2</sub> es una gradual reducción de la corriente con el tiempo, casi como el efecto de

polarización ya descrita, para los electrodos superficiales. Este defecto llamando generalmente envejecimiento, también ha sido minimizado en los modernos electrodos de  $PO_2$ .

La medida de presión parcial de anhídrido carbónico  $PCO_2$ , utiliza el hecho de que hay una relación lineal entre el logaritmo de la  $PCO_2$  y el pH de una disolución. Dado que otros factores también influyen en el pH, la medida de  $PCO_2$  se realiza esencialmente rodeando el electrodo de pH con una membrana selectiva semipermeable al  $CO_2$ . Un tipo moderno de electrodo de  $PCO_2$  perfeccionado, es el electrodo de Severinghaus que se muestra en la figura 3.16, basado en el principio de Severinghaus. En este electrodo la membrana permeable al  $CO_2$  está hecha de teflón, que no es permeable a otros iones que pueden afectar al pH. El espacio entre el teflón y el vidrio contiene una matriz consistente en celofán fino, lana de vidrio o nylon puro. Esta matriz sirve de soporte a una capa de bicarbonato disuelto en agua en la que se pueden difundir las moléculas gaseosas de  $CO_2$ . Una de las dificultades de los tipos de electrodos de  $CO_2$  es el largo tiempo necesario para que las moléculas de  $CO_2$  se difundan y obtener así una lectura. La ventaja principal del electrodo tipo Severinghaus es la lectura más rápida que se puede obtener debido a la membrana perfeccionada y a la capa de bicarbonato.

En algunas aplicaciones, las medidas de  $PO_2$  y  $PCO_2$  se combinan en un único electrodo que incluyen además una semipila de referencia común, dicho electrodo combinado se muestra en la figura 3.17.

Fig.3.16 Electrodo de  $P_{CO_2}$  basado en principio de Severinghaus.

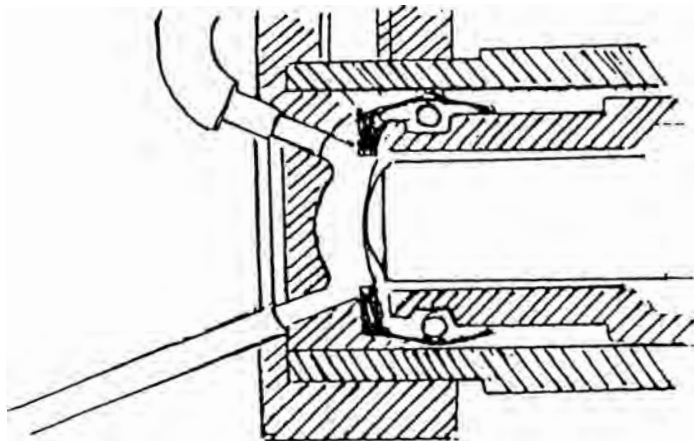
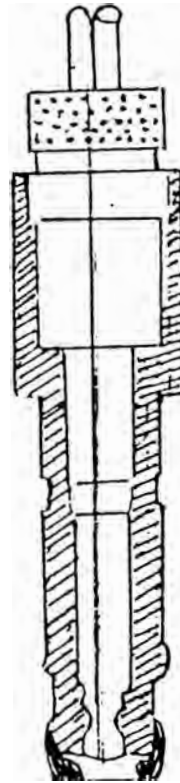


Fig.3.17 Electrodo de  $P_{CO_2}$  y  $P_{O_2}$  combinado.

## **CAPITULO IV INSTRUMENTOS DE MEDICION BIOELECTRICA**

### **4.1 Electrocardiógrafo**

Los ataques cardiacos, en sus diversas formas, son actualmente causa de muchas muertes en todo el mundo. La utilización de métodos de Ingeniería y el desarrollo de la instrumentación han contribuido sustancialmente al progreso que se ha obtenido en los últimos años en la reducción del número de fallecimientos debido a fallos cardiacos.

Hay muchas situaciones en las que se utiliza instrumentación tanto en investigación médica como en los hospitales. La presión sanguínea, su flujo y su volumen se miden mediante técnicas propias de la ingeniería. El electrocardiograma y el fonocardiograma se evalúan y registran con instrumentos electrónicos. Las unidades coronarias y de cuidados intensivos instalados actualmente en muchos hospitales funcionan basándose en la bioinstrumentación. También hay aparatos de asistencia cardíaca, como el marcapasos electrónico y el desfibrilador que aunque no son en si instrumentos de medida, son dispositivos electrónicos utilizados en conjunción con sistemas de medida.

#### **4.1.1 Corazón y el sistema cardiovascular**

El corazón se puede considerar como una bomba de dos etapas, dispuesto físicamente en paralelo pero con el torrente sanguíneo atravesándolas en serie. La mitad derecha del corazón,



conocida como corazón derecho, es la bomba que suministra sangre a los pulmones para que se oxigene mientras que el corazón izquierdo suministra sangre al resto del sistema. Las vías por donde circula el flujo sanguíneo a través de los pulmones se denomina circulación pulmonar y el sistema circulatorio que provee de oxígeno y alimentos a las células del organismo se denomina circulación mayor.

Desde el punto de vista de ingeniería la circulación mayor es un circuito con una resistencia grande y con un elevado gradiente de presión entre las arterias y las venas. De este modo la bomba constituida por el corazón izquierdo se puede considerar como una bomba de presión. Sin embargo, en el sistema circulatorio pulmonar, la diferencia de presión entre las venas y las arterias es pequeña, así como la resistencia opuesta al flujo y es por ello por lo que se puede considerar al corazón derecho como una bomba volumétrica. El corazón izquierdo es más grande y de constitución muscular más robusta que el corazón derecho, debido a que las presiones necesarias para la circulación mayor son más altas. El volumen de sangre por unidad de tiempo distribuido por las dos partes del corazón es el mismo cuando se mide durante un intervalo de tiempo suficientemente grande. El corazón izquierdo desarrolla una presión máxima suficiente para provocar la circulación de sangre por todos los rincones del cuerpo.

La acción de bombeo se lleva a cabo mediante la contracción de los músculos que circundan cada cavidad del corazón. Estos músculos reciben irrigación sanguínea a través de arterias coronarias que rodean el corazón formando una especie de corona. El sistema de arterias coronarias es una rama particular de circulación mayor.

La analogía con una bomba y un sistema hidráulico de tuberías, no se puede utilizar de una forma demasiado estricta. Las tuberías, las arterias y las venas no son rígidas sino flexibles. Son capaces de ayudar a la circulación sanguínea y controlarla mediante su propia

acción muscular y sus sistema de válvulas y de almacenamiento. La sangre no es fluido Newtoniano puro; es más posee propiedades que no cumplen siempre con las leyes de la mecánica de fluidos. Además la sangre necesita la ayuda de los pulmones para su oxigenación y se influye mutuamente con el sistema linfático. También hay que tener en cuenta que muchos productos químicos y hormonas afectan al funcionamiento del sistema. En la figura 4.1 se muestra el sistema fisiológico del corazón y la circulación en la figura 4.2.

Se muestra su equivalente en ingeniería mediante un diagrama de conductos. Refiriéndose a estos diagramas el funcionamiento del sistema circulatorio puede describirse del modo siguiente: La sangre entra en el corazón en el lado derecho a través de las dos venas principales: La vena cava superior que lleva sangre de las extremidades superiores y la vena cava inferior que lleva sangre de los órganos del cuerpo y de las extremidades situadas por debajo del corazón. La sangre entrante llena la cámara de almacenamiento, la aurícula derecha y el seno coronario. Este lleva sangre que ha estado circulando por el propio corazón a través del anillo coronario. Cuando la aurícula derecha está llena se contrae y obliga a la sangre a que pase a través de la válvula Tricúspide del ventrículo derecho, el cual entonces se contrae para bombear la sangre dentro del sistema circulatorio pulmonar. Cuando la presión ventricular supera a la presión auricular la válvula tricúspide se cierra y la presión en el ventrículo obliga a la válvula semilunar a que se abra, produciendo de este modo un flujo de sangre en la arteria pulmonar, que se ramifica en los dos pulmones.

En los alveolos pulmonares se produce un intercambio. Las células rojas de sangre se recargan de oxígeno y ceden su anhídrido carbónico. La arteria pulmonar se bifurca (ramifica) muchas veces en arterias cada vez más pequeñas que se convierten en arteriolas con una sección transversal sumamente pequeña.

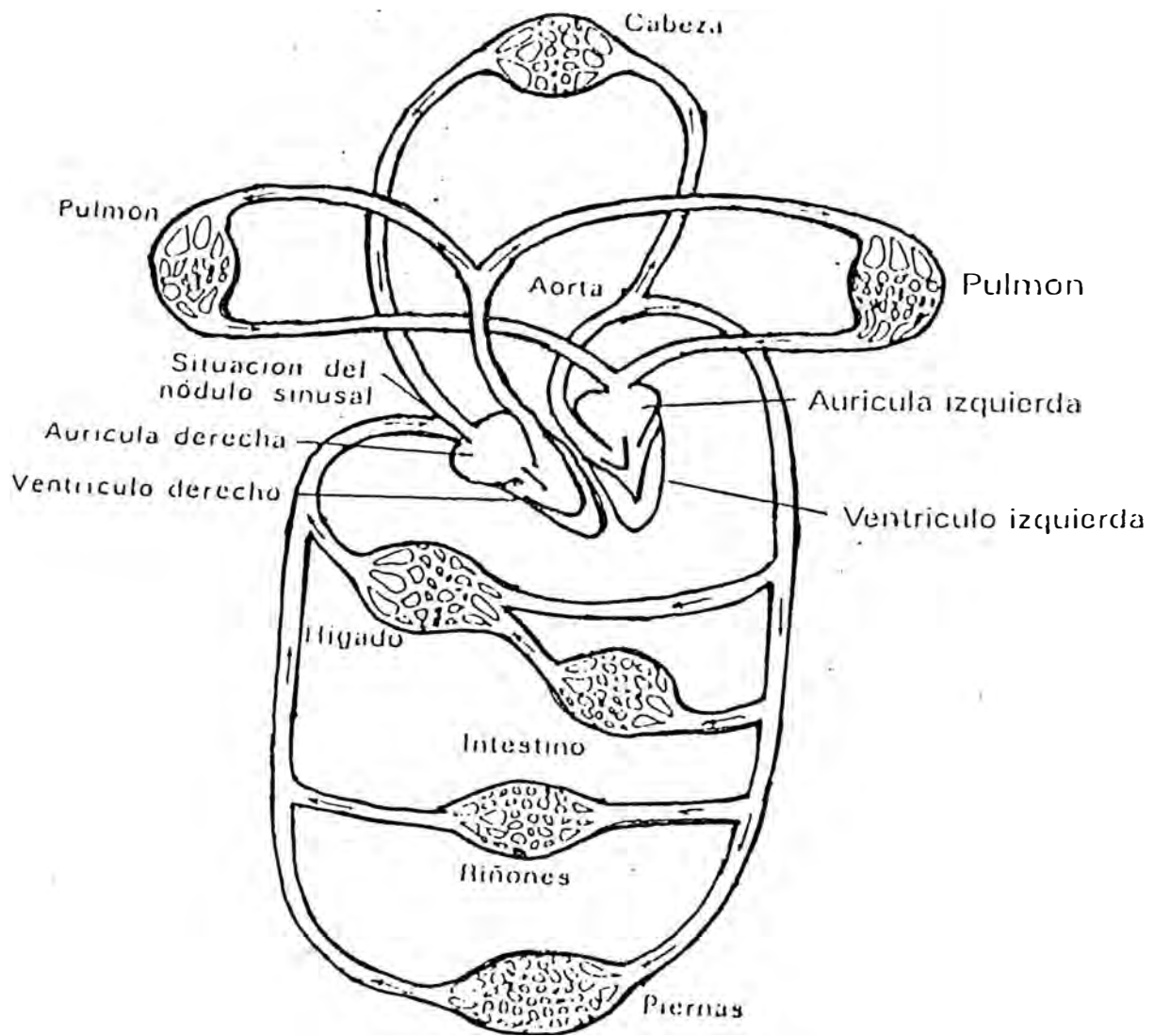


Fig.4.1 Sistema cardiovascular

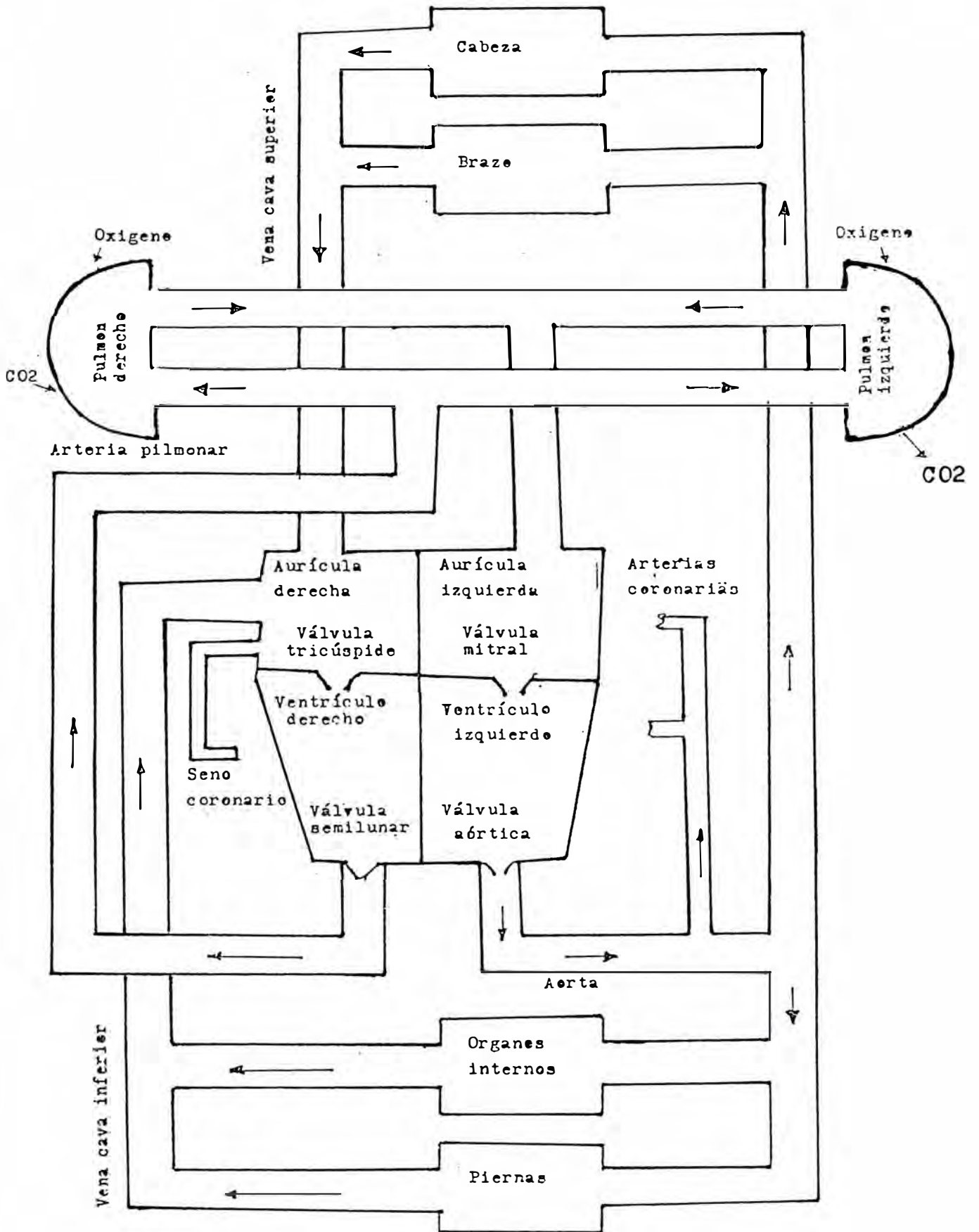


Fig.4.2 Circulación cardiovascular

Estas arteriolas suministran sangre a los capilares alveolares en los cuales se produce el intercambio del oxígeno y del anhídrido carbónico. El otro lado de la masa pulmonar tiene una anchura similar y allí los capilares desembocan en unas venas diminutas o vénulas. Estas últimas se agrupan para formar venas mayores que se agrupan a su vez hasta que por último toda la sangre oxigenada vuelve al corazón a través de la vena pulmonar. La sangre entra en la aurícula izquierda por la vena pulmonar y de allí se bombea hacia el ventrículo izquierdo, a través de la válvula mitral o bicúspide mediante la contracción de los músculos de la aurícula. Cuando los músculos del ventrículo izquierdo se contraen, la presión producida, por la contracción cierra mecánicamente la válvula mitral y el aumento de presión en el ventrículo obliga a que se abra la válvula aórtica, produciendo así un paso brusco de la sangre desde el ventrículo a la aorta. Hay que tener en cuenta que esta acción se produce en sincronismo con el bombeo de la sangre del ventrículo derecho hacia la arteria pulmonar.

El ciclo del bombeo del corazón se divide en dos partes principales: Sístole y diástole. La sístole se define como fase de contracción de los músculos del corazón y en particular de los músculos del ventrículo, durante la cual se bombea sangre a la arteria pulmonar y a la aorta. La diástole es la fase de dilatación de las cavidades del corazón durante la cual se llena la sangre.

Una vez que se ha bombeado la sangre a la red arterial, el corazón se relaja y la presión en las cavidades se disminuye, las válvulas de salida se cierran y al cabo de poco tiempo las válvulas de entrada se abren de nuevo para volver a empezar la diástole e iniciar un nuevo ciclo cardíaco.

Ya que se ha referido al sistema cardiovascular en términos propios de ingeniería es necesario mencionar algunos valores interesantes. El corazón late con un ritmo medio de unos 75 latidos

por minuto en una persona adulta normal, aunque este valor puede variar considerablemente. El ritmo cardíaco aumenta cuando una persona está de pie y disminuye cuando está sentado, variando el número de pulsaciones entre 60 y 85 aproximadamente. Por regla general el ritmo cardíaco es más alto en las mujeres y suele decrecer con la edad. En un niño puede ser incluso de 140 latidos por minuto en condiciones normales. El ritmo cardíaco aumenta también con el calor y otros factores fisiológicos y psicológicos.

