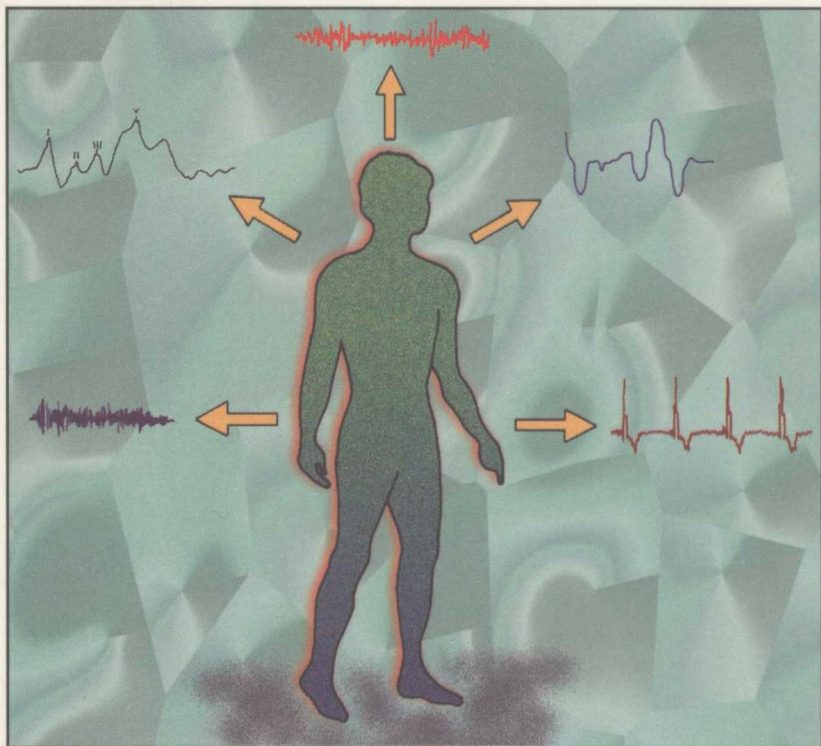


# Potenciales bioeléctricos: origen y registro

Ma. Teresa García González • Aída Jiménez González  
Ma. del Rocío Ortiz Pedroza • Miguel Ángel Peña Castillo



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA  
UNIDAD

E 7294

0 000 • 00

\$67 • 50



María Teresa García González realizó estudios de licenciatura en Ingeniería Biomédica en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa (UAM-I), donde obtuvo el título correspondiente en 1986. Trabajó durante tres años en la iniciativa privada como ingeniero de enseñanza,

promoción y servicio. Recibió en 1988 la Medalla al Mérito Universitario, otorgada por la Universidad Autónoma Metropolitana, por las calificaciones obtenidas en la licenciatura. Se tituló como maestra en Ingeniería Biomédica en el año de 1993, y tiene una antigüedad de 11 años como profesora investigadora en el Área de Ingeniería Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la UAM-I. Ha desarrollado diferentes trabajos de docencia en la línea de circuitos eléctricos y electrónica. Su experiencia e interés en la investigación versan sobre el análisis, adquisición y procesamiento digital de señales electromiográficas. Actualmente cursa sus estudios de doctorado en la Universidad Tecnológica de Troyes, Francia.



Aída Jiménez González realizó sus estudios de licenciatura en Ingeniería Biomédica en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa (UAM-I), donde obtuvo el título correspondiente en 1995; en ese mismo año recibió la Medalla al Mérito Universitario, otorgada por la

Universidad Autónoma Metropolitana, por las calificaciones obtenidas en la licenciatura. Actualmente cursa la maestría en Ingeniería Biomédica en la División de Ciencias Básicas e Ingeniería de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa y tiene una antigüedad de 2 años como académica en el Área de Ingeniería Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la UAM-I. A la fecha ha impartido los cursos correspondientes a los laboratorios de medicina de la licenciatura en Ingeniería Biomédica. Su interés en investigación se centran en el estudio de la fisiología del aparato esfinteriano anorrectal (AEAR) mediante la aplicación de técnicas de registro y análisis de señales electromiográficas y manométricas.

---



# **Potenciales bioeléctricos: origen y registro**



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

Dr. José Luis Gázquez Mateos  
*Rector General*

Lic. Edmundo Jacobo Molina  
*Secretario General*

UNIDAD IZTAPALAPA  
Dr. Luis Mier y Terán Casanueva  
*Rector*

Dr. Antonio Aguilar Aguilar  
*Secretario*

*Director de la División de Ciencias Básicas e Ingeniería*

Mtro. Miguel Cadena Méndez  
*Jefe del Departamento de Ingeniería Eléctrica*

Ma. del Rosario Hoyos Alea  
*Jefa de la Sección de Producción Editorial*

# Potenciales bioeléctricos: origen y registro

Ma. Teresa García González

Aída Jiménez González

Ma. del Rocío Ortiz Pedroza

Miguel Ángel Peña Castillo



*Cuidado de la edición y corrección de estilo:*  
Ma. Guadalupe Olvera Arellano

Primera impresión: 1998

© UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA  
UNIDAD IZTAPALAPA  
Av. Michoacán y La Purísima  
Iztapalapa, 09340, México, D.F.

ISBN: 970-654-137-3

Impreso y hecho en México / *Printed in Mexico*

# Presentación

El presente trabajo tiene como objetivo principal reunir, en un sólo texto en español, un acervo de información referente a los conocimientos básicos de los potenciales eléctricos presentes en el cuerpo humano (biopotenciales), con el fin de proporcionar información útil para las personas que trabajan en el área de la fisiología, ya sea en actividad docente, clínica o en la investigación. Dentro de los aspectos docentes esperamos que sirva como una guía de utilidad tanto para el profesorado como para los alumnos. Asimismo, presenta la información necesaria para cubrir el contenido de la unidad de enseñanza aprendizaje denominada Instrumentación Médica II (licenciatura en Ingeniería Biomédica, División de Ciencias Básicas e Ingeniería, Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa). El texto desarrolla los siguientes temas:

- Origen de los potenciales bioeléctricos
- Electrodo para biopotenciales
- El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de biopotenciales
- Electrocardiografía (ECG)
- Electroencefalografía (EEG)
- Electromiografía (EMG)
- Electrorretinografía (ERG)
- Electro-oculografía y Electronistagmografía (EOG y ENG)
- Impedancimetría

Está dirigido principalmente a los estudiantes de la licenciatura en Ingeniería Biomédica y a los profesionistas interesados en el campo de la instrumentación médica para el registro de los biopotenciales.



# Prefacio

El presente trabajo contiene el material de consulta necesario para la unidad de enseñanza aprendizaje denominada Instrumentación Médica II, perteneciente a la licenciatura en Ingeniería Biomédica.

La ingeniería biomédica es una rama interdisciplinaria que entrelaza y vincula las diferentes áreas de la ingeniería y las ciencias básicas con las ciencias de la salud. Con el fin de resolver problemas específicos relacionados con el cuidado de la salud, es necesario contar con material bibliográfico que cubra tanto los aspectos de fisiología como los de instrumentación electrónica, sin descuidar lo relacionado con la ética y la seguridad eléctrica, pues en este proceso se encuentran involucradas tanto la vida animal como la humana.

Lo anterior nos ha motivado, por una parte, a realizar una recopilación cuidadosa del material para cada tema y, por otra, a escribir el presente trabajo con el fin de enmarcar en un solo texto en español los diversos y variados tópicos que contiene la u.e.a Instrumentación Médica II. El trabajo consta de nueve capítulos organizados de manera gradual:

El capítulo 1, Origen de los potenciales bioeléctricos, proporciona las bases fundamentales para comprender la forma en que se generan los potenciales bioeléctricos, tratando aspectos que van desde la fenomenología de la membrana celular hasta su propagación por el organismo para generar señales que pueden ser detectadas en la superficie del cuerpo.

El capítulo 2, Electrodo para biopotenciales, nos presenta la manera en que se lleva a cabo la transducción de los diferentes fenómenos bioeléctricos y su repercusión en el registro de las señales.

El capítulo 3, El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de biopotenciales, contiene las bases para el diseño de los

sistemas de instrumentación electrónica que permitirán adecuar la señal para su posterior análisis, procesamiento y despliegue.

En los capítulos 4, 5, 6, 7 y 8 se describen en forma detallada los orígenes, técnicas de colocación de electrodos, características de amplificación y filtrado, aplicaciones clínicas y características especiales de cada uno de los siguientes biopotenciales: capítulo 4, Electrocardiografía (ECG); capítulo 5, Electroencefalografía (EEG); capítulo 6, Electromiografía (EMG); capítulo 7, Electrorretinografía (ERG); y capítulo 8, Electro-oculografía (EOG) y Electronistagmografía (ENG).

El capítulo 9 trata sobre métodos impedancimétricos para la medición de biopotenciales.

# Índice

Prefacio .....	9
<b>Capítulo 1. Origen de los potenciales bioeléctricos .....</b>	<b>15</b>
Introducción .....	15
1.1 Fenomenología de la membrana celular .....	16
1.2 Transporte de iones a través de la membrana celular .....	22
1.3 Origen del potencial de membrana celular .....	31
1.4 Potencial de acción de células nerviosas y musculares ....	39
1.5 Factores que intervienen en el desarrollo del potencial de acción .....	42
1.6 Comportamiento eléctrico de la membrana .....	52
1.7 Propagación del potencial de acción .....	55
1.8 Los potenciales bioeléctricos .....	62
<b>Capítulo 2. Electrodo para biopotenciales .....</b>	<b>65</b>
Introducción .....	65
2.1 El electrólito como medio de conducción .....	66
2.2 Concepto de polarización y voltaje de media celda .....	68
2.3 Modelo eléctrico de la interfase electrodo-electrólito-piel .....	73
2.4 Características principales de un electrodo .....	76
2.5 Tipos de electrodos y sus aplicaciones .....	79
2.6 Consideraciones para el registro de biopotenciales .....	99
2.7 Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales bioeléctricas .....	104

<b>Capítulo 3. El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de señales .....</b>	<b>107</b>
Introducción .....	107
3.1 El amplificador operacional ideal .....	108
3.2 El amplificador diferencial. Configuración básica .....	112
3.3 Amplificador de instrumentación .....	117
3.4 Comportamiento real del amplificador operacional .....	121
3.5 Señales en la entrada del amplificador diferencial .....	126
3.6 Filtros activos .....	129
3.7 Sistemas de aislamiento .....	145
<b>Capítulo 4. Electrocardiografía (ECG) .....</b>	<b>147</b>
4.1 Origen del electrocardiograma .....	147
4.2 Derivaciones .....	157
4.3 Información que aporta el electrocardiograma .....	164
4.4 Características del electrocardiógrafo .....	167
4.5 Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo .....	169
4.6 Amplificador de instrumentación para electrocardiografía .....	172
4.7 Recomendaciones de la American Heart Association (AHA) para electrocardiógrafos .....	174
4.8 Sistemas de protección .....	179
<b>Capítulo 5. Electroencefalografía (EEG) .....</b>	<b>187</b>
Introducción .....	187
5.1 Origen del electroencefalograma .....	188
5.2 Derivaciones para registro del EEG .....	190
5.3 Aplicaciones del EEG en el campo médico y el diagnóstico .....	199
5.4 Diagrama de bloques de un electroencefalógrafo .....	208
5.5 Requerimientos técnicos para la electroencefalografía clínica .....	211

---

5.6	Artefactos e interferencias .....	217
5.7	Potenciales evocados .....	221
<b>Capítulo 6.</b>	<b>Electromiografía (EMG) .....</b>	<b>225</b>
	Introducción .....	225
6.1	Origen del electromiograma .....	226
6.2	Aplicación clínica de la electromiografía .....	228
6.3	Tipos de electrodos para el registro de EMG .....	230
6.4	Configuraciones utilizadas para el registro de EMG .....	233
6.5	Precauciones durante el registro de EMG .....	235
6.6	Características de los amplificadores utilizados para el registro de EMG .....	237
6.7	Procesamiento de la señal electromiográfica .....	238
<b>Capítulo 7.</b>	<b>Electrorretinografía (ERG) .....</b>	<b>243</b>
	Introducción .....	243
7.1	Origen del electroretinograma .....	246
7.2	El sistema de registro del electroretinograma .....	250
7.3	El estímulo retinográfico .....	252
7.4	El electroretinograma clínico .....	263
<b>Capítulo 8.</b>	<b>Electro-oculografía (EOG) y electronistagmografía (ENG) .....</b>	<b>267</b>
	Introducción .....	267
8.1	Origen del EOG .....	269
8.2	Origen del nistagmus .....	270
8.3	Instrumentación para el registro del EOG y ENG .....	272
8.4	Pruebas nistagmográficas de pacientes .....	274
8.5	Aplicaciones clínicas del EOG y del ENG .....	280
<b>Capítulo 9.</b>	<b>Impedancimetría .....</b>	<b>281</b>
	Introducción .....	281
9.1	Circuitos para medir la impedancia .....	283
9.2	Consideraciones de seguridad .....	289



# Capítulo 1

## Origen de los potenciales bioeléctricos

### Introducción

Los potenciales bioeléctricos o biopotenciales son voltajes iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células, denominadas excitables (nerviosas, musculares y algunas glándulas). Su registro requiere del empleo de transductores capaces de convertir los flujos iónicos en corrientes eléctricas que proporcionen información complementaria para el diagnóstico y tratamiento médico.

La idea de la existencia de electricidad en el tejido vivo surgió en 1786, cuando el italiano Luigi Galvani descubrió electricidad en el músculo del anca de rana; sin embargo, fueron necesarios más de 100 años para encontrar la prueba que corroborara tal aseveración y permitiera realizar los primeros registros de actividad eléctrica en animales y en el hombre. Esta aportación fue hecha por el alemán Willem Einthoven, quien en 1903 introdujo el galvanómetro para el registro de estos biopotenciales.

Afortunadamente, el avance de la ciencia y la tecnología ha favorecido el desarrollo de la investigación fisiológica y nos permite tener mayor control sobre los procesos de registro y análisis de resultados. Todo esto ha abierto nuevos caminos en la aplicación e interpretación de tan importantes señales, que constituyen una clara representación de la función celular.

## 1.1 Fenomenología de la membrana celular

La unidad anatómica y funcional de los seres vivos es la célula, formada por una membrana celular, un citoplasma que contiene diversos organelos y un núcleo central. La célula es semejante a un laboratorio, donde ocurren diferentes reacciones químicas de los organelos celulares. Desde un punto de vista muy general puede considerarse a la célula como un conjunto de compartimientos separados que, sin embargo, interactúan fuertemente entre sí. Cada uno de estos compartimientos poseen membranas, entre cuyas funciones se encuentra la de servir de barreras selectivas para las diferentes sustancias químicas de los organelos de la célula. La membrana permite el paso, a través de ella, a ciertas moléculas mientras que a otras no. Por tal razón, se dice que las membranas son *semipermeables*. La membrana celular es semipermeable debido a que los iones pueden pasar a través de ella, pero no las partículas aniónicas y proteicas. La permeabilidad selectiva de la membrana se debe a diversos factores, dentro de los cuales se pueden mencionar la constitución lipoproteica compleja de ésta y el conjunto de procesos enzimáticos que ocurren en su interior. Las principales funciones de la membrana son la formación de compartimientos, la regulación del movimiento de sustancias, la transferencia de información, la interacción intercelular, además de que es un lugar para las funciones bioquímicas y la transducción de energía.

Otra de las funciones de la membrana celular es mantener en equilibrio la presión osmótica de los líquidos intra y extracelulares, ya que existe un gran flujo de nutrientes y de otros elementos entre estos dos medios. Dentro de los elementos que constituyen el líquido extracelular, se encuentran principalmente los siguientes: a) Sodio ( $\text{Na}^+$ ), b) Cloruro

(Cl<sup>-</sup>), c) Bicarbonato (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>), d) Oxígeno (O<sub>2</sub>), e) Glucosa, f) Ácidos grasos y g) Aminoácidos.

Dentro de los elementos del líquido intracelular se encuentran los siguientes: a) Potasio (K<sup>+</sup>), b) Magnesio (Mg<sup>++</sup>) y c) Fosfato (PO<sub>3</sub><sup>-</sup>).

En todas las células existe una diferencia entre su concentración iónica intracelular y la del medio extracelular, así como un potencial eléctrico a través de la membrana. Estas dos propiedades se encuentran íntimamente relacionadas, ya que el potencial eléctrico depende de la distribución desigual de los iones en ambos lados de la membrana.

La membrana celular es delgada (del orden de 75 a 100 angstroms) y elástica. Está formada casi en su totalidad por lípidos y proteínas, con una composición aproximada de 62% proteínas, 35% lípidos y 3% polisacáridos. Las principales proteínas de la célula son las tectinas, proteínas insolubles con propiedades elásticas. Los lípidos están formados aproximadamente por 60% de fosfolípidos, 25% de colesterol y el resto de otros lípidos.

Hasta la fecha se desconoce la organización molecular exacta de la membrana, pero se han desarrollado teorías sobre la misma que han ido evolucionando de la siguiente manera:

### ***Teoría 1. Modelo de la bicapa***

En 1925, Gorter y Grendell llevaron a cabo una serie de estudios que tuvieron gran impacto sobre el concepto de la estructura de la membrana celular. Para ello extrajeron los lípidos de la membrana de los eritrocitos de varias especies, y después de extenderlos en agua para formar una capa monomolecular calcularon el área cubierta por estos lípidos. Calcularon el área total de las membranas a las cuales les fue extraído el

lípidos y concluyeron que el área de la capa monomolecular era dos veces el área de la membrana; esto es, que había suficiente lípido para formar una capa doble o bimolecular de lípido alrededor de las células, con un espesor aproximado de 25 angstroms (figura 1.1).