El corazón bombea unos 5 cuartos de galón de sangre por minuto, dado a que el volumen de sangre en un adulto medio es de unos 5 a 6 cuartos de galón, este corresponde a una circulación completa cada minuto estando en reposo. Durante la realización de un ejercicio fuerte la velocidad de circulación aumenta considerablemente. En un instante cualquiera alrededor de 75 a 80% del volumen sanguíneo se encuentra en las venas, 20% en las arterias y el resto en los capilares. La presión sistólica (máxima) en una persona adulta normal es de orden de 95 a 140mm. de Hg. siendo el valor medio de 120mm. Hg. Estos valores están sujetos a muchas variaciones debidas a la edad, el clima, el régimen de comidas y otros factores. La presión diastólica normal (presión más baja entre latidos) oscila entre 60 y 90mm. de Hg. Esta presión se mide normalmente en la arteria braquial del brazo. Como comparación, con presiones de 130/75 en la aorta, cabe esperar 130/5 en el ventrículo izquierdo, 9/5 en la aurícula izquierda, 25/0 en el ventrículo derecho, 3/0 en la aurícula derecha y 25/12 en la arteria pulmonar. Estos valores se han dado como;

**Presión sistólica / Presión diastólica**

#### **4.1.2 Medidas cardiovasculares**

La medida de ondas biopotenciales en el sistema circulatorio de la sangre que se visualiza a través de la gráfica se denomina electrocardiograma la cual es un registro gráfico o la visualización por otro medio de los potenciales, variables en el tiempo, producidos por el

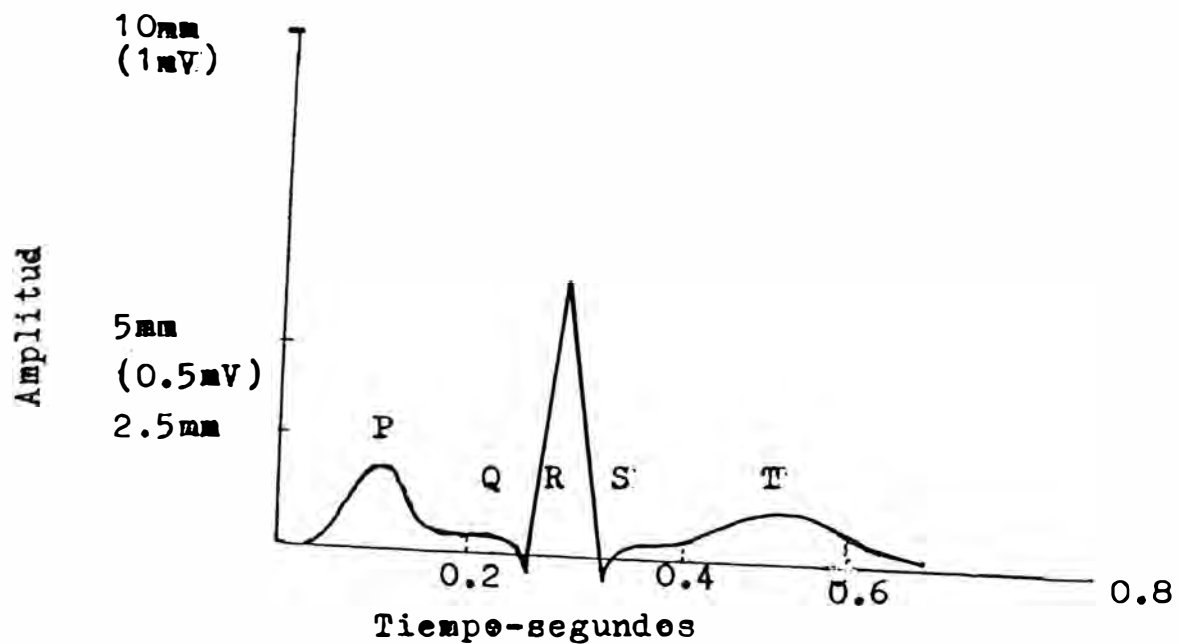
miocardio durante el ciclo cardíaco. En la figura 4.3 se muestra la forma básica de un electrocardiograma normal. Las ondas P, QRS y T reflejan la despolarización y la repolarización eléctricas, rítmicas, del miocardio asociadas con las contracciones de las aurículas y los ventrículos.

El electrocardiograma se utiliza clínicamente para diagnosticar diversas enfermedades y condiciones asociadas con el corazón. Para el médico, la forma y la duración de cada componentes del ECG presenta un significado. Como toda la señal depende en gran manera de la configuración de conexiones empleadas. En general, para alcanzar un diagnóstico, el cardiólogo observa en detalle los distintos intervalos de tiempo, las polaridades y las amplitudes.

Algunos valores normales de las amplitudes y duraciones de parámetros importantes de ECG son las siguientes:

Amplitudes	Onda P	0.25mV
	Onda R	0.60mV
	Onda Q	25% de la onda R
	Onda T	0.1 a 0.5mV
Duraciones	Intervalo P-R	0.12 a 0.20 segundos
	Intervalo Q-T	0.35 a 0.44 segundos
	Intervalo S-T	0.05 a 0.15 segundos
	Onda P	0.11 segundos
	Intervalo QRS	0.09 segundos

Para emitir un diagnóstico el cardiólogo observaría primero el ritmo cardíaco. El valor normal oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Un ritmo más lento que éste se denomina bradicardia (corazón lento) y un ritmo más rápido, taquicardia (corazón rápido). A continuación se observaría si los ciclos estan separados uniformemente. Si no sucede así, es síntoma de arritmia y el intervalo de P-Q es mayor de 0.2 segundos, cabe sospechar un bloqueo de nódulo AV.



Amplitudes	Onda P	0.25mV
	Onda R	1.60mV
	Onda Q	25% de la onda R
	Onda T	0.1 a 0.5mV
Duraciones	Intervalo P-R	0.12 a 0.20 segundos
	Intervalo Q-T	0.35 a 0.44 segundos
	Segmento S-T	0.05 a 0.15 segundos
	Onda P	0.11 segundos
	Intervalo QRS	0.09 segundos

Fig.4.3 Electrocardiograma detallado



Si falta uno de los componentes básicos del ECG o más, es síntoma de algún tipo de bloqueo cardíaco.

En individuos sanos, el electrocardiograma se mantiene razonablemente estable, si bien el ritmo cardíaco cambia ante la demanda del organismo. Hay que tener en cuenta que la posición del corazón dentro de la región torácica del cuerpo, así como la posición de este ( erguido o recostado), influyen en el eje eléctrico del corazón. El eje eléctrico que es paralelo al eje anatómico se define como una línea a lo largo de la cual se desarrolla la mayor fuerza electromotriz en un instante dado del ciclo cardíaco. El eje eléctrico se desplaza continuamente describiendo el mismo movimiento en cada ciclo cardíaco.

En condiciones patológicas, se pueden producir ciertas alteraciones en el ECG. Se incluyen entre estas:

- Alteración de vías de propagación de la excitación en el corazón.
- Cambio de origen de las ondas (latidos octópicos).
- Alteración de las relaciones (secuencias) entre los componentes.

Cambios en la magnitud de uno o más componentes y diferencias en la duración de las ondas o intervalos.

Tal como se apuntó anteriormente, un instrumento empleado para obtener y registrar el electrocardiograma se denomina electrocardiógrafo. Una breve historia de la electrocardiografía ofrece una visión muy interesante del desarrollo de instrumentación sin la ayuda de la amplificación electrónica.

Dado que las tensiones de ECG se desean registrar son muy pequeñas cuando aún no se disponía de amplificadores electrónicos adecuados, se tuvieron que emplear registradores fotográficos sensibles.

El primer electrocardiograma lo registró Waller en 1887, utilizando un instrumento denominado electrómetro capilar, introducido por Lippman en 1875. Este aparato consistía en un capilar de cristal

lleno de mercurio, inmerso en una disolución de ácido sulfúrico. La posición del menisco que formaba la línea divisoria entre los dos fluidos cambiaba al aplicar una tensión entre el mercurio y el ácido. Este movimiento era muy pequeño pero se podía registrar en una hoja de papel fotosensible o película móvil con la ayuda de un sistema de proyección con amplificación óptica. Con todo, el electrómetro capilar era de manejo complicado y la inercia de la columna de mercurio limitaba su margen de frecuencias.

El galvanómetro de hilo que fue introducida en la electrocardiografía por Einthoven en 1903, constituyó una mejora importante. Consistía en un hilo de platino sumamente delgado o en una fibra de cuarzo dorado, de unas 5 micras de grosor, suspendida en el entrehierro de un potente electroimán. Al pasar una corriente eléctrica por el hilo, éste se movía perpendicularmente a la dirección del campo magnético. La magnitud del movimiento era pequeña, pero se podía amplificar cientos de veces mediante un sistema de proyección óptica para registrar en una película o papel móviles. La pequeña masa de fibra móvil permitía una respuesta en frecuencia suficientemente alta para registrar fielmente el electrocardiograma. La sensibilidad del galvanómetro se podía ajustar cambiando la tensión mecánica del hilo. Para medir la sensibilidad del galvanómetro, se disponía de un interruptor de calibración que permitía aplicar una tensión calibrada de 1 milivoltio a los terminales del galvanómetro. En los electrocardiógrafos modernos, a pesar de que disponen de sensibilidad calibrada, aún se conserva esta posibilidad. El galvanómetro de hilo responde a la tensión continua y una diferencia en los potenciales de contacto de los electrodos podía llevar fácilmente a la fibra fuera de la escala. Se dispuso una tensión de compensación, de magnitud y polaridad ajustables, para centrar la sombra del hilo en una pantalla de cristal esmerilado antes de registrar el electrocardiograma. A fin de facilitar las medidas de las diferencias de

tiempo entre las partes características de la señal ECG, se hacían unas marcas de temporización en la película mediante una rueda de cinco dientes accionada por un motor de velocidad constante.

Los electrocardiógrafos de galvanómetro de hilo se utilizaron hasta 1920, en que fueron sustituidos por instrumentos que disponían de amplificación electrónica. Esto permitió el empleo de aparatos de registro menos sensibles y más robustos. Los primeros electrocardiógrafos que llevaban amplificadores, utilizaban como registrador el oscilógrafo Dudell. Este era de diseño similar al galvanómetro de hilo pero se había sustituido la fibra única por un cable de forma de horquilla dispuesto entre dos puntos fijos y una polea provista de soporte. Cuando pasaba la corriente (la señal ECG amplificada) por el cable, un pequeño espejo montado entre las dos patas de la horquilla giraba. El espejo se utilizaba para reflejar un haz de luz estrecho, proyectando una pequeña mancha luminosa en una película móvil. Aunque los sistemas de registro de este tipo son mecánicamente más robustos que los frágiles galvanómetros de hilo, sin embargo, requería película o papel fotosensible que debían ser procesados antes de que el electrocardiograma pudiese leer.

Estas y otras desventajas se superaron con la introducción de registradores de escritura directa que utilizan para ser visible el registro de forma inmediata, bien tinta, la transferencia de pigmentos de una cinta, o bien un papel especial termosensible. Básicamente el motor de la pluma de un registrador de este tipo da un movimiento del mediador que dispone de una punta de escritura en el extremo. Dado que este tipo de indicador se mueve naturalmente con una trayectoria circular, hay que tomar medidas especiales para convertir este movimiento en una línea recta cuando se desea más bien un registro rectilíneo que registro circular.

La mayor masa de las partes móviles empleadas en los motores de plumas de escritura directa hace que su respuesta frecuencial sea

intrínsecamente inferior a la de los sistemas de registro óptico. A pesar de esta desventaja, los electrocardiógrafos de escritura directa modernos disponen de un margen de frecuencias que sobrepasa los 100 Hz, adaptándose perfectamente a los registros clínicos de ECG. Una mejora en el funcionamiento respecto al de los registradores de escritura directa antiguos se puede atribuir en parte al empleo de servomecanismos donde se mide eléctricamente la posición de la pluma incluyéndose el motor dentro del lazo del servosistema. Por esta razón, en los electrocardiógrafos modernos rara vez se emplean métodos de registro óptico. El primer tipo de galvanómetro de hilo tenía la ventaja de que podía aislarse fácilmente de masa. De este modo se podía obtener la diferencia de potencial entre dos electrodos conectados al paciente, con una interferencia eléctrica menor de la que da una sistema puesto a masa. Sin embargo, los amplificadores electrónicos están normalmente referidos a masa a través de sus fuentes de alimentación. Esto crea un problema de interferencia (a menos que se tomen precauciones especiales) cuando se emplean dichos amplificadores para medir pequeños potenciales bioeléctricos. La técnica utilizada normalmente, no tan sólo en electrocardiografía, sino también en la medida de otras señales bioeléctricas, es el empleo de un amplificador diferencial.

El amplificador diferencial se puede considerar como dos amplificadores con entradas independientes, pero con un terminal de salida común que proporciona la suma de dos tensiones de salida de los amplificadores. Ambos amplificadores tienen la misma ganancia en tensión pero uno es inversor (la tensión de salida está desfasada 180 grados con respecto a la entrada), mientras que el otro no es inversor (las tensiones de salida y entrada están en fase). Si las entradas de los dos amplificadores están conectadas a la misma fuente de señal de entrada, la ganancia en modo común obtenida será cero, porque las señales del amplificador inversor y no inversor se anularán en la

salida común. Sin embargo, debido a que la ganancia de los dos amplificadores no es exactamente la misma, esta amplificación no es completa. De hecho siempre queda una salida pequeña residual de modo común. La Fig. 4.4 muestra las conexiones del amplificador.

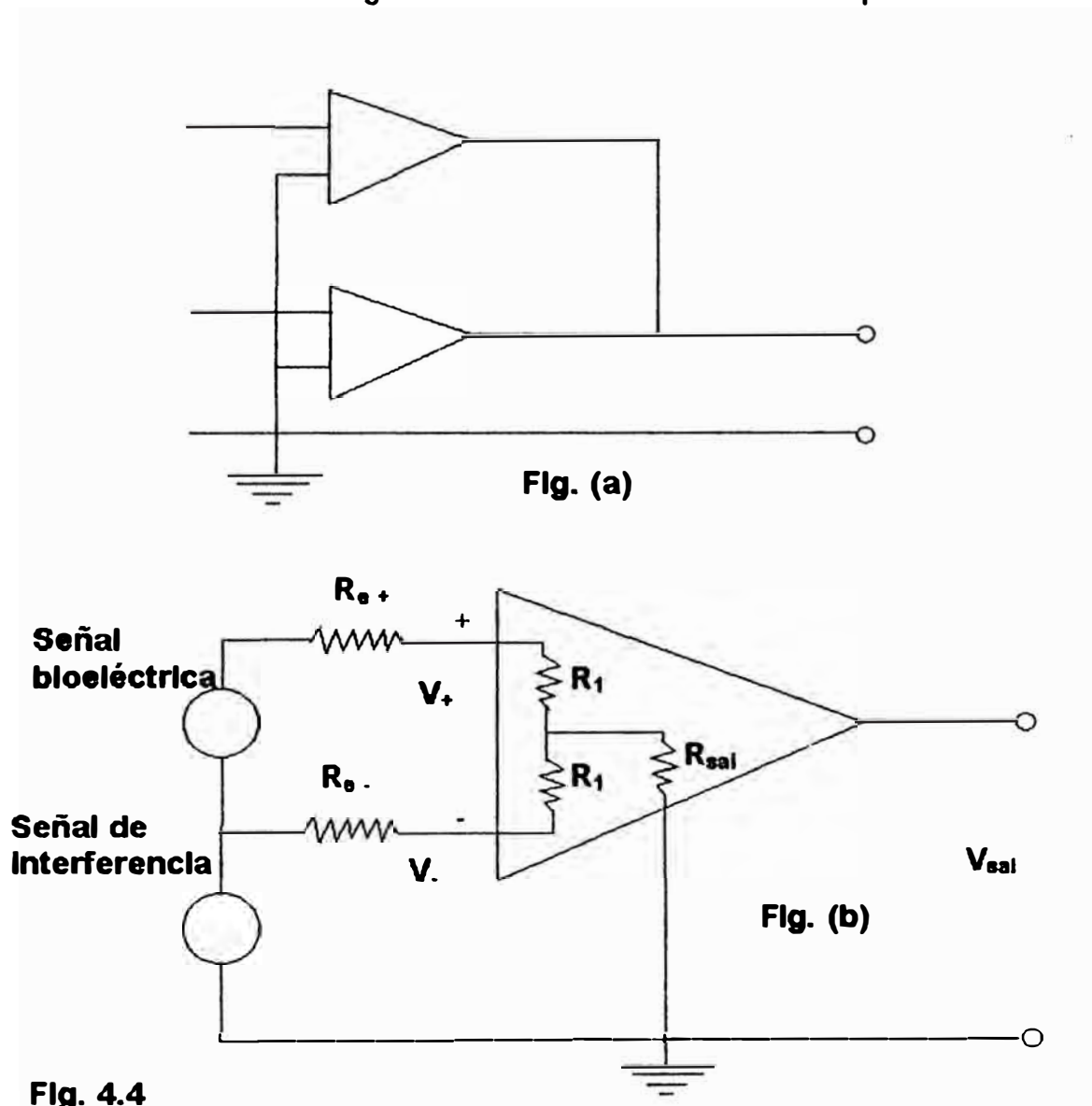


Fig. 4.4

**El amplificador diferencial. (a) Representado como dos amplificadores con entradas independientes y salida común. (b) Tal como se usa para amplificación de señales bioeléctricas**

Cuando una de las entradas del amplificador se conecta a masa y se aplica tensión sólo a otra entrada del amplificador la tensión de entrada se reproduce en la salida amplificada por la ganancia del amplificador. Esta ganancia se denomina ganancia en modo diferencial

del amplificador diferencial. El cociente de la ganancia en modo diferencial y la ganancia en modo común se denomina el factor de rechazo en modo común del amplificador diferencial que en los amplificadores modernos puede ser incluso de 1000000:1. Cuando se emplea un amplificador diferencial para medir señales bioeléctricas que se captan como diferencia de potencial entre dos electrodos, las señales bioeléctricas se aplican entre las entradas inversora y la no inversora del amplificador. De este modo la señal queda amplificada por la ganancia diferencial del amplificador. Sin embargo, para la señal de interferencia, ambas entradas aparecen como si estuvieran conectadas juntas a una fuente de entrada común. De este modo la señal de interferencia en modo común queda amplificada sólo por la ganancia en modo común, mucho menor. La  $Re+$  y  $Re-$ , forman cada una de ellas un divisor de tensión las cuales son las impedancias de los electrodos con las impedancias de entrada de amplificador diferencial, si las impedancias de los electrodos no son idénticas, las señales de interferencia en la entrada inversora y en la no inversora del amplificador diferencial, pueden ser diferentes no obteniéndose el grado de anulación deseada.