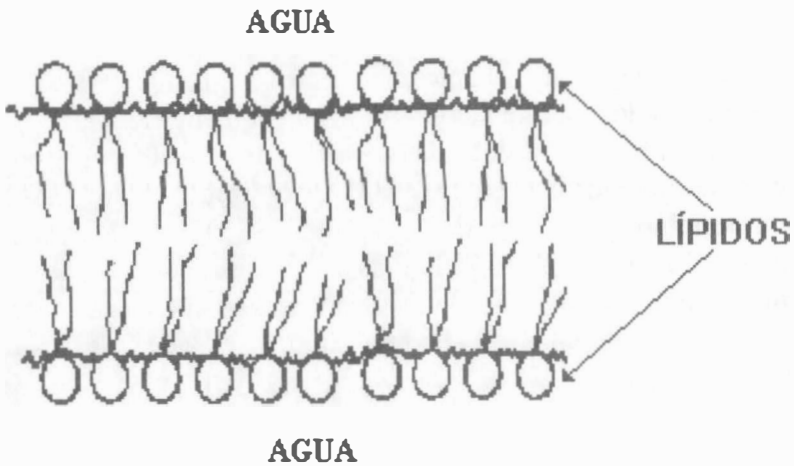


Figura 1.1. *Bicapa de fosfolípidos que separan dos compartimientos acuosos.*

### ***Teoría 2. Modelo de Danielli y Davson***

En 1935, Davson y Danielli modificaron el modelo de Gorter y Grendell mediante la integración de proteínas a la estructura de la membrana. Con ello crearon el modelo “lipoproteico bimolecular” (figura 1.2).

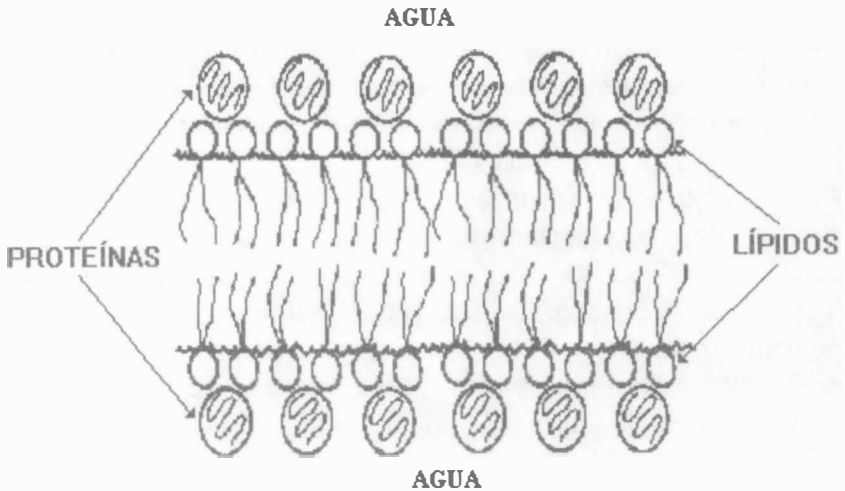


Figura 1.2. Una bicapa de fosfolípidos y proteínas que separan dos compartimientos acuosos.

Las características esenciales de este modelo son:

- a) Posee un núcleo bimolecular de lípidos con 50 angstroms de espesor que corresponde al modelo de Gorter y Grendell.
- b) Posee capas proteínicas interiores y exteriores fijadas a las cabezas polares de los lípidos por interacciones iónicas.

### ***Teoría 3. Modelo del mosaico fluido***

A partir de 1945, la aplicación creciente de técnicas analíticas y ultrasónicas ha proporcionado nuevos conocimientos sobre la estructura de la membrana:

Primero, se confirmó que las membranas biológicas tanto en plantas como animales están constituidas por una mezcla de lípidos y proteínas. Las proporciones de ambos componentes difieren entre las distintas membranas celulares. Segundo, actualmente es aceptado que los lípidos que constituyen la membrana son fosfolípidos en su mayoría. El punto más importante es que todos los fosfolípidos contienen una “cabeza de grupo” soluble en agua (hidrofílica) y dos “colas” insolubles en agua (hidrofóbicas). Estas son las llamadas moléculas anfipáticas y su confrontamiento con dos departamentos acuosos forma una bicapa en forma espontánea (como la descrita en el modelo de Gorter y Grendell), con sus cabezas de grupo solubles en agua inmersas en las dos fases acuosas, y sus colas de lípidos formando un núcleo hidrofóbico. Finalmente, el avance más revolucionario en esta área ha sido el conocimiento de la forma en que estas proteínas y lípidos se encuentran ensamblados en la membrana celular. Es ahora claro que las proteínas no se encuentran fijas en la membrana, sino que flotan libremente en ella. Algunas de estas proteínas abarcan el espesor total de la membrana celular y son llamadas proteínas integrales, sus extremos terminales son hidrofílicos y el resto es hidrofóbico, esto permite a las terminales permanecer en contacto con los líquidos intra y extracelulares. Otras proteínas están sujetas electrostáticamente al interior o exterior de la bicapa y se les llama proteínas periféricas. En contraste con el modelo de Danielli y Davson (lipoproteína bimolecular), que tiene una apariencia estática, este modelo del “mosaico fluido” (figura 1.3) es dinámico y posee características estructurales, que proporcionan vías de comunicación entre los líquidos intracelular y extracelular a través de las cuales se lleva a cabo el intercambio selectivo de solutos.

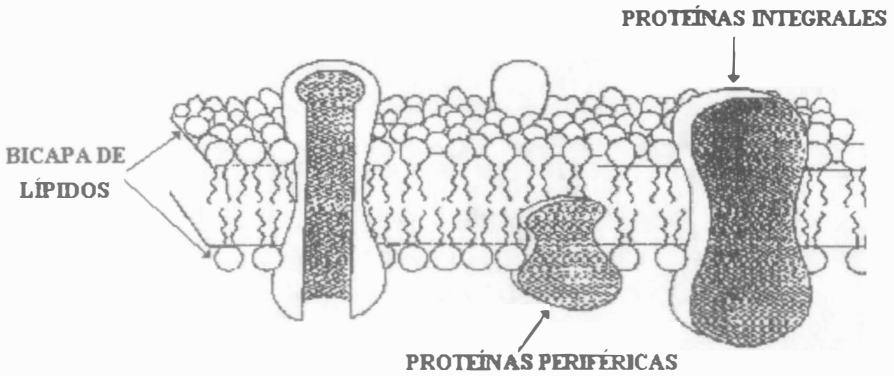


Figura 1.3. Representación esquemática del modelo del "mosaico fluido". Muestra la bicapa de fosfolípidos con las proteínas periféricas e integrales.

En pocas palabras, este modelo proporciona una idea básica de la relación entre la estructura de la membrana y su función.

Algunas de las proteínas que se extienden a todo lo largo de la membrana, pueden suministrar los canales que permiten a iones como el sodio ( $\text{Na}^+$ ), potasio ( $\text{K}^+$ ) y cloro ( $\text{Cl}^-$ ), cruzar rápidamente las membranas celulares. La presencia de cadenas laterales cargadas positivamente en las proteínas, que tapizan los canales, pueden proporcionar un tipo de canal polar que sería selectivo para los iones cloruro cargados negativamente y excluiría a los positivos y a los aniones de diversos tamaños cargados negativamente; distinguiría a los iones sodio de los iones potasio con base en su tamaño iónico. Así, los elementos que constituyen la membrana celular y la forma como se asocian, dan a ésta ciertas características y propiedades específicas, como se observa en la figura 1.4.

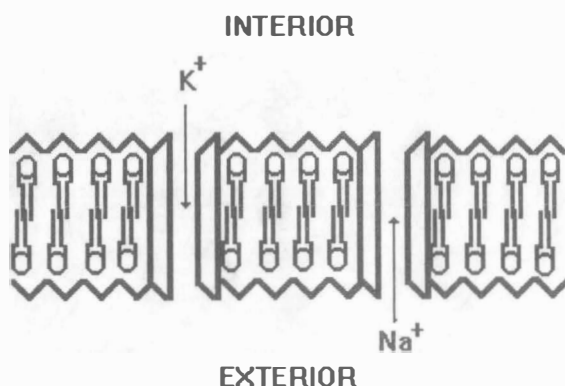


Figura 1.4. *Canales de sodio y potasio a través de la membrana plasmática.*

## 1.2 Transporte de iones a través de la membrana celular

Todas las células presentan en general las siguientes propiedades:

- Alta permeabilidad a sustancias solubles en lípidos.
- Alta permeabilidad al agua.
- Mecanismo de transporte selectivo de iones.

Las sustancias atraviesan la membrana celular principalmente a través de dos procesos: la difusión y el transporte activo.

## *Difusión*

Es el movimiento continuo y al azar de las moléculas de las sustancias, causado por los movimientos cinéticos normales de la materia. Existen básicamente dos tipos de difusión, la simple o pasiva y la facilitada.