Dado que las impedancias de los electrodos nunca se pueden hacer exactamente iguales, un factor de rechazo en modo común alto para un amplificador diferencial sólo se puede lograr si el amplificador tiene una impedancia de entrada mucho más alta que la impedancia de los electrodos a los cuales está conectado. Esta impedancia de entrada puede que no sea la misma para la señal diferencial, exige además una tercera conexión para la entrada de referencia o masa. Con esta finalidad, desde la introducción de los amplificadores diferenciales en la electrocardiografía, se ha utilizado un electrodo conectado a la pierna derecha del paciente.

En electrocardiografía, las amplitudes, polaridades e incluso los tiempos y duraciones de los distintos componentes del ECG dependen

en gran modo de la localización de los electrodos en el cuerpo. Cuando se colocan electrodos con fines clínicos, las localizaciones estándar con el brazo derecho y el izquierdo cerca de las muñecas, la pierna izquierda cerca del tobillo, y varios puntos del pecho denominado posiciones precordiales. Además, normalmente se coloca un electrodo de referencia o masa en la pierna derecha cerca del tobillo. Tal como se ha indicado antes. Cada conjunto de localizaciones de electrodos a partir del cual se mide el ECG se denomina derivación. Las configuraciones de las derivaciones corrientes utilizadas en cardiología clínica se muestran en las figuras 4.5.(a). Las tres derivaciones básicas de las extremidades, que fueron establecidos originalmente por Einthoven son las siguientes:

- 1 derivación brazo izquierdo (LA) (positivo) y brazo derecho (RA) (negativo)
- 2 derivación pierna izquierda (LL) (positivo) y brazo derecho (RA) (negativo)
- 3 derivación pierna izquierda (LL) (positivo) y brazo izquierdo (LA) (negativo).

En cada una de estas disposiciones de las derivaciones, el QRS de un corazón normal es tal que la onda R es positivo.

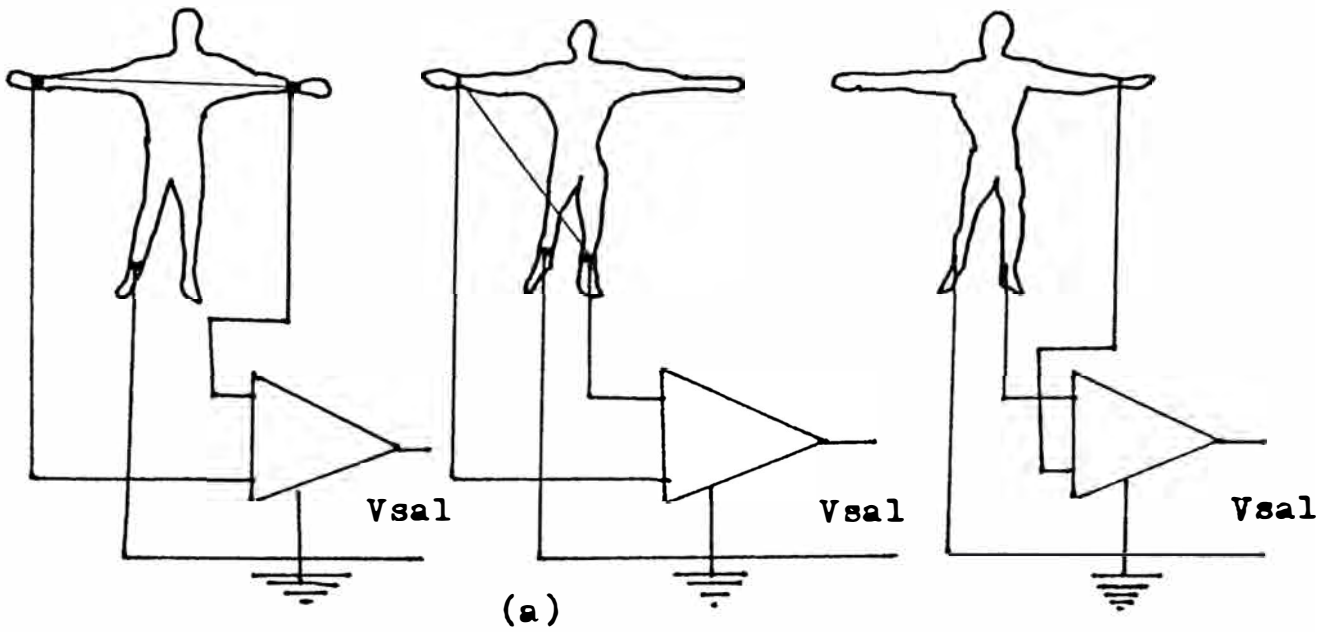
Trabajando con los electrocardiogramas obtenidas a partir de estas tres derivaciones de las extremidades, Einthoven postuló que en un instante dado cualquiera del ciclo cardíaco, la representación en el plano frontal del eje eléctrico del corazón es un vector de dos dimensiones. Mas aún, el ECG medido mediante una de las tres derivaciones de las extremidades es una de las componentes unidimensionales variable con el tiempo de este vector.

Einthoven supuso además que el corazón (el origen del vector) se encuentra cerca del centro de un triángulo equilátero, cuyos vértices son el hombro derecho, el izquierdo y la bifurcación de las piernas.

1 : derivación

2 : derivación

3 : derivación

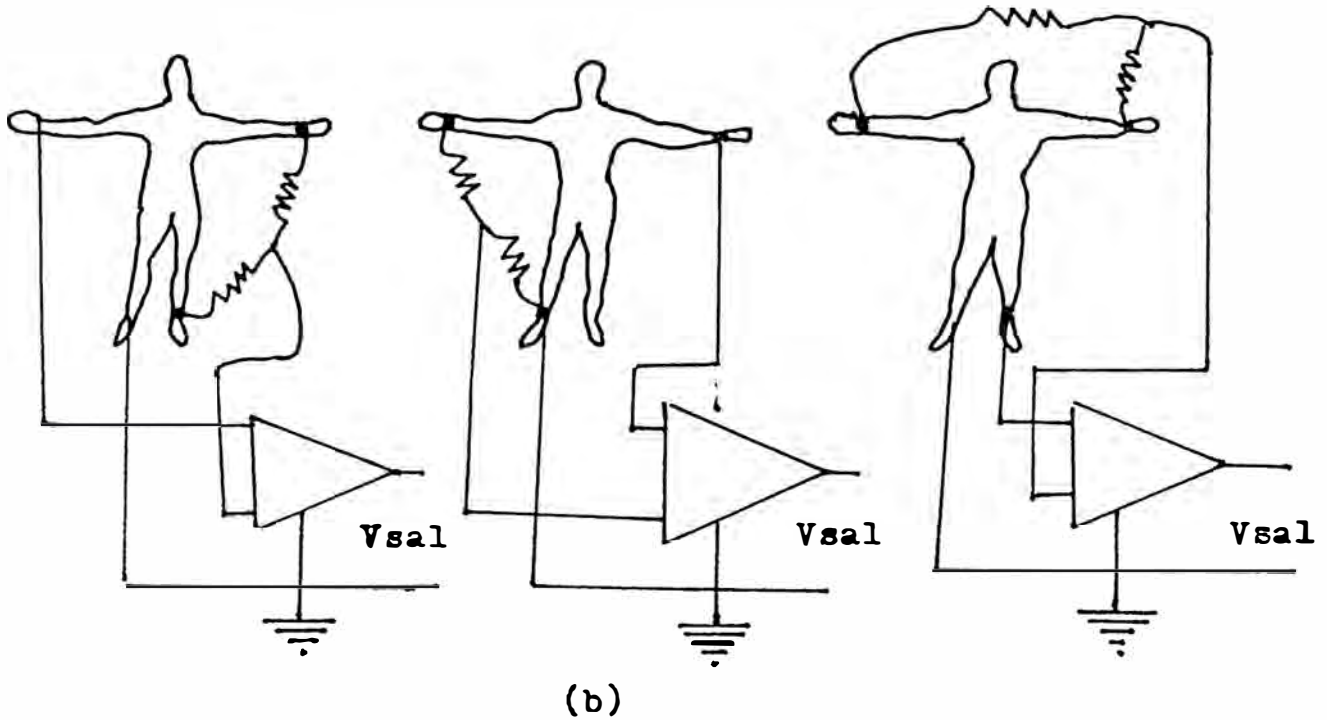


Derivaciones bipolares de las extremidades

Derivación a VR

Derivación a VL

Derivación a VF



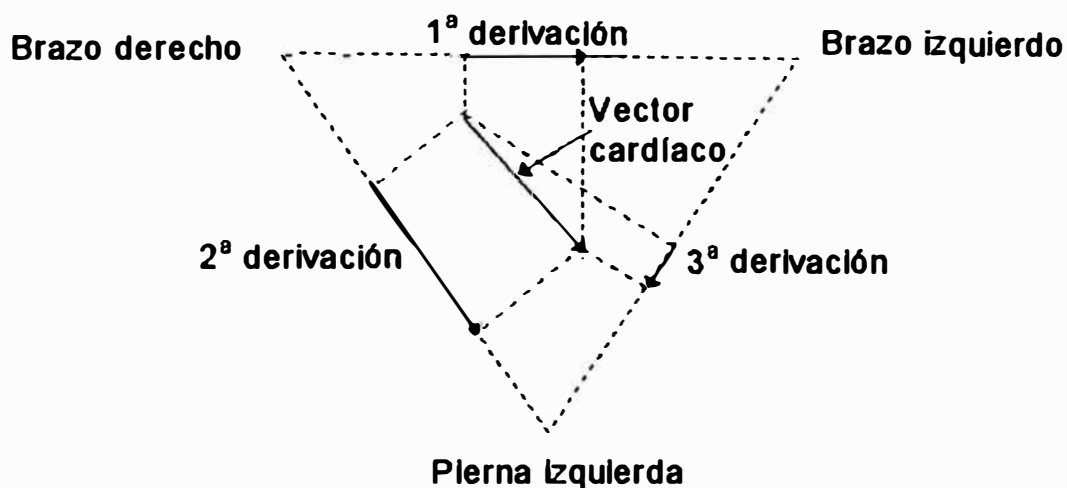
Derivaciones Unipolares de las extremidades

Fig.4.5



Suponiendo que los potenciales del ECG en los hombros son básicamente los mismos que en las muñecas y que los potenciales en la bifurcación de las piernas difieren poco de los de cada tobillo, consideró que los puntos de este triángulo representaban las posiciones de los electrodos para las tres derivaciones de las extremidades.

Este triángulo, conocido como triángulo de Einthoven se muestra en la figura 4.6.



**Fig. 4.6 Triángulo de Einthoven**

Los lados del triángulo representan las líneas a lo largo de las cuales se miden las tres proyecciones del vector ECG. Basándose en ello, Einthoven demostró que las tensiones instantáneas medidas mediante una cualquiera de las tres derivaciones de las extremidades es aproximadamente igual a la suma algebraica de las otras dos, o sea que el vector sumado de las proyecciones sobre las tres líneas es igual a cero. Realmente, para que estas afirmaciones conserven su validez se debe invertir la polaridad de la medida en la segunda derivación.

De las tres derivaciones de las extremidades, la segunda produce el mayor potencial de la onda R. Así, pues, cuando se miden las amplitudes de las tres derivaciones de las extremidades, la amplitud de la onda R de la segunda derivación es igual a la suma de las amplitudes de la onda R de las derivaciones primera y tercera. Además de las tres derivaciones de las extremidades básicas, en cardiología clínica se emplean, en forma rutinaria, varias derivaciones distintas. Se muestra en la figura 4.5 (b).

Las derivaciones de las extremidades básicas son todas ellas bipolares, ya que cada medida se realiza entre dos electrodos específicos. Mediante los potenciales de cada electrodo con respecto a un electrodo indiferente, que supone representa un promedio de los potenciales de las tres derivaciones, se obtiene un conjunto de señales ligeramente diferentes. Este promedio puede aproximarse con un terminal central conectado a cada uno de los tres electrodos mediante resistencias iguales. La resistencia entre el terminal central y cualquier electrodo suele ser de 5000 ohmios. Las medidas con respecto a este terminal llevan la designación V, de "voltaje". Entonces se puede realizar una medida unipolar mediante uno cualquiera de los tres electrodos de las extremidades o con un electrodo explorador que se puede colocar en distintos puntos del pecho. La medida unipolar tomada entre el brazo izquierdo y el electrodo indiferente se designa con derivación VL, mientras que las medidas tomadas a partir del brazo derecho y a partir de la pierna izquierda se denomina VR y VF respectivamente (F se refiere a "foot" - pie).

Debido al efecto de la carga de la red de resistencias necesaria para proporcionar el terminal central, los potenciales ECG medidos en uno cualquiera de los tres electrodos de las extremidades con respecto al terminal central son, lamentablemente más pequeñas. Para superar esta dificultad, se encontró que desconectando de la red el electrodo de medida, la tensión medida aumentaba en un 50% sin

que la forma de onda cambiase de manera apreciable. Las derivaciones unipolares de las extremidades aumentadas, se designan como aVL, aVR y aVF. La medida de estas derivaciones se muestran en la fila central de diagrama de la figura 4.5 (b) En realidad, cada una de las derivaciones unipolares de las extremidades aumentadas de la tensión en un electrodo de una extremidad con respecto al potencial promedio de los otros dos electrodos.

La configuración de la conexión standar utilizada en electrocardiografía clínica comprende 12 derivaciones. Se incluyen las tres derivaciones de las extremidades bipolares standar (primera, segunda y tercera derivación), las tres unipolares aumentadas (derivaciones aVL, aVR y aVF) y seis posiciones en el pecho con respecto a un terminal central.

Este es el mismo que se ha descrito para las derivaciones unipolares en donde los tres electrodos de las extremidades estaban conectadas cada uno de ellos al terminal central mediante una resistencia de 5000 ohmios. Un mismo electrodo (electrodo explorador) se coloca sucesivamente en cada uno de los seis puntos del pecho preestablecidos.

Estas posiciones pectorales se denominan derivaciones precordiales unipolares y se designan por V1 .... V6 estas derivaciones está esquematizada tal como se muestra en la figura 4.5 (c).

En la mayor parte de los electrocardiógrafos clínicos se mide una de las doce desviaciones cada vez, seleccionándolo por medio de un conmutador del instrumento. En la figura 4.7 (a), (b), (c) y (d) se muestra un conjunto típico de registros electrocardiográficos tal como se realiza en un hospital, para facilitar la comparación de las distintas derivaciones se disponen en una hoja única con una distribución normalizada. Esto permite al cardiólogo analizar el conjunto de una sola vez.

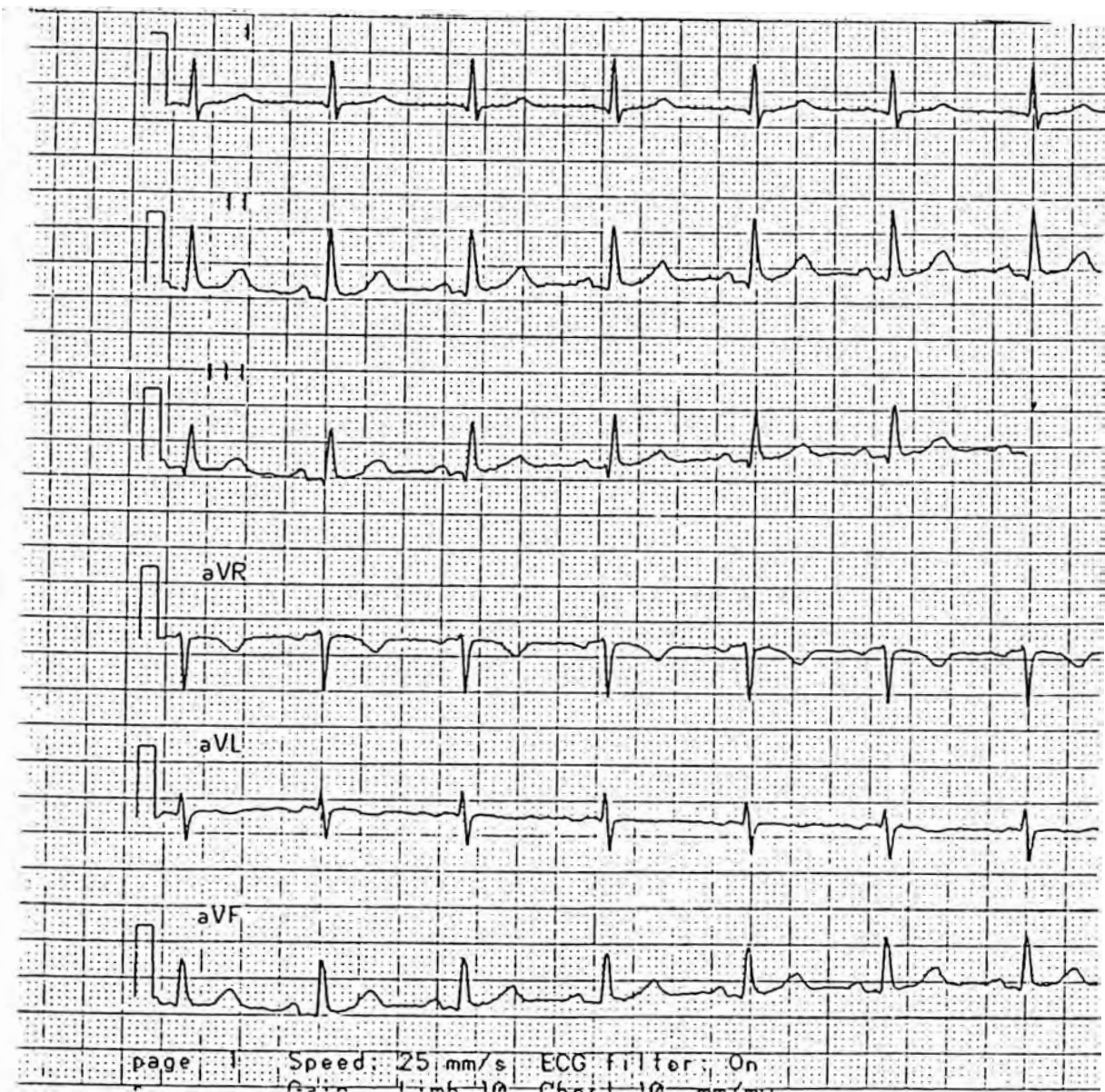


Fig.4.7.(a) ECG típico de un paciente

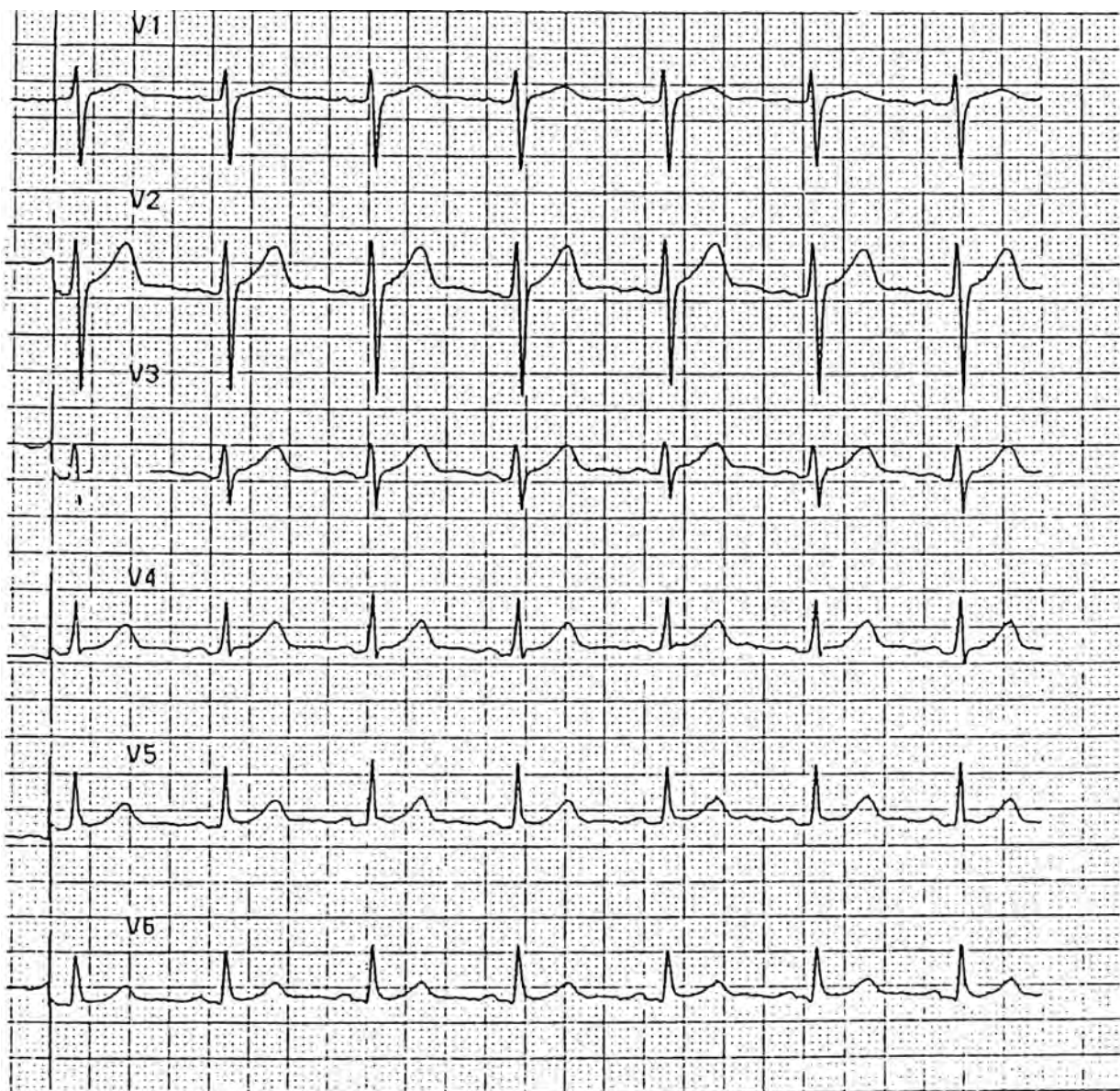


Fig.4.7.(b) ECG de un paciente en movimiento tomado en las precordiales.

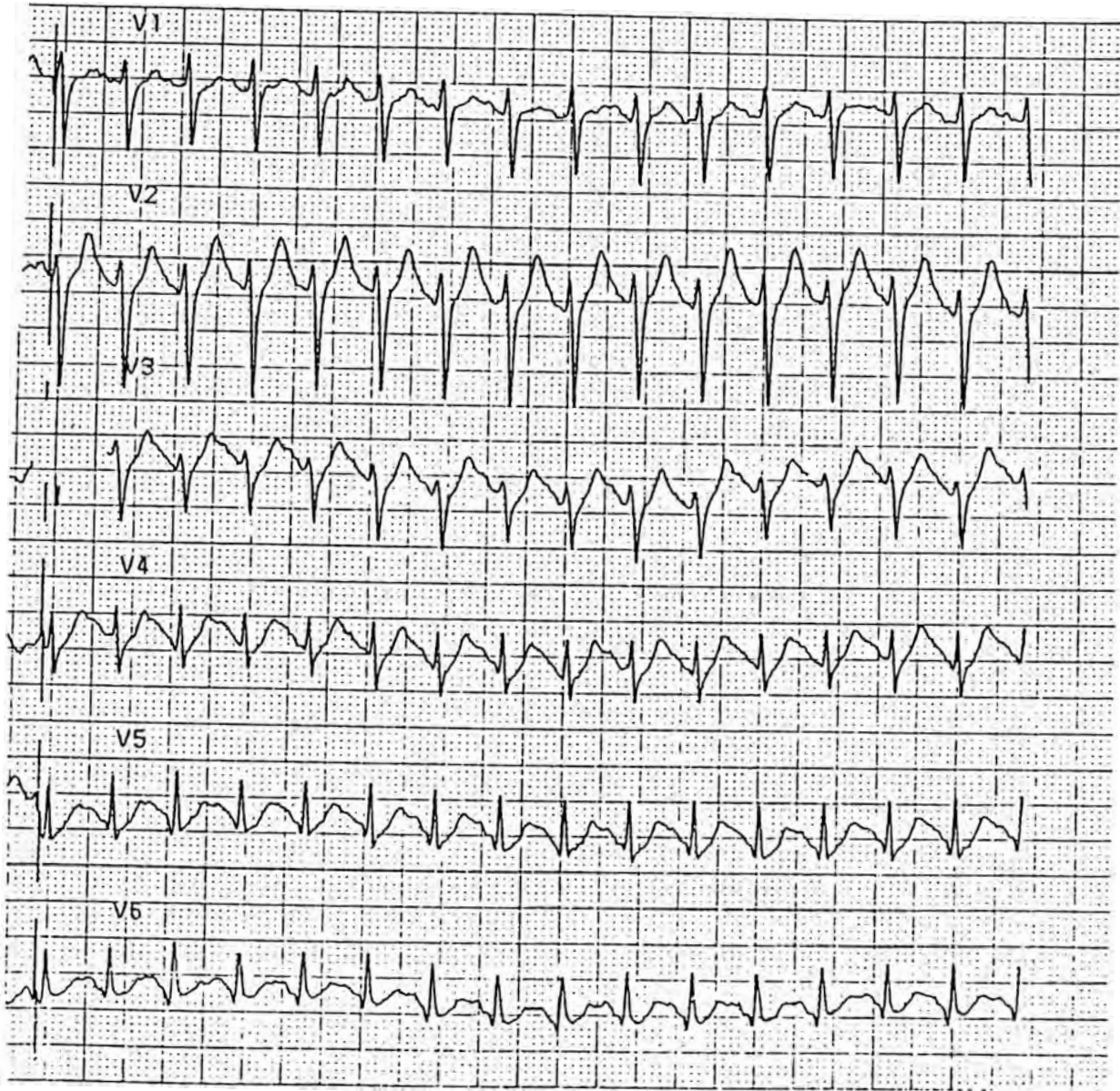
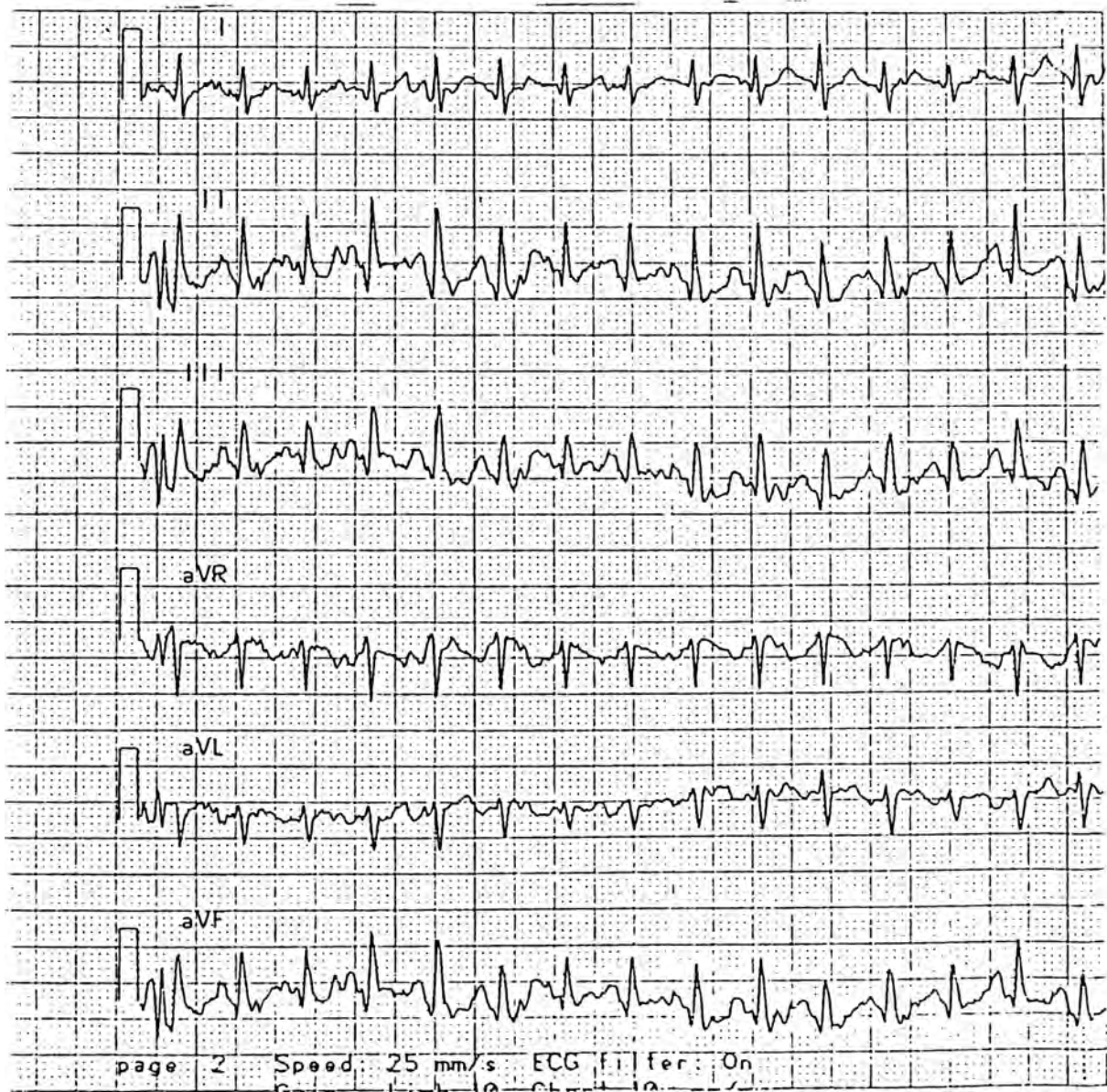


Fig.4.7.(c) ECG en las precordiales de un paciente en movimiento.



**Fig.4.7.(d) ECG de un paciente en movimiento en derivaciones bipolares y unipolares**

Tal como se ha indicado el eje eléctrico del corazón está en continuo movimiento y su evolución se puede representar como un vector de tres dimensiones variables en el tiempo. Las derivaciones bipolares de las extremidades y las unipolares aumentadas se limitan esencialmente a medidas en el plano frontal. Si bien las posiciones precordiales incluyen algún efecto de la tercera dimensión, no dan una verdadera representación de la actividad en la dirección antero-posterior (sagital) que pudiera ser utilizada en un análisis tridimensional. Cuando se requiere una representación tridimensional del ECG, hace falta una derivación especial en la que se colocan electrodos en los brazos, una pierna, el centro del pecho y el centro de la espalda. Con una disposición de este tipo se puede obtener un conjunto de medidas ortogonales. En la figura 4..8 se muestra los elementos constituyentes de una electrocardiógrafo moderno, así como los controles típicos en un instrumento de este tipo. El paciente se conecta al instrumento por medio de un cordón que se puede desconectar y que termina en cinco hilos de conexión. Estos suelen estar codificados en colores y unidos a electrodos de placa o flotantes para las cuatro extremidades y un electrodo de succión tipo copa que sirve como electrodo explorador para registrar las derivaciones precordiales. En el electrocardiógrafo, el cable de la pierna derecha se conecta al chasis del amplificador, mientras que los otros cuatro van a parar al conmutador de selección de derivación. Este no solo permite la selección de derivación deseada, sino que además incluye las combinaciones de resistencias necesarias para registrar las derivaciones unipolares de las extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

Colocando el conmutador de selección de derivación en la posición apropiada, se seleccionan e interconectan los cables adecuados conectados a los electrodos del paciente, que permitan el registro de una cualquiera de las doce derivaciones estándar.



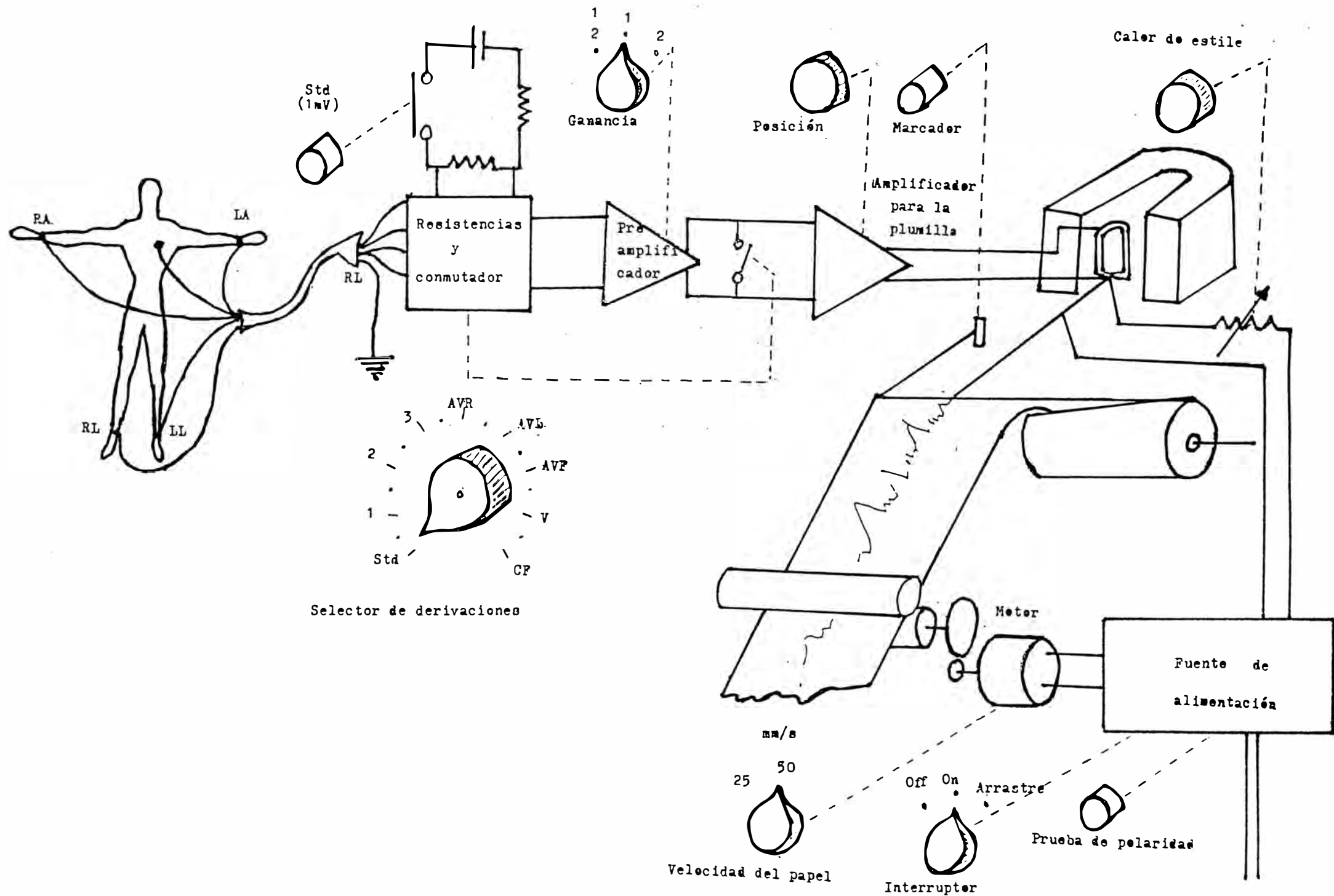


Fig.4.8 Elementos constituyentes de un electrocardiógrafo

Con todo cuando se miden las seis derivaciones precordiales es necesario cambiar la posición del electrodo de exploración en cada registro. El conmutador de selección de derivación dispone además de un contacto que bloquea (cortocircuita) el amplificador entre las sucesivas posiciones de las derivaciones para evitar el desplazamiento irregulares de la pluma durante la conmutación. Algunos tipos de electrocardiógrafos, además, para el motor de arrastre del papel cada vez que se conmuta el selector y lo ponen en marcha de nuevo después de un cierto retraso que permita la extinción de los transitorios de la conmutación. La primera posición del selector de derivación mostrado en la figura 4.8 viene marcada STD, En esta posición, pulsando un botón con la inscripción STD (1mV), se conecta una tensión continua de 1mv a la entrada del amplificador, permitiendo la calibración de la ganancia total del instrumento. Se acostumbra a fijar la ganancia de tal modo que la señal de 1mV produzca un desplazamiento de la pluma de 1cm. Aunque los electrocardiógrafos modernos no suelen presentar cambios de ganancia apreciables, normalmente todavía se realiza esta calibración para cada paciente.