### *Difusión simple*

La difusión simple es aquella en la cual no existe ninguna fuerza externa actuando para dirigir los movimientos de las moléculas individuales, de tal manera que la difusión neta de las moléculas procede siempre desde la concentración más alta hacia la más baja. La difusión de moléculas a través de las membranas está en función del volumen molecular y de su solubilidad en lípidos. La difusión de iones depende de su concentración y de la existencia de gradientes eléctricos a través de la membrana. Como veremos a continuación existen ciertos factores que afectan la intensidad y rapidez de la difusión simple:

- a) Temperatura: A mayor temperatura habrá mayor energía cinética y, por lo tanto, mayor movimiento y difusión.
- b) Peso molecular: En cuanto es menor el radio molecular, mayor será la difusión ya que es más fácil el paso de moléculas de menor tamaño por cierto espacio.
- c) Área transversa: A mayor área transversa, mayor será la difusión, como se observa en la tabla 1. 1.
- d) Permeabilidad de la membrana: Es la relación existente entre la dimensión de los poros de la membrana y la difusión a través de los mismos, es decir, la intensidad de transporte a través de la membrana para una diferencia de concentración dada. La permeabilidad es fundamental para la fisiología de la célula y para el mantenimiento de condiciones fisiológicas intracelulares adecuadas, pues condiciona la entrada de ciertas sustancias, muchas de las cuales son

necesarias para mantener los procesos vitales y la síntesis de nuevas sustancias vivas, y regula la salida de agua y de productos de excreción, que deben ser eliminados de la célula.

Ésta, en general, no es siempre la misma, sino que depende del tamaño del elemento a difundirse y de los efectos que estos elementos provoquen en la célula. Por ejemplo:

Si aumenta la cantidad de  $\text{Ca}^{++}$  en el líquido extracelular, la permeabilidad disminuirá. Lo cual es muy significativo en la función de los nervios, pues a una difusión excesiva de iones se origina una descarga nerviosa anormal en todo el cuerpo.

Cuando aumenta la cantidad de hormonas antidiuréticas, aumenta el diámetro de los poros de la membrana celular y por lo tanto aumenta la difusión del agua de los túbulos renales.

Tabla 1.1. *Relación entre el diámetro efectivo de algunas sustancias y el diámetro de los poros y la difusión.*

Sustancia	Diámetro (Angstroms)	Razón con el flujo del poro	Rapidez* relativa aproximada de difusión
Molécula de agua	3.00	0.38	5.00E +07
Molécula de urea	3.60	0.45	4.00E +07
Ion cloruro hidratado	3.86	0.48	3.60E +07
Ion potasio hidratado	3.96	0.49	100
Ion sodio hidratado	5.12	0.64	1
Ion lactato	5.20	0.65	?
Molécula de glicerol	6.20	0.77	?
Molécula de ribosa	7.40	0.93	?

(Continúa)

Sustancia	Diámetro (Angstroms)	Razón con el flujo del poro	Rapidez* relativa aproximada de difusión
Diámetro del poro	8 (promedio)	1	-
Galactosa	8.40	1.03	?
Glucosa	8.60	1.04	1
Manitol	8.60	1.04	?
Sacarosa	10.40	1.30	?
Lactosa	10.80	1.35	?

\* Como se puede observar, prácticamente ningún azúcar puede atravesar los poros de la membrana por difusión simple.

e) Gradiente de concentración: Cuanto mayor es la diferencia de concentración en uno y otro lado de la membrana, mayor es la difusión. La intensidad con la cual una sustancia se difunde hacia el interior de la célula, es proporcional a la concentración de moléculas en el exterior, ya que ésta determina cuántas moléculas chocan contra los poros cada segundo.

Asimismo, la intensidad con la cual las moléculas se difunden hacia el exterior es proporcional a su concentración en el interior de la célula. Por lo tanto, la intensidad de difusión neta será proporcional a la diferencia de concentraciones.

$$\text{Difusión neta} \propto P(C_1 - C_2) \quad (1.1)$$

Donde:

$P$  = permeabilidad de la membrana para la sustancia dada.

$C_1$  = concentración externa de la sustancia.

$C_2$  = concentración interna de la sustancia.

$$\text{Intensidad de difusión} \propto K_D (C_1 - C_2) \quad (1.2)$$

Donde:

$K_D$  = coeficiente de difusión.

- f) Gradiente eléctrico: A mayor gradiente eléctrico habrá mayor difusión. Si se aplica un potencial eléctrico a través de la membrana, los iones por sus cargas eléctricas atravesarán la membrana aunque no exista un gradiente de concentración que las obligue a moverse. Sin embargo, cuando la diferencia de concentración se eleva lo suficiente, los dos efectos se equilibran exactamente uno con el otro. A 38 °C el gradiente eléctrico que equilibra exactamente un gradiente de concentración puede determinarse según la ecuación de Nernst:

$$V(mV) = \frac{RT}{zF} \log \frac{C_1}{C_2} \quad (1.3)$$

Donde:

$T$  = temperatura (293 °K a temperatura ambiente).

$R$  = constante universal de los gases (8.32 joules/mol °K).

$z$  = valencia del ion.

$F$  = constante de Faraday (96500 coul/mol)

Por lo tanto:  $\frac{RT}{zF} = 58 \text{ mV}$ ; el 58 es resultado de sustituir las constantes, convertir los logaritmos naturales en logaritmos base 10 y

de multiplicar por 1000 para tener respuesta en  $mV$  (se considera  $z = 1$ ). Dicha relación es muy importante para comprender la transmisión de los impulsos nerviosos, como se verá más adelante. Cuando el gradiente eléctrico y el de concentración están equilibrados, la difusión es igual a cero.

- g) Gradiente de presión: En ocasiones se desarrollan grandes diferencias de presión entre los dos lados de la membrana, lo que ocasiona un movimiento de las moléculas desde el lado de alta presión al de baja. La presión es la suma de todas las fuerzas de las diferentes moléculas que chocan contra la unidad de superficie en un momento determinado. Finalmente, se puede definir la velocidad de difusión como una relación directamente proporcional al producto de la diferencia de concentración, el área del corte transversal y la temperatura; e inversamente proporcional al producto del peso molecular por la distancia entre los lados de la membrana.

$$\text{Velocidad de difusión} \propto \frac{\text{Diferencia de concentración} \times \text{Área de corte transversal} \times \text{Temperatura}}{\text{Peso molecular} \times \text{Distancia}} \quad (1.4)$$

La relación anterior envuelve a todos los factores que afectan la intensidad y rapidez de la difusión.

### *Difusión facilitada*

Este mecanismo permite que algunas sustancias normalmente insolubles en lípidos, puedan atravesar la membrana celular gracias a su combinación con una sustancia portadora ( $P$ ) que le permite ser soluble en los lípidos y difundir a través de la membrana, como se observa en la figura 1.5.

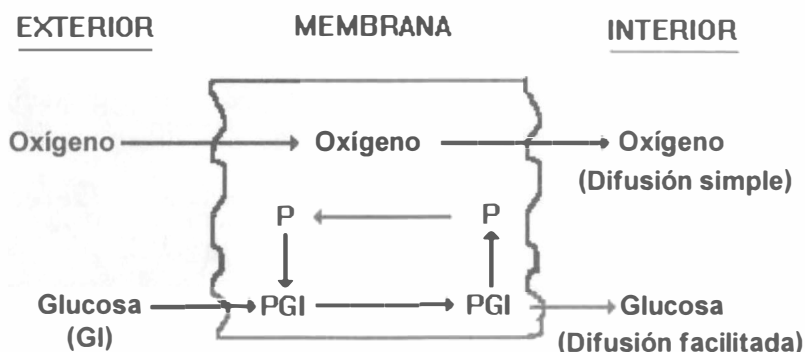


Figura 1.5. *Difusión de oxígeno y glucosa a través de la membrana celular.*

En la figura se observa que el oxígeno atraviesa la membrana por sí mismo (difusión simple), y que la glucosa requiere de la participación de un portador *P* (difusión facilitada).

Además de los factores ya mencionados para la difusión simple, la difusión facilitada depende de:

- La cantidad de portador disponible.
- La rapidez con la que pueden tener lugar las reacciones químicas entre el portador y el elemento a difundir.

### ***Transporte activo***

El transporte activo es el movimiento de sustancias producido por procesos químicos que proporcionan la energía necesaria para originar este movimiento, el cual depende de procesos enzimáticos ocurridos en la membrana. Durante el proceso del transporte activo se desplazan moléculas contra un gradiente de concentración, de presión o eléctrico. Su

mecanismo es similar para todas las sustancias y depende de portadores como en la difusión facilitada (figura 1.6). Sin embargo, la energía es proporcionada al sistema en el curso del transporte de manera que puede haber transporte contra un gradiente. El transporte activo de las moléculas neutras y de los iones requiere energía que puede obtener a partir del adenonositriofosfato (ATP) y suele estar acoplado a los mecanismos celulares que lo producen. El transporte activo es bloqueado por el enfriamiento y por ciertos venenos metabólicos de la respiración y de la glucólisis. Cuando la energía está completamente bloqueada se produce una pérdida de potasio. Durante el mecanismo de transporte activo, la energía se libera en la superficie interna de la membrana a partir de sustancias ricas en energía, principalmente ATP, y además se emplean enzimas específicas para promover el transporte.