La derivación elegida se conecta al preamplificador, que dispone de una entrada diferencial y suele ser un amplificador de alterna. El preamplificador incluye un interruptor para aumentar o disminuir su ganancia en un factor de dos a fin de adaptarse a señales ECG grandes o pequeñas poco comunes. También está previsto un ajuste conjunto de las ganancias, a menudo accesible sólo con un destomillador, para la calibración de la ganancia total.

El preamplificador ataca al amplificador de salida que mueve la plumilla soliendo éste estar acoplado en continua. La entrada de este amplificador es a veces accesible por medio de un conector independiente que permite utilizar el electrocardiógrafo como registrador gráfico con otros instrumentos médicos. El amplificador para la plumilla tiene además un control señalado como posición que permite

introducir una tensión continua adicional para centrar la plumilla sobre papel.

El elemento motor de la plumilla es de diseño similar a un galvanómetro o medidor de d°Arsonval, pero de construcción mucho más sólida de modo que pueda transmitir al estilite las fuerzas de aceleración necesarias. En los diseños recientes, el elemento motor de la pluma incorpora un transductor que da una tensión proporcional a la posición del estilite o a su velocidad. Esta tensión se utiliza como señal de realimentación en el amplificador de ataque a la pluma para mejorar la respuesta frecuencial del registrador.

Cuando se emplea una pluma termoimpresora para registrar, un control de calor de estilite permite variar la anchura y la oscuridad del trazo de registro. A menudo se emplea un estilite marcador para hacer señales en el electrocardiógrafo, identificando las derivaciones según un código raya-punto. El papel de registro es arrastrado por un motor síncrono. Un conmutador permite seleccionar una velocidad normal de 25mm/s o una velocidad alternativa de 50mm/s cuando se presenta en caso de ritmo cardíaco muy alto.

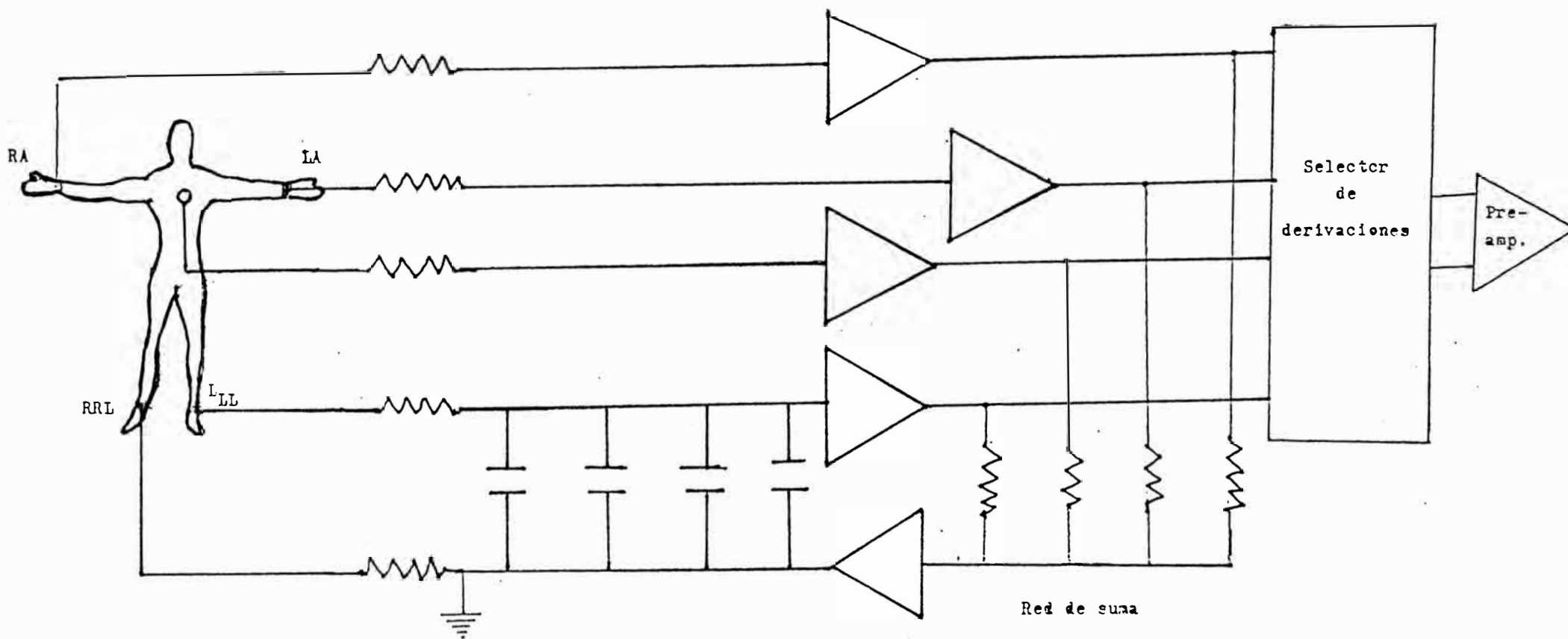
El interruptor de puesta en marcha de un electrocardiógrafo moderno tiene una posición de encendido o en espera en la que sólo se conecta el amplificador pero no así el motor de arrastre de papel ni la pluma termoimpresora, y una posición arrastre o registro. En todos los electrocardiógrafos más antiguos, la fuente de alimentación dispone de la posibilidad de efectuar una prueba de polaridad de la línea que puede consistir en una lámpara de neón o una placa de contacto, a veces en conjunción con un conmutador para invertir la polaridad en tales instrumentos, el chasis del amplificador y la caja del aparato se conectan al conductor neutro del cable de red, normalmente mediante una resistencia de por lo menos 100 Kilo ohmios.

La finalidad de esta disposición es reducir las interferencias de la línea. En el caso de que se invierta la polaridad del cable de red, o bien por inversión de un enchufe sin polaridad (de dos clavijas) en el receptáculo se produce graves interferencias de corriente alterna. La inversión del cable de red puede introducir además corriente en la derivación RL. La prueba de polaridad de línea, que se debe realizar antes de conectar al paciente, se propone verificar la polaridad correcta de línea de alimentación. Debido a los peligros que pueden presentarse cuando esta prueba no se realiza concienzudamente, los electrocardiógrafos modernos utilizan métodos menos peligrosos para reducir la interferencia de línea. En la figura 4.9 el diagrama de bloques de un electrocardiógrafo en donde muestra algunas características. Para aumentar la impedancia de entrada y reducir por lo tanto las variaciones de la impedancia de los electrodos, estos instrumentos incluyen normalmente un amplificador de separación para cada derivación del paciente. A menudo los transistores de estos amplificadores están protegidos por una red de resistencias y lámparas de neón de las sobretensiones que se pueden producir durante las intervenciones quirúrgicas cuando el electrocardiógrafo se emplea simultáneamente con instrumentos de alta frecuencia para cortar o coagular.

La protección del electrocardiógrafo durante la desfibrilación es un problema más grave. Las tensiones que se pueden presentar en este caso pueden alcanzar varios miles de voltios. Por tanto hay que incorporar protecciones especiales en el electrocardiógrafo par evitar la destrucción de sus componentes y permitir una rápida recuperación de la traza a fin de poder enjuiciar el éxito de la descarga.

Algunos aparatos modernos no conectan la pierna derecha del paciente al chasis, sino que utilizan la llamada "derivación" flotante de la pierna derecha.

Amplificador de separación



Amplificador excitador

Protecciones a las sobretensiones

Fig.4.9 Circuito de entrada de un electrocardiógrafo moderno con amplificador de separación, derivación flotante de la pierna derecha y protección contra sobretensiones.

Ello implica la inclusión de una red de adición para obtener la suma de las tensiones de todos los demás electrodos y un amplificador cuya salida está conectada a la pierna derecha del paciente. El efecto de esta disposición es obligar a que la conexión de referencia de la pierna derecha del paciente adquiera una tensión igual a la suma de las tensiones de las otras conexiones. Esta disposición aumenta el factor de rechazo en modo común de sistema completo y reduce las interferencias. Además tiene el efecto de reducir el flujo de corriente a través del electrodo de la pierna derecha. La creciente preocupación acerca de la seguridad de conexiones eléctricas con el paciente ha llevado al abandono total del principio de la masa de referencia en los diseños de ECG modernos y al empleo de amplificadores aislados o flotantes.

#### **4.2 Electroencefalografía**

Es la medida de la actividad eléctrica del cerebro. Dado que las medidas de EEG se obtienen mediante electrodos situados en el cuero cabelludo, estas señales representan una suma muy general de potenciales originados en una cantidad de neuronas enormemente grande, próximas a los electrodos.

En principio se creó que los potenciales EEG representan una suma de los potenciales de las neuronas del cerebro. Sin embargo, teorías posteriores indican que las señales eléctricas obtenidas en el cuero cabelludo son en realidad el resultado de los potenciales graduales de dendritas de las neuronas de la corteza cerebral y otros puntos del cerebro, afectados por la activación de otras neuronas que tocan estas dendritas. Todavía hay muchas dudas por resolver relativas a la fuente neurológica de las señales EEG observadas.

Los potenciales de EEG tienen forma de onda de aspecto aleatorio con amplitudes de pico a pico que oscilan desde menos de 10 $\mu$ V a más de 100 $\mu$ V. El ancho de banda necesaria para tratar la señal EEG va desde menos de 1Hz a más de 100 Hz. Para las

medidas clínicas se utilizan electrodos superficiales o agujas hipodérmicas. El electrodo de referencia es con frecuencia una pinza metálica en el lóbulo de la oreja, para mejorar el acoplo de los potenciales iónicos a la entrada del instrumento de medida, se utiliza para los electrodos una pasta o gel electrolítico adecuado. Para reducir las interferencias y minimizar el efecto del movimiento de electrodos se debe mantener lo más bajo posible. Generalmente esta resistencia oscila entre unos miles de ohmios y unos 100 kilo ohmios dependiendo del tipo de electrodo utilizado.

La colocación de electrodos en el cuero cabelludo viene impuesta generalmente por las exigencias de la medida que se va a realizar. En la práctica clínica se utiliza por lo general una disposición normalizada denominada sistema de colocación de electrodos 10-20. Este sistema, creado por una comisión de la Federación Internacional de Sociedades para la electroencefalografía, se denomina de esta forma debido a que la separación entre electrodos se basa en intervalos de 10 y 20% de la distancia entre determinados puntos del cuero cabelludo. La configuración 10-20 para los electrodos de EEG se muestra en la figura 4.10.

La medida de electroencefalograma requiere, además de los electrodos un instrumento de lectura o registro y una amplificación suficiente para actuar sobre dicho instrumento a partir de las señales del orden de microvoltios obtenidos con los electrodos. La mayoría de los electrodos de electroencefalógrafos clínicos tienen capacidad de registrar simultáneamente señales de EEG de varias regiones del cerebro. Para cada señal se necesita un canal de instrumentación completo. Así pues se dispone de electroencefalógrafos de 16 canales.

Debido al bajo nivel de las señales de entrada, el electroencefalógrafo debe tener amplificadores diferenciales de alta calidad con buen rechazo de modo común.

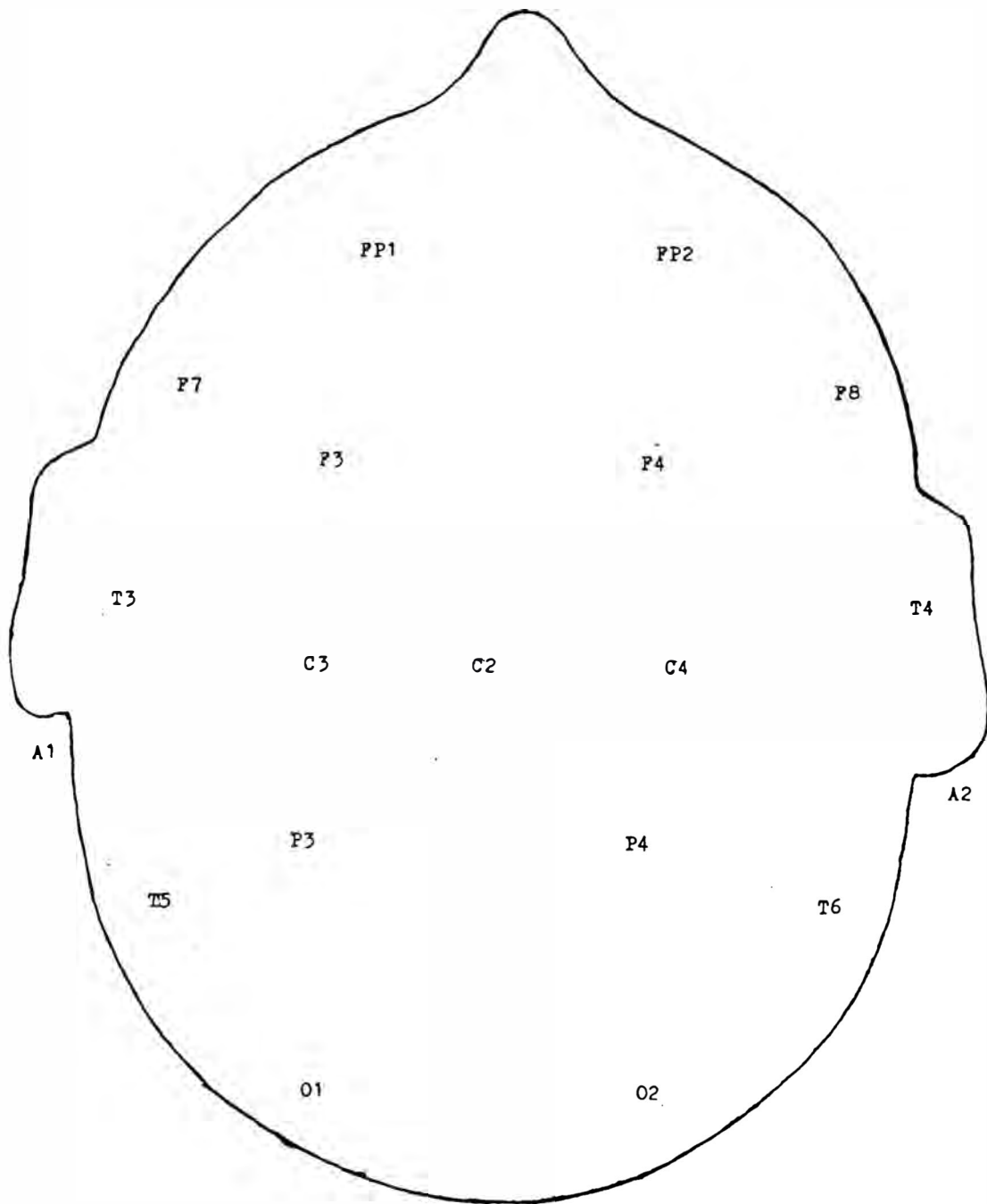


Fig.4.10 Configuración de electrodos 10-20 para el EEG.



El preamplificador diferencial viene seguido por lo general de un amplificador de potencia para gobernar el mecanismo de la pluma de cada canal. En casi todos los instrumentos clínicos, los amplificadores están acoplados en c.a con una frecuencia de corte inferior menor que 1Hz y un ancho de banda que va hasta una frecuencia entre 50 y 100Hz. Se pueden utilizar amplificadores de continua estables, pero las posibles variaciones de los potenciales de contacto de los electrodos son frecuentemente una molestia, la mayor parte de los electroencefalógrafos modernos incluyen límites ajustables para la frecuencia superior e inferior para permitir al operador que seleccione un ancho de banda adecuada a las condiciones de medida. Además, algunos instrumentos incluyen un filtro de rechazo de 60Hz para reducir las interferencias de la línea de alimentación.

Para reducir el efecto de cambios en la resistencia de los electrodos la impedancia de entrada del amplificador EEG debe ser lo más alta posible. Por esta razón, la mayor parte de los electroencefalógrafos modernos tienen impedancias de entrada mayores de 10 megaohmios. La característica más notable de un electroencefalógrafo es quizás el elaborado panel de selección de conexiones que en la mayoría de los casos permite conectar dos electrodos cualesquiera a cualquier canal del instrumento. se utiliza tanto un teclado de interruptores rotatorios como panel de pulsadores. El panel de interruptores permite también aplicar una de varias señales de calibración a cualquier canal que se desee para calibrar todo el instrumento. La señal de calibración suele ser una tensión continua conocida de unos microvoltios, que debido al acoplo capacitivo produce un escalón seguido de un retorno exponencial a la línea base.

El dispositivo de lectura en un electroencefalógrafo clínico es un registrador de pluma multicanal con una pluma para cada canal. La velocidad normal del papel es de 30mm. por segundo, pero la mayor parte de los electroencefalógrafos también tiene una velocidad de

60mm. por segundo para mejorar los detalles de señales de alta frecuencia. Algunos disponen de una tercera velocidad de 15mm. por segundo para ahorrar papel durante el tiempo de colocación. También es posible un osciloscopio para lectura del EEG, pero no da un registro permanente. En algunos casos, en particular en aplicaciones de investigación, el osciloscopio se utiliza junto con el registrador de pluma para ver la señal hasta que se observe un rasgo particular o una característica en la señal. De esta forma, sólo se registran las partes interesantes. Muchos electroencefalógrafos tienen previstas además interfases con un registrador de cinta analógico que permite registrar y reproducir la señal EEG.

En algunas aplicaciones de investigación, las señales EEG se separan en sus bandas de frecuencia convencionales mediante filtros individuales. En algunos casos, se presentan como realimentación para el individuo cuyo EEG se mide. En otros casos se digitaliza la señal EEG completa para análisis con ordenador y mediante análisis de Fourier se convierte en un espectro de frecuencias. También es posible, tal como se explica con más detalle separar el EEG intacto en bandas de una octava y mediante un proceso de digitalización selectiva, para obtener datos que se convierten fácilmente en dibujo pseudoespectral. Una clase especial de electroencefalografía es el registro de potenciales evocados en distintos puntos del sistema nervioso.

En esta técnica se mide la respuesta EEG a alguna forma de estímulo sensorial como un destello de luz o un click audible. Para distinguir la respuesta al estímulo en la actividad EEG relativa al suceso, las señales EEG se sincronizan con los impulsos del estímulo y se promedian de forma que la respuesta evocada se refuerza con cada representación del estímulo, mientras que cualquier actividad no sincronizada con el estímulo no se promedia en la figura 4.11 se muestra un registro de EEG, tal cual que contiene una respuesta

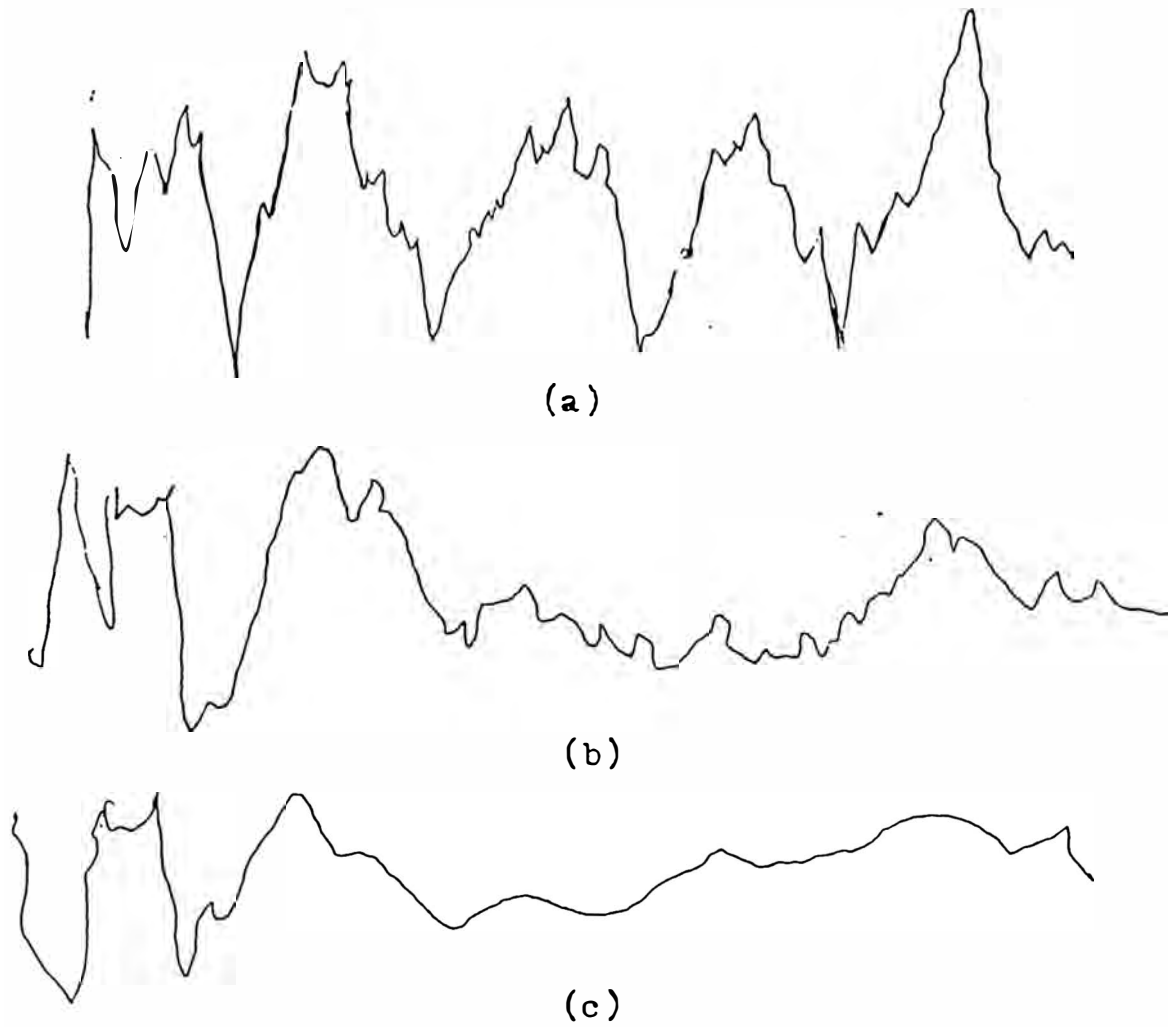
evocada mediante una única presentación del estímulo y el efecto de promediar 8 y 64 presentaciones respectivamente.

El promedio de señales de respuesta evocada se puede realizar de varias formas. En la mayoría de los casos se utilizan un computador digital de aplicación general. Para realizar la señal evocada se utilizan también métodos analógicos. Como fotografiar los múltiples trazados en un osciloscopio sincronizado con el estímulo, pero los resultados no son tan claros como con los instrumentos digitales.

#### **4.3 Electromiografía**

Igual que neuronas, las fibras de la musculatura esquelética generan potenciales de acción cuando es excitado por las neuronas motoras a través de los terminales de las placas motoras.

Sin embargo, no transmiten los potenciales de acción a las fibras musculares ni a ninguna neurona. El potencial de acción de una fibra muscular individual es aproximadamente de la misma magnitud que el de neurona y no está relacionado forzosamente con la intensidad de contracción de la fibra. La medida de estos potenciales de acción se miden directamente en el músculo o bien en la superficie del cuerpo, lo cual constituye el electromiograma. Aunque bajo condiciones especiales se pueden registrar los potenciales de acción de fibras musculares individuales, el interés primordial está en la actividad eléctrica de todo el músculo. En este caso, la señal es la suma de todos los potenciales de acción dentro del campo de los electrodos, ponderado cada uno por su distancia a los mismos. Dado que la intensidad global de contracción muscular depende de la cantidad de fibras activadas y el tiempo de contracción, hay una correlación entre la cantidad global de la actividad EMG para todo el músculo y la intensidad de contracción muscular. De hecho bajo ciertas condiciones de contracción isométrica.



**Fig.4.11 Promediado de potenciales EEG evocados:**  
**a) EEG puro de una única respuesta**  
**b) Promedio de ocho (8) respuestas**  
**c) Promedio de 64 respuestas**

La integral tensión-tiempo de la señal EMG tiene una relación lineal con la tensión isométrica voluntaria en un músculo. Hay también formas EMG características asociadas con condiciones especiales como la fatiga y el temblor.

Los potenciales EMG de un músculo o grupo de músculos producen una señal parecida a un ruido que varía de amplitud con la magnitud de la actividad muscular.. Las amplitudes de pico varían desde 50uV hasta alrededor de 1mV, dependiendo de la situación de los electrodos de medida con respecto al músculo y de la actividad de éste. Para una reproducción fiel se requiere una respuesta frecuencial desde alrededor de 10Hz hasta unos 3000Hz.

Según el tipo de medida de EMG, se utiliza electrodos superficiales de aguja y de hilo metálico fino. Los electrodos superficiales se emplean cuando se desean medidas globales. pero cuando se necesita una medida localizada de músculos específicos, hacen falta electrodos de aguja o de cable que atraviesa la piel y contacten con el músculo donde se va a medir. Igual que en la medida de descargas neuronales, se utilizan tanto medidas unipolares o bipolares.

El amplificador para medidas EMG debe tener igual que para ECG y EEG alta ganancia, elevada impedancia de entrada y entrada diferencial con buen rechazo de modo común. Sin embargo, el amplificador EMG debe adaptarse a una banda de frecuencia mayor. En muchos electromiógrafos comerciales se puede variar la frecuencia superior de corte utilizando filtros de paso bajo seleccionables.

A diferencia de los equipos para ECG o EEG, el electromiógrafo típico tiene un osciloscopio como salida en vez de un registrador gráfico de pluma. La razón está en la mayor frecuencia requerida. A veces hay un tubo de rayos catódicos con memoria para retener los datos de la pantalla del osciloscopio.

La mayoría de los electromiógrafos incluyen un amplificador de audio además del osciloscopio para permitir que el operador oiga "crugir" los sonidos del EMG. Esta presencia en audio es útil especialmente en la colocación de electrodos de aguja o hilo en un músculo. Un operador es capaz de decir a partir del sonido no sólo si los electrodos hacen buen contacto con un músculo sino también con cual de varios músculos adyacentes ha contactado.

Otra característica que se encuentra frecuentemente en los electromiógrafos modernos es un estimulador incorporado para medidas de tiempo de conducción o de la velocidad en nervios. Estimulando el nervio en un punto dado y midiendo EMG más adelante, se puede determinar el retraso a partir de la diferencia de tiempo visualizado en el osciloscopio.

La señal EMG se puede cuantificar de varias formas. El método más simple es medir sólo la amplitud. En este caso se registra la amplitud máxima lograda con un determinado tipo de actividad muscular. Lamentablemente la amplitud es sólo una indicación general de la magnitud de la actividad muscular y depende de la situación de los electrodos de medida respecto al músculo.

Otro método de cuantificar el EMG es contando el número de picos, o en algunos casos el de pasos por cero, que se producen en un intervalo de tiempo determinado. Una variante de este método es contar el número de veces que se supera un umbral de amplitud determinado. Aunque estos recuentos varían con la intensidad de la actividad muscular no ofrecen un medio preciso de cuantificación dado que la señal medida es suma de un gran número de potenciales de acción que no se puede distinguir individualmente.

El método de cuantificación del EMG más significativo utiliza la integral temporal de la señal EMG. Con esta técnica, se mide y registra o dibuja el valor del EMG integrado en un intervalo de tiempo determinado, como 0.1 segundo. Tal como se ha indicado

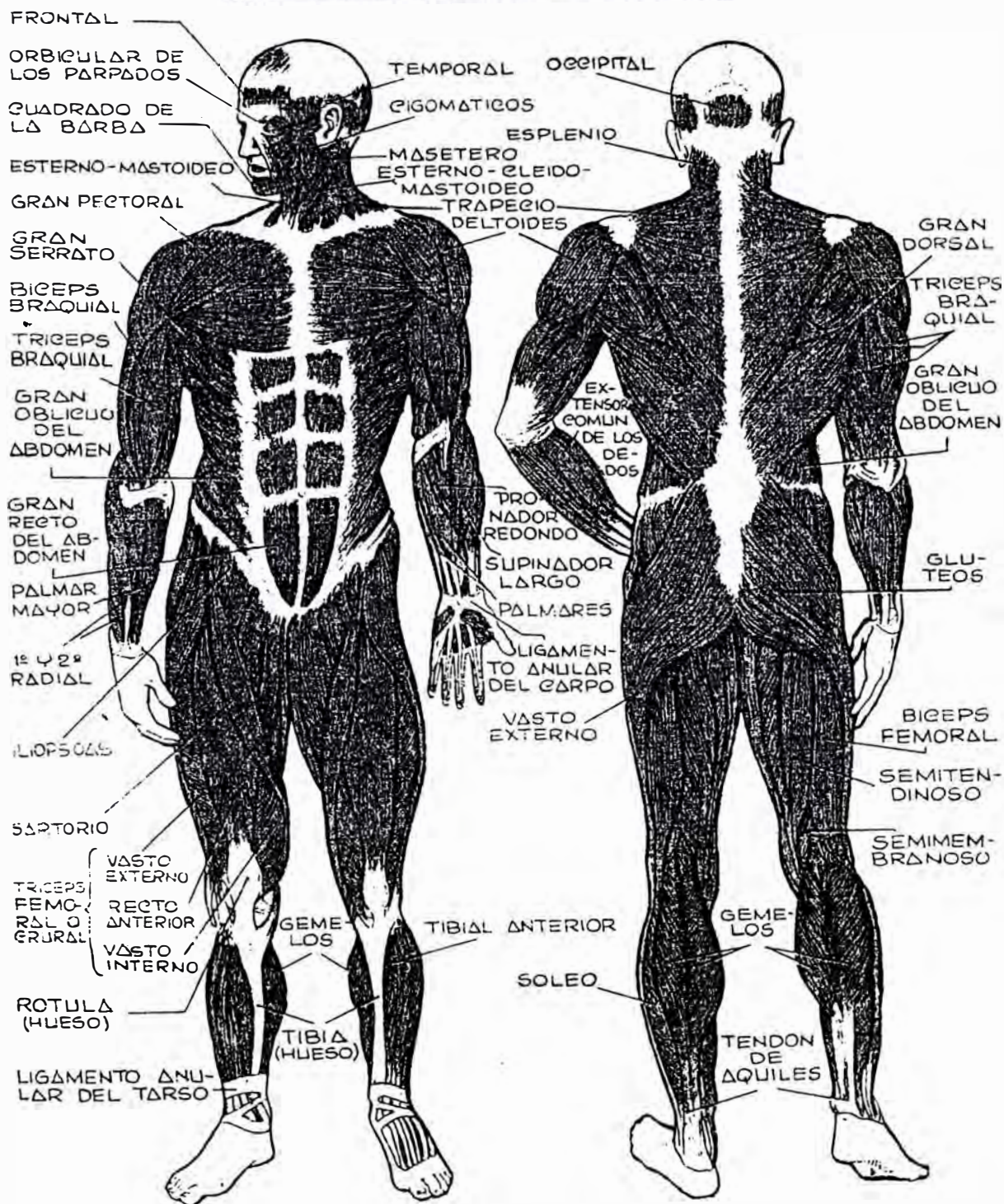
anteriormente, esta integral temporal tiene una relación lineal con la tensión del músculo bajo ciertas condiciones de contracción isométrica así como una relación con la actividad de un músculo bajo contracción isotónica.

Igual que en la medida de la amplitud, el valor integrado EMG viene muy afectado por la colocación de los electrodos, pero con una situación de los electrodos determinada estos valores dan una buena indicación de la actividad muscular.

En otra técnica que se emplea algunas veces en investigación se rectifica y filtra la señal EMG para obtener una tensión que sigue la envolvente o contorno del EMG. Esta envolvente, que está relacionada con la actividad del músculo, contiene unas frecuencias mucho más bajas y se puede registrar con un registrador de pluma, frecuentemente junto con alguna medida del movimiento de un miembro o la fuerza de la actividad muscular.

En la figura 4.12 se muestra la distribución de los músculos para colocar electrodos y tomar señales biopotenciales.

# MUSCULOS



**Fig.4.12** Distribución de los músculos; para colocar electrodos y tomar señales biopotenciales



## **CONCLUSIONES**

**\* Se puede concluir que las Universidades del país, en especial la Universidad Nacional de Ingeniería debe aperturar la disciplina de Ingeniería Biomédica en virtud de la necesidad para satisfacer la demanda con especialistas en el campo en mención en los establecimientos de salud.**

**\*El avance tecnológico ha generado nuevas necesidades como también perjuicios tales como contaminación ambiental por generación de residuos por las máquinas, la destrucción del hombre por el hombre ha generado también pérdidas de otras vidas, en cambio Ingeniería Biomédica es una disciplina que no ha causado polémica ni protestas más por el contrario busca conocerse a si mismo y plantea soluciones a la problemática de salud a través de la Ingeniería y la investigación científica.**

## **ANEXOS**

## **LOCALIZACIÓN DE EMG (ELECTROMIÓGRAFO)**

La corriente alterna de la red irradia energía cual es fácilmente inducido al paciente y afecta al amplificador de EMG.

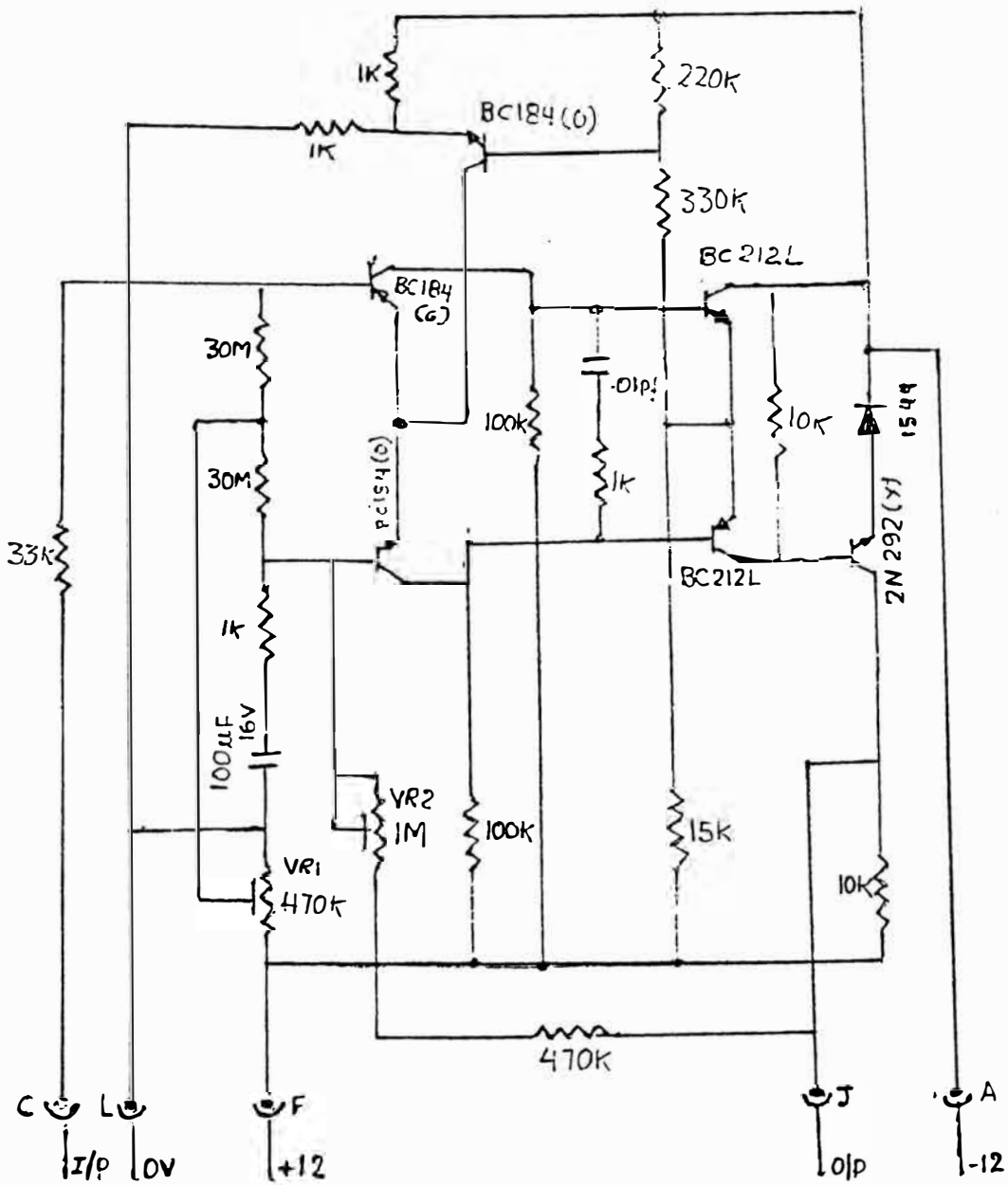
Todo circuito de EMG, debe diseñarse para minimizar tales interferencias, además es necesario tomar las siguientes medidas en el ambiente donde se instala el EMG:

- Un apropiado línea de acometida a tierra para el instrumento de vital importancia para su seguridad y reducción de interferencias.
- El EMG deberá tener ubicación donde no exista otros aparatos eléctricos en pleno funcionamiento, no se permite prendido de luminarias incandescentes; ni fluorescentes, incluso cables de extensión para otros usos deberán ser desconectados si pasa cerca del paciente o el intrumento de EMG.
- Las lámparas de iluminación para el examen de EMG deberá ser halógena alimentado por corriente continua. El cableado debe estar con forro siliconado.
- Las fuentes de alta frecuencia, tales como radioestaciones, radio faros, centrales telefónicas, aparatos diatérmicos causan muchas veces interferencias.