Entre las diversas sustancias que son transportadas activamente a través de la membrana celular se encuentran los iones de sodio, potasio, calcio, fierro, hidrógeno, cloruro, yoduro, urato, azúcares y aminoácidos.

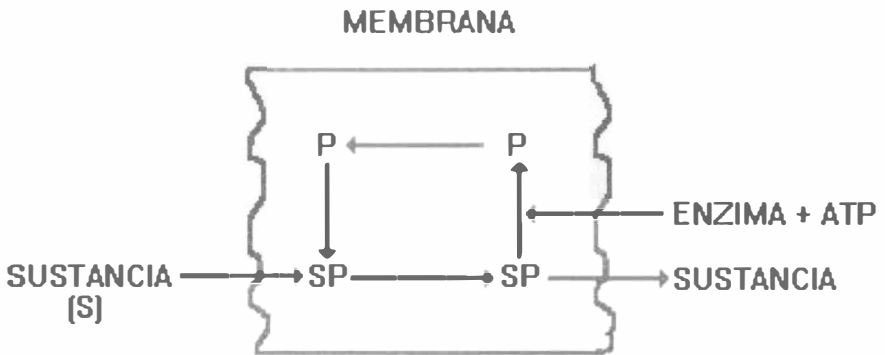


Figura 1.6. Mecanismo del transporte activo a través de la membrana plasmática. En este caso no sólo es necesaria la presencia de un portador (P), sino también el suministro de energía a partir del ATP.

*Transporte activo de sodio y potasio*

En la tabla 1.2 se observa que la concentración de sodio, por fuera de la célula, es muy elevada en comparación con la que hay dentro; en cambio, con el potasio, ocurre todo lo contrario. La tabla muestra que pequeñas cantidades de sodio y potasio pueden difundirse a través de los poros de la célula. Si esa difusión se llevara a cabo por mucho tiempo, las concentraciones de ambos iones terminarían siendo iguales dentro y fuera de la célula, a menos que existiera un medio para eliminar el sodio del interior y que se transportara el potasio hacia el interior de la misma.

Tabla 1.2. *Componentes químicos de los líquidos intracelular y extracelular.*

Componente	Líquido Extracelular	Líquido Intracelular
Na <sup>+</sup>	142 meq/l	10 meq/l
K <sup>+</sup>	5 meq/l	141 meq/l
Ca <sup>++</sup>	5 meq/l	< 1 meq/l
Mg <sup>++</sup>	3 meq/l	58 meq/l
Cl <sup>-</sup>	103 meq/l	4 meq/l
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	28 meq/l	10 meq/l
Fosfatos	4 meq/l	75 meq/l
SO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	1	2 meq/l
Glucosa	90 mg por 100	20 mg por 100
Aminoácidos	30 mg por 100	200 mg por 100
Colesterol Fosfolípidos y Grasa neutra	0.5 g por 100	2 a 95 g por 100
pO <sub>2</sub>	75 mmHg	20 mmHg
pCO <sub>2</sub>	46 mmHg	50 mmHg
pH	7.4	7.0

Afortunadamente, existe un mecanismo de transporte activo de sodio y potasio en todas las células. Este mecanismo se cree que es más eficaz para transportar el sodio en comparación con el potasio, de manera que siempre mantiene un gradiente de concentración a través de la membrana celular. El portador es una lipoproteína que posiblemente actúa como la enzima ATPasa, liberando la energía requerida para llevar a cabo el transporte.

El mecanismo de transporte sódico es tan importante para diferentes sistemas funcionales del cuerpo (para las fibras nerviosas y musculares que transmiten impulsos, en diversas glándulas para la secreción de sustancias y para evitar la hinchazón celular), que frecuentemente recibe el nombre de bomba de sodio.

Este mecanismo permite mantener los gradientes de concentración, a pesar de que existe movimiento neto de sodio hacia el interior de la célula y de potasio hacia la parte externa de la misma.

### 1.3 Origen del potencial de membrana celular

El potencial de membrana ( $V_m$ ) o potencial de reposo es la diferencia de potencial entre uno y otro lado de la membrana, debida a la distribución asimétrica de las cargas eléctricas, la cual a su vez es el resultado de la diferencia de concentración iónica determinada por el transporte activo y por la permeabilidad selectiva de la membrana. En general, se acumula un exceso de iones negativos (aniones no difusibles) dentro de la membrana celular, y un número igual de iones positivos (cationes) inmediatamente fuera de la misma. El resultado es el desarrollo de un **potencial de membrana** y cuando el flujo neto de iones es cero, es decir, cuando la membrana se encuentra en reposo, se dice que está *polarizada* (figura 1.7).

Se ha comprobado que el potencial de membrana en reposo varía generalmente entre  $-70$  a  $-95$  mV, y que su valor promedio es alrededor de  $-85$  mV.

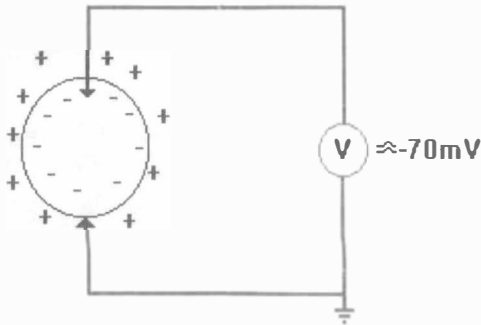


Figura 1.7. Representación esquemática de la membrana polarizada en reposo.

Existen tres aspectos importantes por medio de los cuales pueden desarrollarse potenciales de membrana en la célula (figura 1.8):

- Transporte activo de iones a través de la membrana, mediante las bombas de sodio y potasio, el sodio es impulsado hacia el exterior y el potasio hacia el interior lo que crea un desequilibrio entre cargas negativas y positivas a uno y otro lado de la membrana (expulsa de 1 a 3 iones sodio por cada ion de potasio).
- Difusión de iones a través de la membrana, como consecuencia de una diferencia de concentración entre ambos lados de la misma y de la permeabilidad para cada ion. Esto crea también un desequilibrio de carga. Es importante tener en cuenta que la permeabilidad de la membrana en reposo es de 50 a 100 veces mayor para el potasio que para el sodio.

- c) Dentro de la célula existen aniones que no pueden salir porque son moléculas grandes, por ejemplo: iones de fosfato y sulfato orgánicos e iones de proteína que colaboran en la diferencia de potencial existente en la membrana.

Las cargas iónicas negativas y positivas están dispuestas contra la membrana revistiéndola, lo cual causa un efecto semejante al que ocurre cuando se carga un condensador eléctrico: la matriz lípida de la célula es el dieléctrico. Como la capacidad de un condensador para conservar cargas eléctricas es inversamente proporcional al espesor de la membrana (1/70 a 100 angstroms, o de 7 a 15 nm), la capacitancia de la membrana celular es muy grande para su superficie, aproximadamente  $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ .

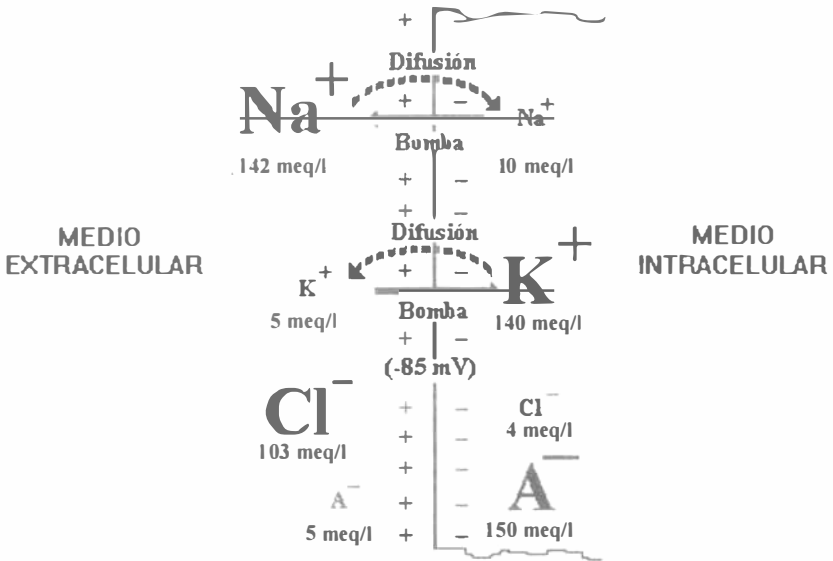


Figura 1.8. Establecimiento de un potencial de membrana de -85 milivolts en la fibra nerviosa normal en reposo; desarrollo de gradientes de concentración de sodio, potasio y cloruro entre los dos lados de la membrana.