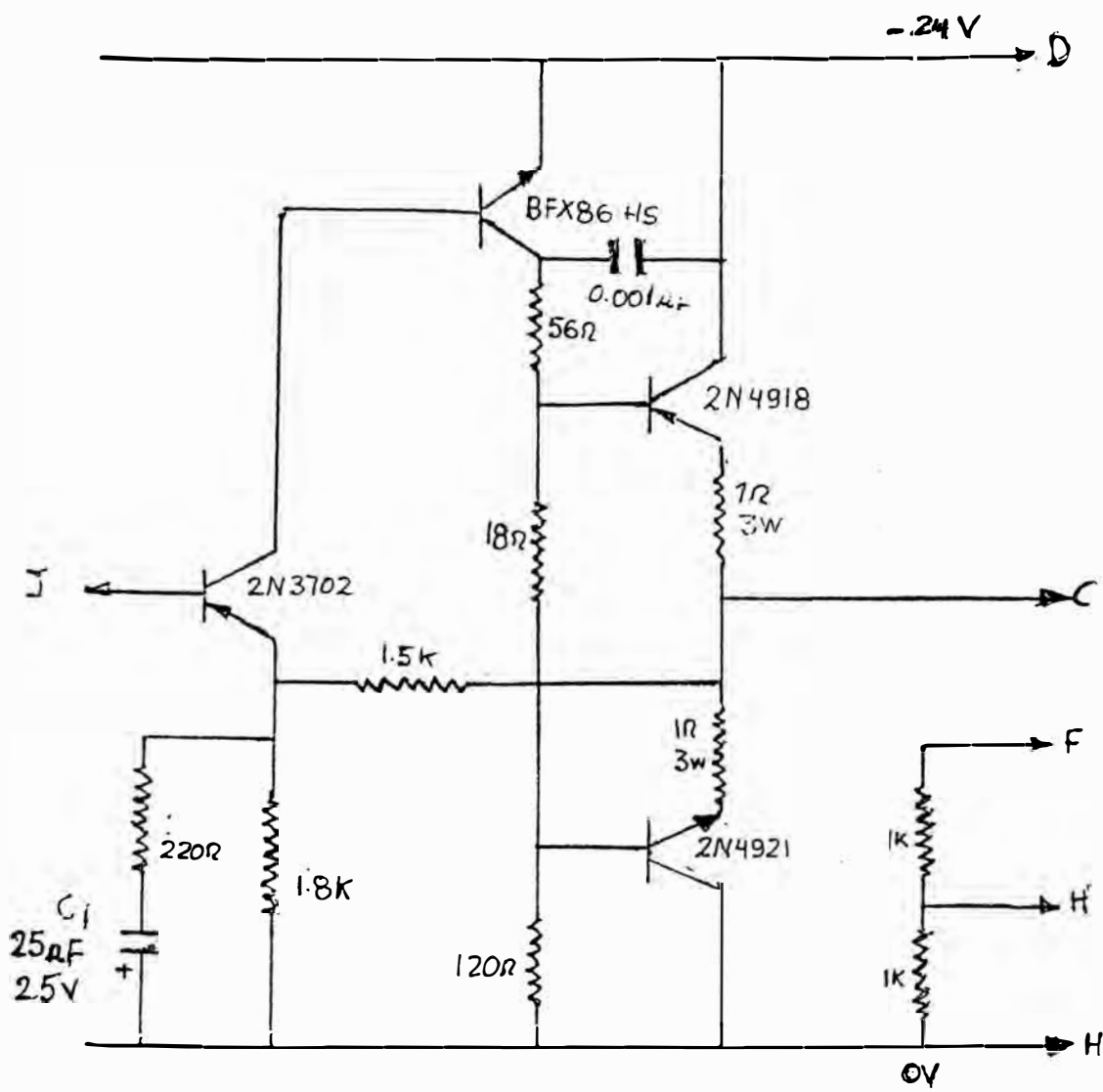
Se adjunta el diagrama de un electromiógrafo (eléctrico)

- C2/10379 : Amplificador de deflexión
- C2/10380 : Circuito de barrido y generador
- C2/10381 : Circuito separador
- C2/10382 : Estimulador de nervio

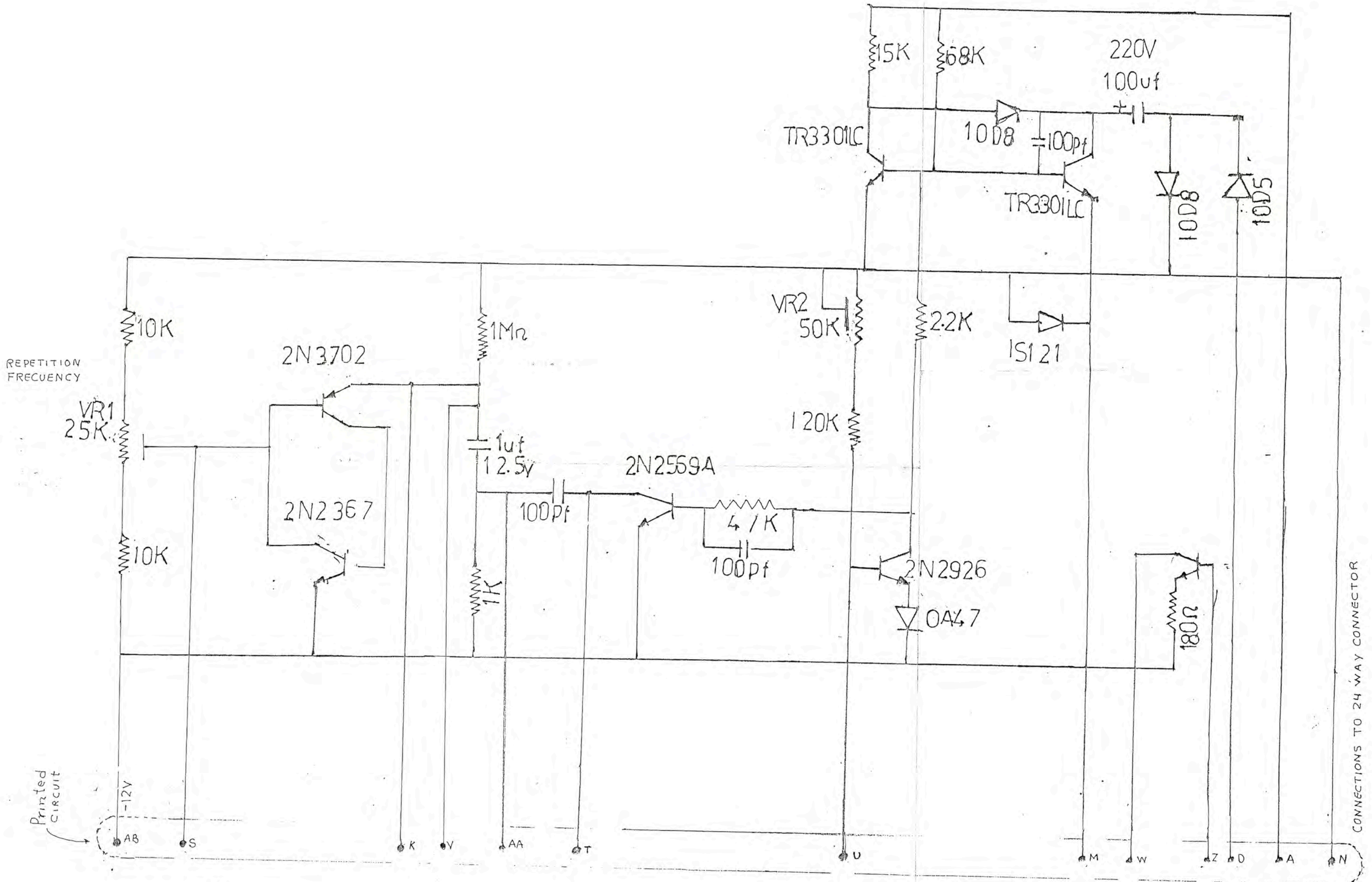
- C2/10383 : Estimulador de músculo
- C1/10476 : 1 - 1.2KV. E.H.T.
- C2/12285 : PA 467 Pre-amplificador
- C1/10812 : Fuente de - 12Vdc
- C1/11 : Amplificador de audio
- C1/11304 : Circuito de selección estroboscópica
- C1/11308 : Circuito amplificador de EMG
- C5/11436 : Circuito general



MS4 EMG AMP  
CIRCUIT

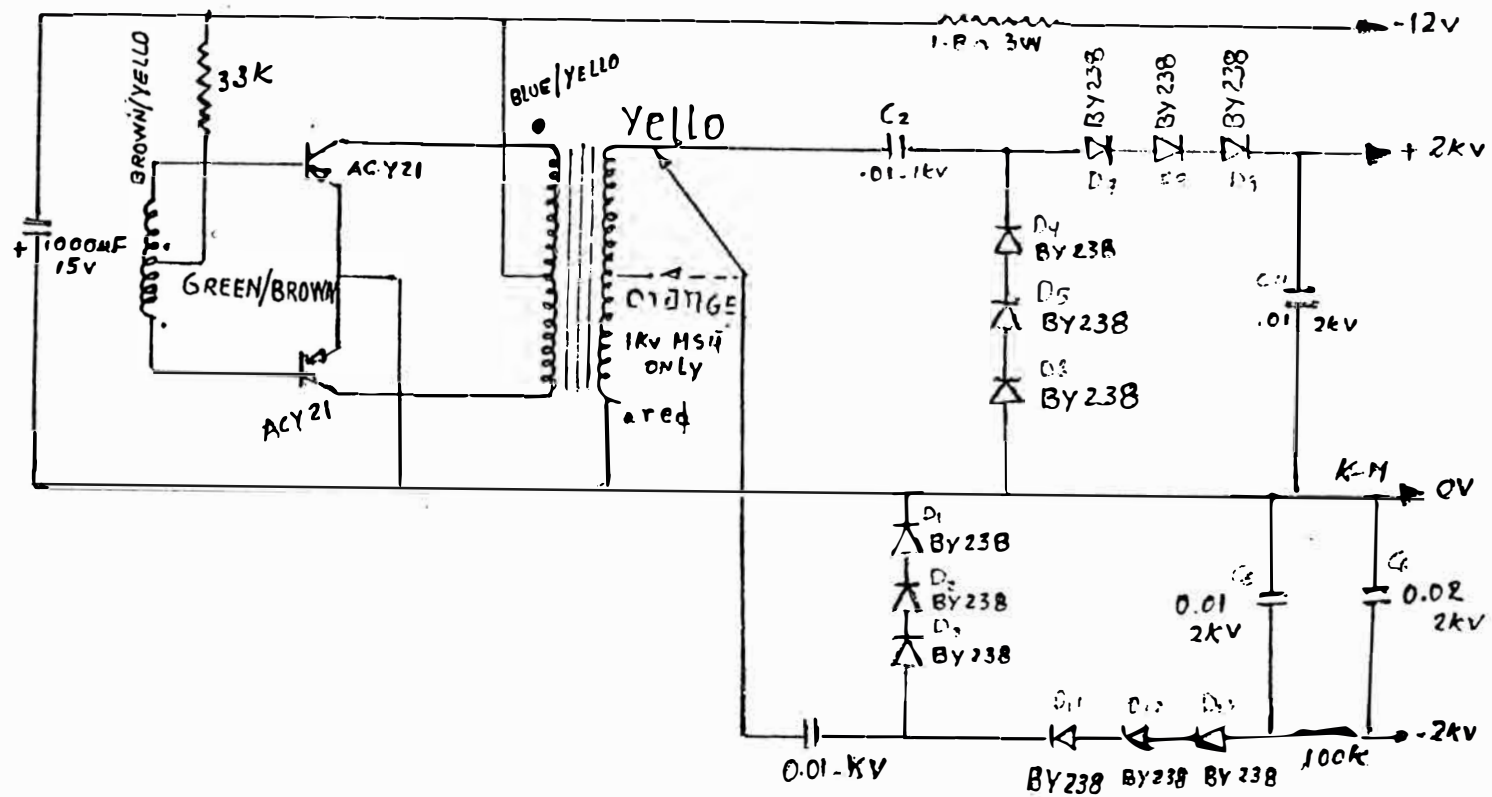


type	
LS. AMPLIFIER	CV11035
MK II	
	MEDELEC



TEPE MS4	C2/10383
MUSCLE TESTING	
STIMULATOR	
CIRCUIT	

MEDELEC

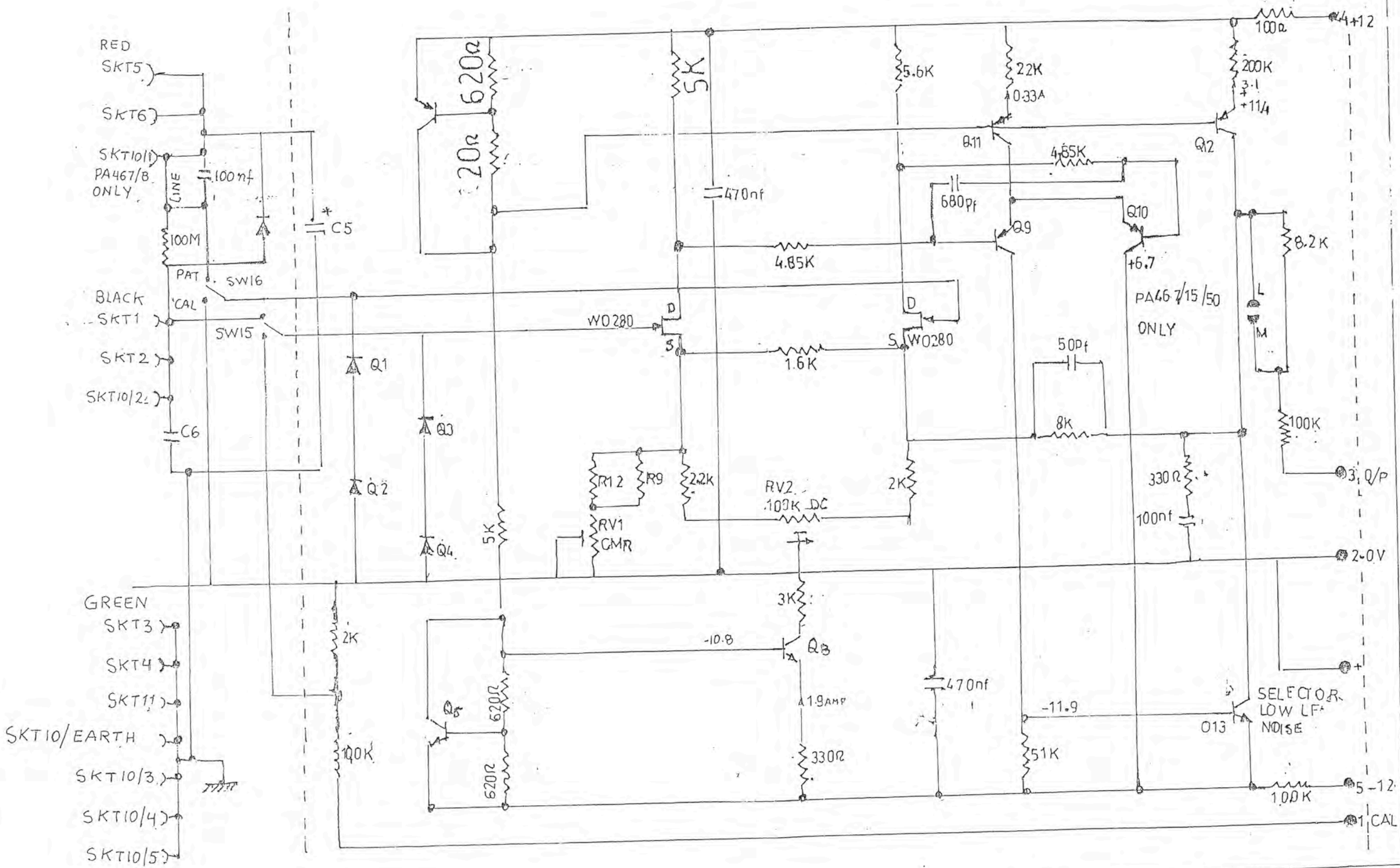


type 1-2kv-ETH  
 1-2kv EHT  
 CIRCUIT

C1/10476

MEDELEC





PA467 Pre-Amplifier  
Circuit

MEDELEC C/12285/1

Type	used with	MODIFICATION	NOMINAL GAIN	IDENTIFICATION	R9	R12	R21	RV	C5	C6
L	AA6MK11	SHORTIM-REMOVE-C2	15	15 AFTER SERIAL NUMBER	8K	200K	8K	500K	200F	200F
M	AA6MK1-MS7	REMOVE LINK ACROSS C2	50	50 AFTER SERIAL NUMBER	33K	500K	33K	1K	200F	200F
H	MS4	LINK ACROSS C2 REMOVE	100	100 AFTER SERIAL NUMBER	50K	NOT USE	50K	10K	200F	200F

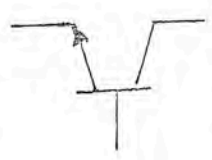
THESE DEVICES ARE USED UNLESS STATED

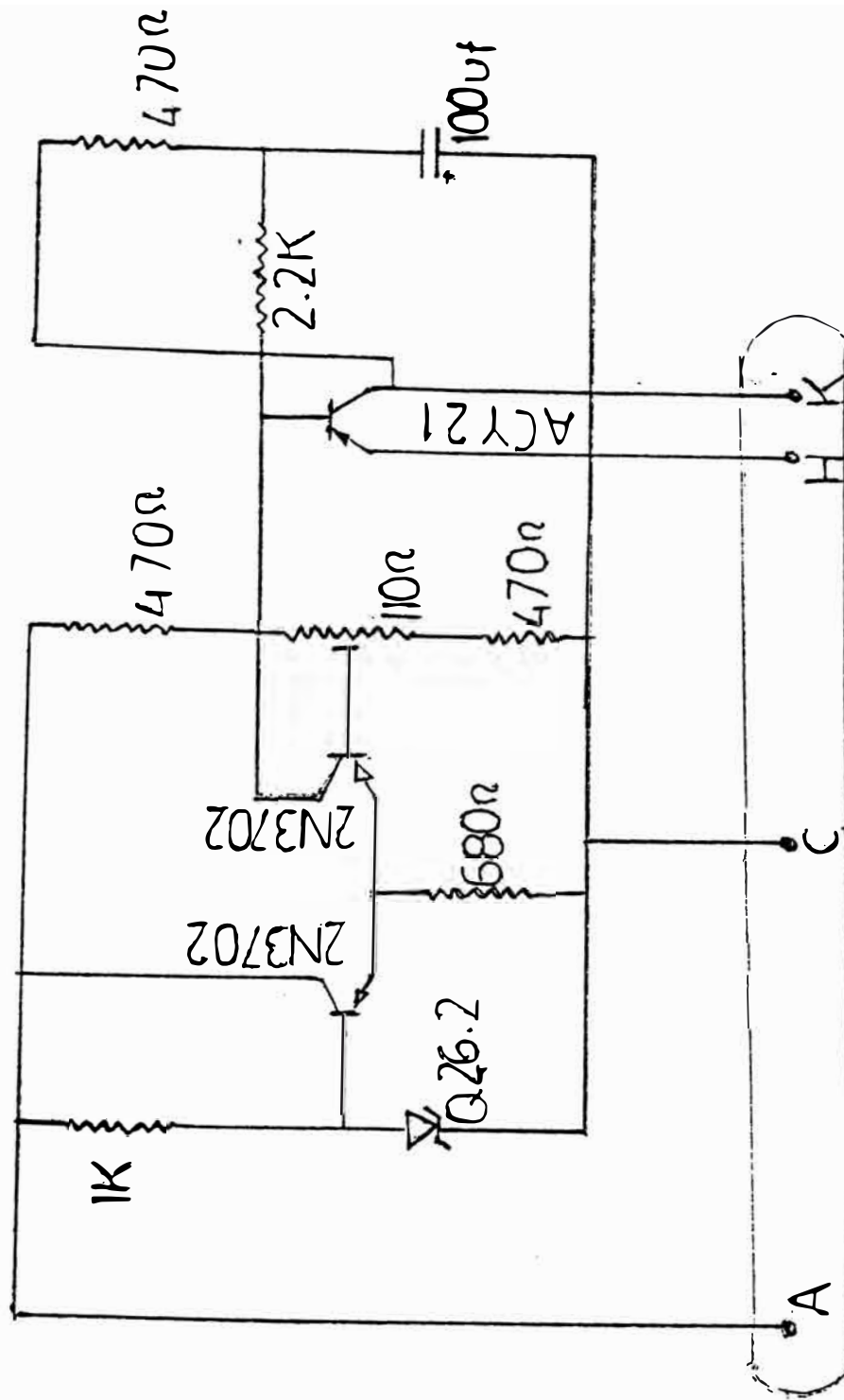
RESISTOR:

2 W

BC214LC

BC184LC





Printed Circuit Connections

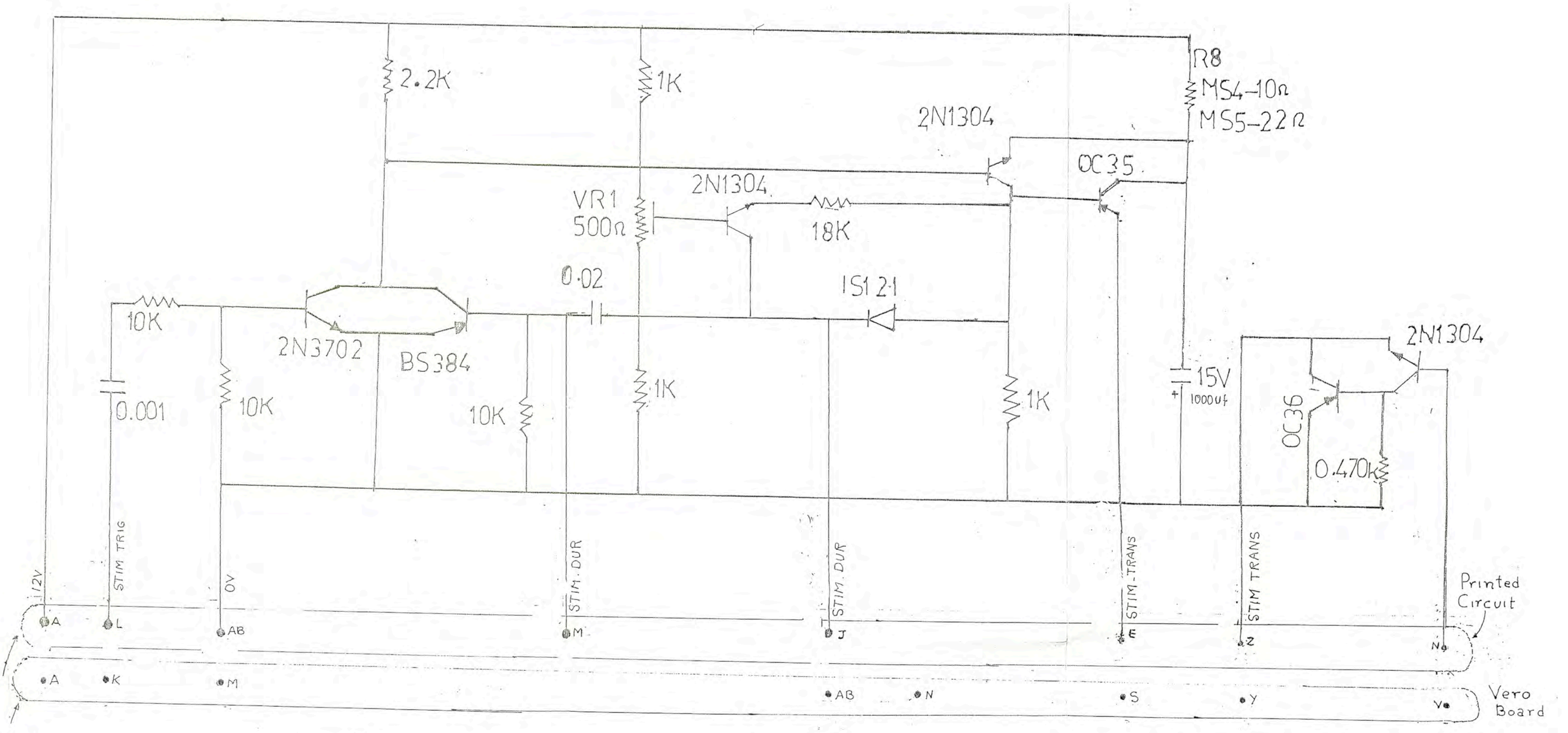
type 12V PACK	C1/1081 2
12v POWER	
PACK CIRCUIT	







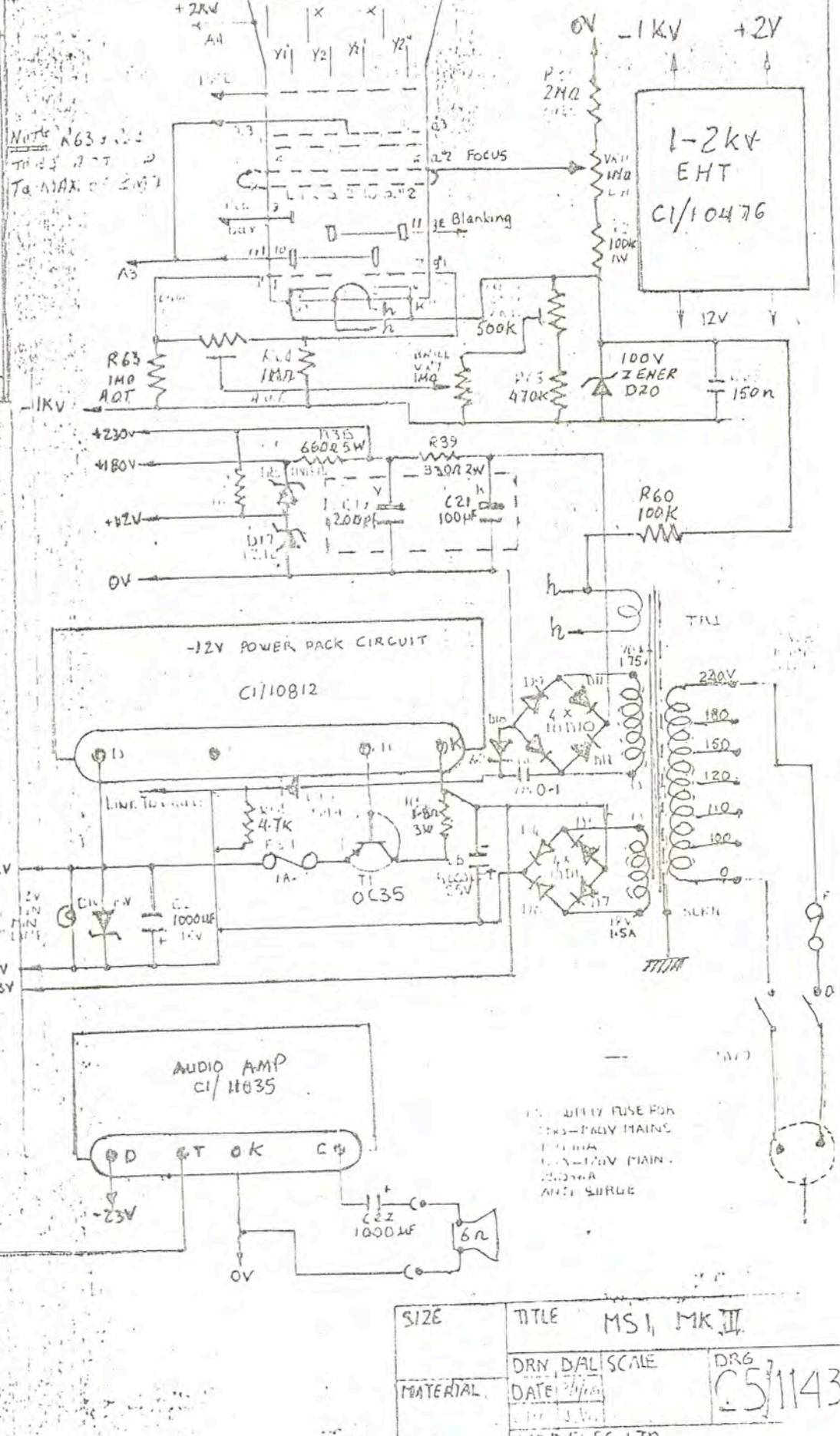
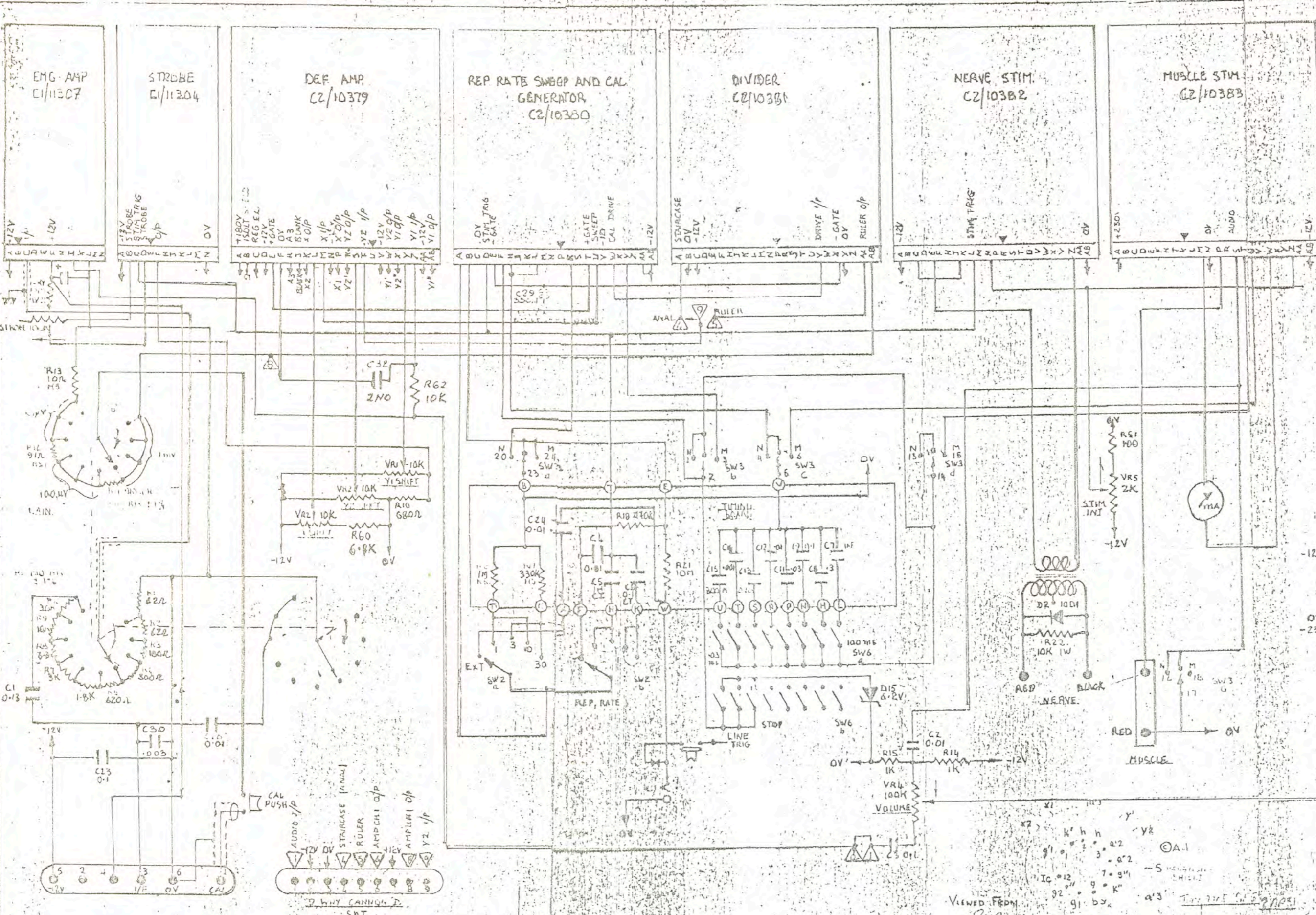




CONNECTIONS TO 24 WAY CONECTOR

TYPE MS4	C2/1038.
NERVE	
STIMULATOR	
CIRCUIT	
MEDELEC	

DRG. NO. C5/11436  
 ISSUE NO. 1  
 1. ORIGINAL  
 2. REVISION  
 3. REVISION  
 4. REVISION  
 5. REVISION  
 6. REVISION  
 7. REVISION  
 8. REVISION  
 9. REVISION  
 10. REVISION  
 11. REVISION  
 12. REVISION  
 13. REVISION  
 14. REVISION  
 15. REVISION  
 16. REVISION  
 17. REVISION  
 18. REVISION  
 19. REVISION  
 20. REVISION  
 21. REVISION  
 22. REVISION  
 23. REVISION  
 24. REVISION  
 25. REVISION  
 26. REVISION  
 27. REVISION  
 28. REVISION  
 29. REVISION  
 30. REVISION  
 31. REVISION  
 32. REVISION  
 33. REVISION  
 34. REVISION  
 35. REVISION  
 36. REVISION  
 37. REVISION  
 38. REVISION  
 39. REVISION  
 40. REVISION  
 41. REVISION  
 42. REVISION  
 43. REVISION  
 44. REVISION  
 45. REVISION  
 46. REVISION  
 47. REVISION  
 48. REVISION  
 49. REVISION  
 50. REVISION  
 51. REVISION  
 52. REVISION  
 53. REVISION  
 54. REVISION  
 55. REVISION  
 56. REVISION  
 57. REVISION  
 58. REVISION  
 59. REVISION  
 60. REVISION  
 61. REVISION  
 62. REVISION  
 63. REVISION  
 64. REVISION  
 65. REVISION  
 66. REVISION  
 67. REVISION  
 68. REVISION  
 69. REVISION  
 70. REVISION  
 71. REVISION  
 72. REVISION  
 73. REVISION  
 74. REVISION  
 75. REVISION  
 76. REVISION  
 77. REVISION  
 78. REVISION  
 79. REVISION  
 80. REVISION  
 81. REVISION  
 82. REVISION  
 83. REVISION  
 84. REVISION  
 85. REVISION  
 86. REVISION  
 87. REVISION  
 88. REVISION  
 89. REVISION  
 90. REVISION  
 91. REVISION  
 92. REVISION  
 93. REVISION  
 94. REVISION  
 95. REVISION  
 96. REVISION  
 97. REVISION  
 98. REVISION  
 99. REVISION  
 100. REVISION



SIZE	TITLE	MS1, MK II
MATERIAL	DRG. DIAL SCALE	DRG. C5/11436
	DATE	
	MEDELEC LTD	

VIEWED FROM REAR  
 TYPE IN CASE SIDE CONNECTIONS



## **BIBLIOGRAFIA**

- \* **Análisis y diseño de amplificadores operacionales.**  
Fox.
- \* **Metrología eléctrica.**  
AM Karcz.
- \* **Dispositivos y circuitos electrónicos.**  
Jacob Millman.
- \* **Sobre instrumentación y medidas biomédicas.**  
Administration Hospital Portland-Oregon.
- \* **Fono estimulador de alta potencia.**  
Orion EMG.
- \* **Aparatos de anestesia; Aparatos de reanimación y respiración artificial y Aparatos de oxígeno terapia.**  
Dragerwerk AG- Lubeck.
- \* **Fotocolorimetría y Espectrofotometría.**  
Coleman.
- \* **Incubadora neonatal standard.**  
Ohio.