### ***Potencial de Nernst***

Es el potencial de membrana necesario para impedir la difusión neta de cualquier ion a través de la membrana, y se logra igualando la fuerza de difusión de dicho ion (proporcional a su gradiente de concentración) con la fuerza eléctrica del mismo (proporcional al campo eléctrico). El resultado se conoce como ***potencial de Nernst*** (E), y aplicado a las membranas se considera igual al potencial intracelular menos el extracelular. Cuando el potencial de la membrana es igual al potencial de equilibrio (potencial de Nernst), cesará el movimiento neto del ion a través de la membrana.

La diferente tendencia de los iones a difundirse unos en una dirección y otros en dirección opuesta, queda determinada por la *ecuación de Nernst para un ion*:

$$E(mV) = 58 * \log \frac{C_{ext}}{C_{int}} \quad (1.5)$$

Para lo cual se debe cumplir que la membrana sea semipermeable y que la concentración de los iones difusibles sea mayor en un lado de la membrana que en el otro.

Cuando una membrana es permeable a varios iones diferentes, el potencial de difusión que se desarrolla dependerá de:

- i) La polaridad de la carga eléctrica del ion.
- ii) La permeabilidad de la membrana para cada ion.
- iii) La concentración de iones respectivos a los dos lados de la membrana.

Así, para conocer el potencial de membrana ocasionado por *varios iones* utilizaremos la siguiente ecuación que complementa a la ecuación de Nernst.

**Ecuación de Goldman**

$$E(mV) = 58 * \ln \left( \frac{C_{1e}P_1 + C_{2e}P_2 + A_{3i}P_3 + A_{4i}P_4}{C_{1i}P_1 + C_{2i}P_2 + A_{3e}P_3 + A_{4e}P_4} \right) \quad (1.6)$$

Donde:

$C$  = cationes (+)       $i$  = interior  
 $A$  = aniones (-)       $e$  = exterior

Además de la ecuación de Goldman tenemos que:

$E$  = Potencial de reposo transmembrana en equilibrio (cuando la corriente neta a través de la membrana es cero).

$P$  = La permeabilidad de la membrana (coeficiente de permeabilidad).

El movimiento neto de transporte activo y difusión es cero, cuando se tienen las concentraciones para el  $Na^+$ ,  $K^+$  y el  $Cl^-$  mostradas en la tabla 1. 3.

Tabla 1.3. *Concentraciones intra y extracelulares de  $Na^+$ ,  $K^+$  y  $Cl^-$  en la célula.*

Elemento	Valor Intracelular	Valor Extracelular
$Na^+$	10 – 12 moles/l	142 - 145 moles/l
$K^+$	155 moles/l	4 - 5 moles/l
$Cl^-$	4 moles/l	120 moles/l

Por lo tanto, en equilibrio tenemos que:

Bomba de  $Na^+ - K^+$  (sodio-potasio)  $\Rightarrow$  Gradiente eléctrico  $\Rightarrow$  Gradiente de concentración.

Como el potasio se puede difundir a través de la membrana muy fácilmente, en comparación con el sodio o los aniones no difusibles, la ecuación de Nernst predice que será casi totalmente la diferencia de concentración de potasio a uno y otro lado de la membrana la que regirá la magnitud del potencial de membrana.

Usando los valores de la tabla 1.3 para las concentraciones de potasio tenemos:

$$E_K = 58 \log \frac{[K^+]_e}{[K^+]_i}$$

$$= 58 \log \frac{5 \text{ meq/l}}{141 \text{ meq/l}} \quad (1.7)$$

$$E_K \approx -84 \text{ mV}$$

donde  $E_K$  = Potencial de equilibrio del potasio.

Este valor es cercano, aunque un poco mayor (más negativo), a los valores del potencial de reposo medidos en fibras musculares esqueléticas de mamíferos. En casi todas las células estudiadas de esta manera, la magnitud del potencial de reposo se encuentra generalmente de 10 a 15 mV mayor que  $E_K$ . La razón para esta diferencia se conoce: refleja una pequeña contribución de los iones  $\text{Na}^+$  para los cuales la membrana es ligeramente permeable. Sin embargo, en una primera aproximación podemos decir que el potencial de reposo se encuentra efectivamente al nivel del potencial de equilibrio del potasio. Dicho de otra manera, el valor del potencial de reposo está dominado por los movimientos de los iones  $\text{K}^+$ .

### *Flujo de iones potasio*

De la definición del potencial de equilibrio se desprende una propiedad importante. Tomemos una célula en la que el potencial de reposo está a nivel de  $E_K$ . Ahora supongamos que de alguna manera conseguimos transferir unos cuantos iones  $\text{Na}^+$  desde el exterior al interior de la célula (esto ocurre comúnmente durante la vida celular). Al aumentar el número de cargas positivas en el interior de la célula hemos reducido el potencial transmembrana. El resultado es que los iones  $\text{K}^+$  no se encuentran ya en equilibrio, porque la fuerza eléctrica es ahora más pequeña que la fuerza debida a la concentración. La fuerza neta se dirige hacia afuera y algunos iones potasio salen de la célula. De esta manera algunas cargas positivas se pierden del interior de la célula y el potencial regresa a su nivel original. De hecho, la salida de  $\text{K}^+$  continúa hasta que el potencial adquiere su nivel original, ya que la fuerza neta sobre los iones  $\text{K}^+$  es cero solamente a ese nivel. El resultado de este movimiento ha sido la ganancia interna de unos pocos iones  $\text{Na}^+$ , la pérdida de un número igual de iones  $\text{K}^+$  y, después de un cambio transitorio de potencial, un regreso al nivel original. Decimos un “regreso al nivel original” porque suponemos que el número de iones involucrados fue pequeño. Esto es, el número de iones  $\text{K}^+$  que salió de la célula no cambió en forma detectable el valor de  $[\text{K}]_i$  y, por lo tanto,  $E_K$  permanecerá constante.

La descripción de estos movimientos iónicos nos permite ver que la energía es almacenada, a través de la membrana, en forma de un gradiente de concentración de  $\text{K}^+$ . Esta fuerza debida al gradiente efectúa trabajo eléctrico al separar cargas y da origen al potencial de reposo. El factor clave para que la fuerza del gradiente de concentración sea usada en producir potencial eléctrico es la *permeabilidad* de la membrana, la cual controla la liberación de la energía almacenada. En el caso del potencial de reposo, la permeabilidad asegura que las cargas sean separadas y determina la dirección del cambio de potencial.

Los cambios en el patrón de permeabilidad de la membrana dan origen a las señales eléctricas de nervios y músculos.

### *Flujo de iones sodio*

Ahora consideraremos las fuerzas que actúan sobre los iones  $\text{Na}^+$ , en el estado de reposo. El  $\text{Na}^+$  tiene un gradiente de concentración opuesto al del  $\text{K}^+$ , sin embargo, está sujeto al mismo potencial transmembrana. Por lo tanto, las fuerzas eléctrica y de concentración están en la misma dirección (hacia dentro), y se esperaría que el  $\text{Na}^+$  se moviera a favor de sus gradientes, hacia dentro de la célula, si pudiera.

Esto puede demostrarse de otra manera si calculamos  $E_{\text{Na}}$  usando la ecuación 1.5 y los valores de la tabla 1.3.

$$\begin{aligned}
 E_{\text{Na}} &= 58 \log \frac{[\text{Na}^+]_e}{[\text{Na}^+]_i} \\
 &= 58 \log \frac{142 \text{ meq} / l}{10 \text{ meq} / l} \quad (1.8)
 \end{aligned}$$

$$E_{\text{Na}} \approx +67 \text{ mV}$$

donde  $E_{\text{Na}}$  = Potencial de equilibrio del sodio.

De acuerdo con el rango que hemos mencionado para el potencial de reposo ( $V_m$ ), vemos que  $E_{\text{Na}}$  se encuentra alejado del mismo por aproximadamente 150 mV.

Los estudios con trazadores radiactivos demuestran que aunque la permeabilidad al  $\text{Na}^+$  en reposo es muy pequeña (comparada con la del  $\text{K}^+$ ), es finita y que algunos iones  $\text{Na}^+$  entran continuamente a la célula.

Sin embargo, como ya discutimos, la célula puede expulsar estos iones  $\text{Na}^+$ , en contra de su gradiente de concentración, utilizando energía metabólica.

Si la permeabilidad al  $\text{Na}^+$  (o conductancia  $g_{\text{Na}}$ ) de la membrana es suficientemente grande, este ion entra a la célula mucho más rápidamente de lo que la bomba de sodio puede expulsarlo, y también más rápidamente de lo que los iones  $\text{K}^+$  tienden a salir. Cuando los iones  $\text{Na}^+$  penetran a la célula (acarreando cargas positivas), el interior se vuelve progresivamente más positivo. Por supuesto que esto haría que los iones  $\text{K}^+$  salieran del equilibrio y empezaran a fluir hacia afuera de la célula, tendiendo a restaurar  $V_m$  hacia  $E_K$ ; pero ya que los iones  $\text{Na}^+$  llevan cargas positivas hacia dentro de la célula mucho más rápidamente de lo que los iones  $\text{K}^+$  la llevan hacia afuera, ahora que  $g_{\text{Na}} \gg g_K$ , el interior de la célula se vuelve progresivamente menos negativo.

Este proceso continuará hasta que el interior de la célula se vuelva suficientemente positivo, como para evitar la entrada de más iones  $\text{Na}^+$  que se están moviendo a favor de su gradiente de concentración. El valor del potencial transmembrana al que esto ocurre es, por supuesto,  $E_{\text{Na}} = 70 \text{ mV}$ , el nivel al cual las fuerzas eléctrica y de concentración se igualan y ya no ocurre ningún movimiento neto.

En otras palabras, un aumento suficientemente grande en la permeabilidad de la membrana para los iones  $\text{Na}^+$ , mueve el potencial transmembrana desde  $-90 \text{ mV}$  hasta  $70 \text{ mV}$ . Este es el cambio de potencial más grande que ocurre durante la actividad celular.

## 1.4 Potenciales de acción en células nerviosas y musculares

Las células vivas se caracterizan por responder a los cambios en el medio o a estímulos. Esta capacidad de las células se llama excitabilidad y se

encuentra especialmente desarrollada en las células nerviosas o neuronas y en las células musculares.

La respuesta de las células excitables se produce en la membrana celular y consiste en una serie de cambios térmicos, iónicos, metabólicos y eléctricos, que se propagan a lo largo de toda ella.

El potencial de acción (*PA*) proviene de esta serie de cambios rápidos que se producen en el potencial de membrana de las células excitables, y tiene la propiedad de extenderse por toda la superficie celular.

Cuando las células nerviosas o musculares son excitadas, el potencial de membrana o reposo sufre una alteración rápida, la cual dura una pequeña fracción de segundo (aproximadamente  $1/1000$  seg), para regresar de inmediato a su valor de reposo (figura 1.9).

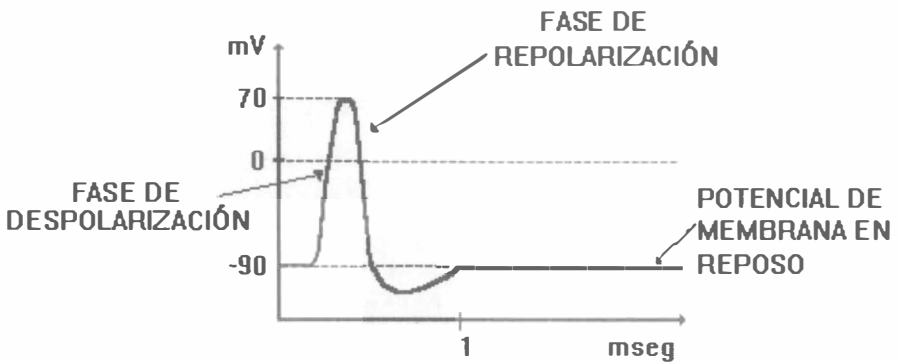


Figura 1.9. *Potencial de acción nervioso.*

## *Tipos de potenciales de acción*

### *Potencial de acción tipo espiga*

Este tipo de potencial se presenta en fibras nerviosas y dura alrededor de 0.4 mseg. El potencial ulterior negativo depende de la acumulación de  $K^+$  inmediatamente por fuera de la membrana, figura 1.10.

El potencial ulterior positivo dura 50 milésimas de segundo y depende principalmente de la impulsión de sodio hacia fuera.

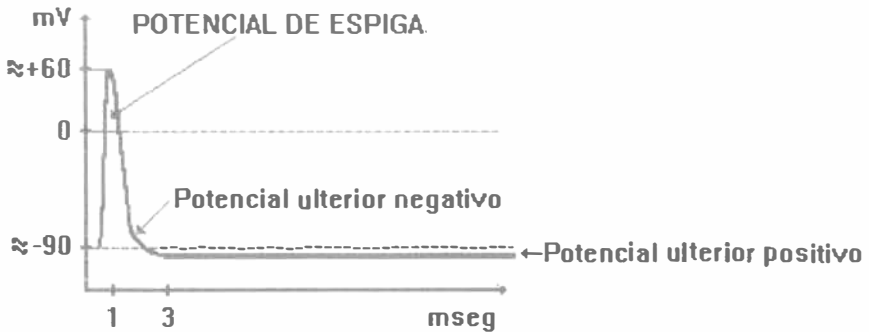


Figura 1.10. *Potencial de acción tipo espiga característico de células nerviosas.*

### *Potencial de acción tipo meseta*

Este tipo de potencial se presenta en el músculo cardíaco y tiene la forma mostrada en la figura 1.11.

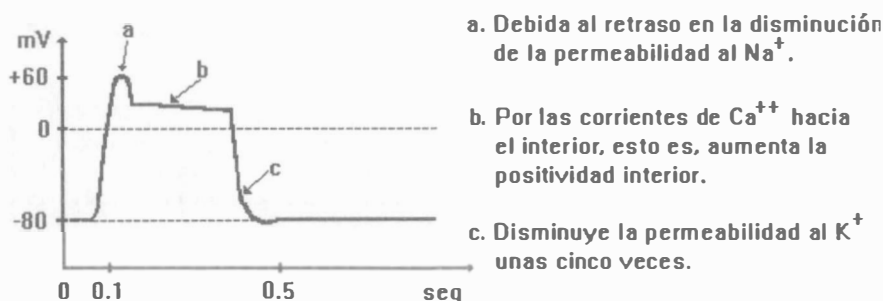


Figura 1.11. *Potencial de acción tipo meseta, característico del músculo cardíaco.*

## 1.5 Factores que intervienen en el desarrollo del potencial de acción

Los mecanismos que desencadenan el potencial de acción son: estimulación eléctrica de la membrana, aplicación de productos químicos, lesión mecánica y cambios térmicos. Todos ellos producen un cambio transitorio en las permeabilidades de la membrana.

El potencial de acción se presenta en dos etapas separadas que se denominan: a) Despolarización y b) Repolarización.

a) *Despolarización de la membrana celular.* Cuando es excitada la célula, la permeabilidad de la membrana para los iones  $\text{Na}^+$  aumenta bruscamente, de esta manera, muchos iones de  $\text{Na}^+$  penetran en el interior de la fibra llevando consigo suficientes cargas positivas para causar la

desaparición total del potencial normal de reposo. El estado positivo dentro de la fibra recibe el nombre de potencial invertido (figura 1.12).

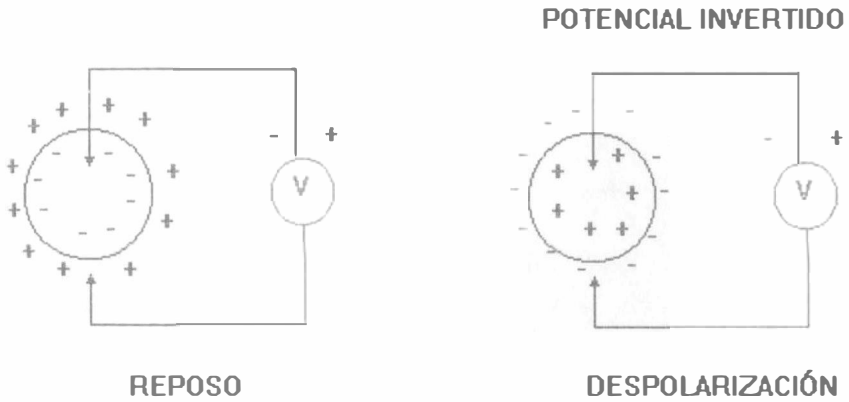


Figura 1.12. Representación esquemática del potencial de membrana invertido.

*b) Repolarización de la membrana celular.* Casi inmediatamente después de producida la despolarización, los poros de la membrana vuelven a ser impermeables a los iones de  $\text{Na}^+$  y se eleva bruscamente la permeabilidad de la membrana a los iones de  $\text{K}^+$ . Esto provoca el movimiento de cargas positivas desde el interior de la membrana hacia el exterior (siguiendo el gradiente de concentración), lo que restaura la carga negativa en el interior de la misma. En consecuencia, el potencial invertido desaparece y se restablece el potencial normal de membrana en reposo. Esto recibe el nombre de repolarización (figura 1.13).

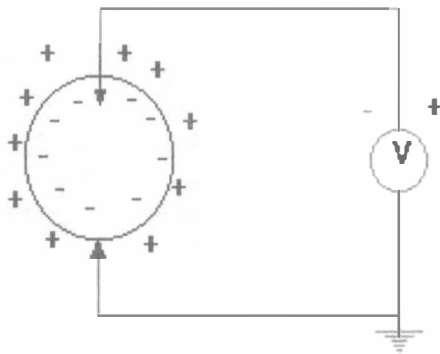


Figura 1.13. *Representación esquemática del potencial de repolarización.*

### ***Cambios en la permeabilidad de la membrana durante el potencial de acción***

1. El primer paso en el potencial de acción es un brusco aumento en la permeabilidad de la membrana al  $\text{Na}^+$ .
2. Al volverse positivo el interior de la membrana, disminuye la permeabilidad al  $\text{Na}^+$  (interrumpiéndose su paso) y aumenta la permeabilidad al  $\text{K}^+$  de 30 a 40 veces.
3. La permeabilidad al  $\text{K}^+$  regresa a su estado normal.
4. La bomba de  $\text{Na}^+ - \text{K}^+$  junto con la difusión del  $\text{K}^+$  permite que la membrana vuelva a su estado de reposo (figura 1.14).

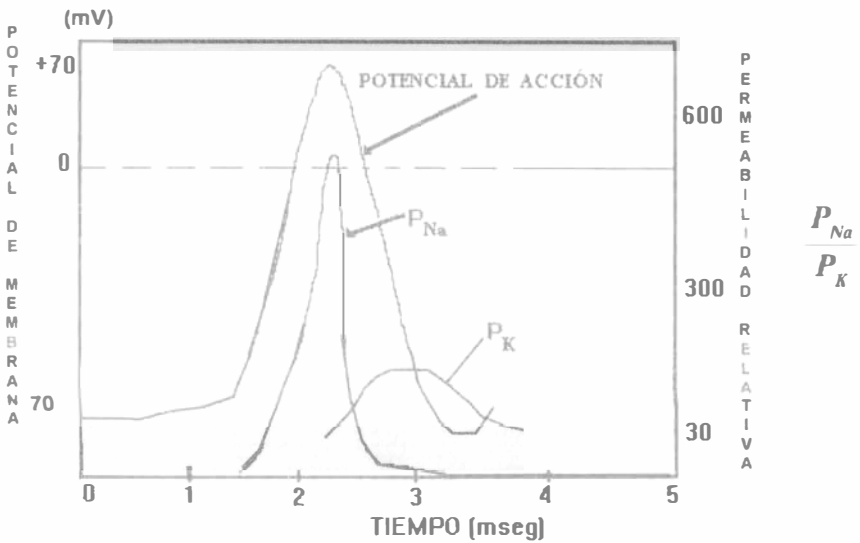


Figura 1.14. Gráfica representativa de los cambios de permeabilidad de la membrana, al sodio y potasio, durante la generación del potencial de acción.

Una vez que se ha explicado el mecanismo de generación del potencial de acción, es importante señalar que no tiene la misma duración en todas las células. Esto es, en las neuronas los potenciales de acción duran aproximadamente 1 mseg, mientras que en el músculo cardíaco duran de 150 a 300 mseg. En el caso de las neuronas, la membrana retorna rápidamente a su nivel de reposo debido a dos factores:

- El incremento que se opera en la permeabilidad al  $\text{Na}^+$  cesa rápidamente y
- La permeabilidad de la membrana al  $\text{K}^+$  aumenta por encima del nivel de reposo.

### ***Estímulo umbral***

La despolarización parcial de una membrana excitable inicia un potencial de acción, sólo cuando la fuerza del estímulo es suficiente para despolarizar el potencial de membrana hasta un nivel crítico, denominado *potencial de umbral*; tal estímulo se denomina *estímulo umbral*. Los estímulos más débiles que éste se llaman *estímulos subumbrales* y no inician un potencial de acción. Los estímulos de magnitud superior al de umbral, *estímulos supraumbrales*, provocan potenciales de acción. Algo que es sumamente importante, es que la respuesta del potencial de acción *supraumbral* no difiere de la que sigue al estímulo *umbral*.

### ***Ley de todo o nada***

Los potenciales de acción, o aparecen en forma máxima en cuanto los determinan las condiciones electroquímicas que hay a través de la membrana, o no se dan en absoluto.

Por lo tanto, para identificar o distinguir la naturaleza del estímulo, consideramos el número de potenciales de acción transmitidos por unidad de tiempo, esto es, la frecuencia de los potenciales de acción y no su tamaño (figura 1.15).

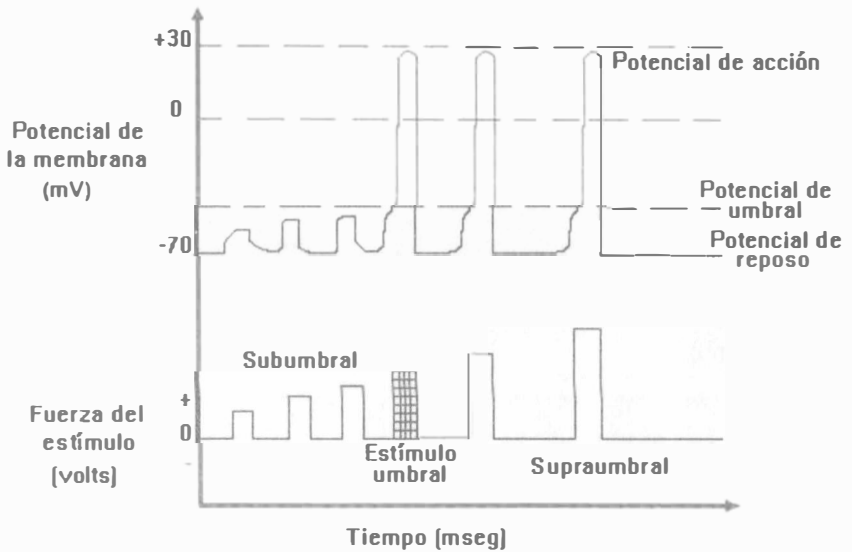


Figura 1.15. Ley de todo o nada que caracteriza al potencial de acción.

El potencial de umbral de la mayoría de las membranas excitables es de 5 a 15 mV más despolarizado que el potencial de la membrana en reposo. Así, si el potencial en reposo de una neurona es de  $-70$  mV, el potencial de umbral puede ser de  $-60$  mV. Para iniciar un potencial de acción en una de tales membranas, debe reducirse el potencial por lo menos en 10 mV.

### **Período refractario**

Si aplicamos un estímulo de magnitud umbral a una membrana, y volvemos a estimularla con la misma intensidad a diversos intervalos de tiempo, después del primero, puede ser que la membrana no responda, aun aplicando un estímulo supraumbral. Esto significa que la aplicación de un estímulo de máxima intensidad, antes de que haya desaparecido

por completo el primer potencial de espiga, no necesariamente desencadenará un segundo potencial, esto es, la membrana se encuentra en el periodo refractario. Si se aplica un segundo estímulo a nivel supraumbral, se distinguirán dos periodos refractarios separados que se encuentran asociados con un potencial de acción.

*a) Período refractario absoluto.* Es un intervalo de inexcitabilidad de la membrana ante la aplicación de cualquier estímulo (umbral o supraumbral). Se presenta durante el periodo de 1 mseg de la espiga del potencial de acción y corresponde al período de cambios de permeabilidad al  $\text{Na}^+$ . Este periodo para una fibra mielinizada de gran calibre es de aproximadamente 1/2500 de segundo (figura 1.16).

*b) Período refractario relativo.* A continuación del periodo refractario absoluto hay un intervalo durante el cual puede producirse una segunda respuesta, pero sólo si la intensidad del estímulo es considerablemente superior al nivel umbral. Dura de 10 a 15 mseg o algo más. Corresponde, en términos generales, al período de incremento de la permeabilidad al potasio. En algunos tipos de fibras, el período refractario relativo va seguido de un breve período de excitabilidad supernormal (figura 1.16).

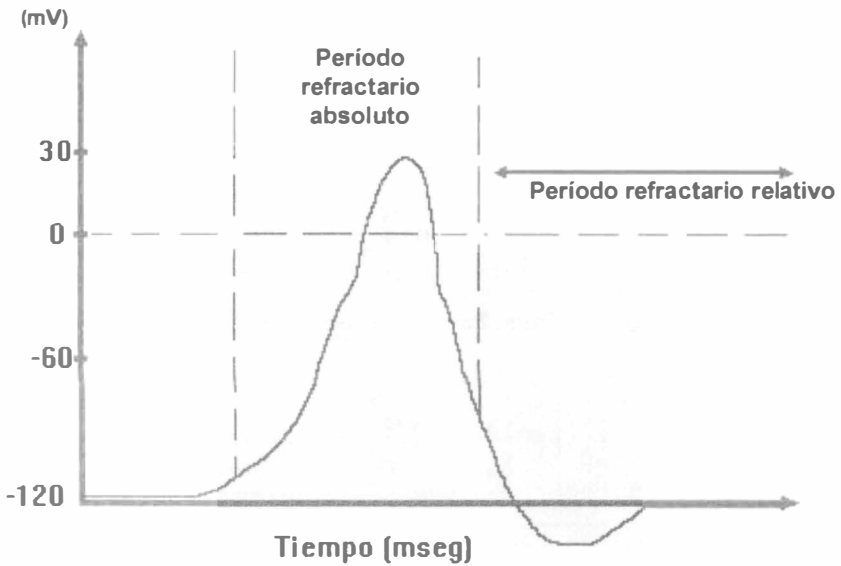


Figura 1.16. *Períodos refractarios durante la generación del potencial de acción.*

Por lo tanto, los períodos refractarios limitan el número de potenciales de acción que puede producir una membrana excitable en cierto tiempo.

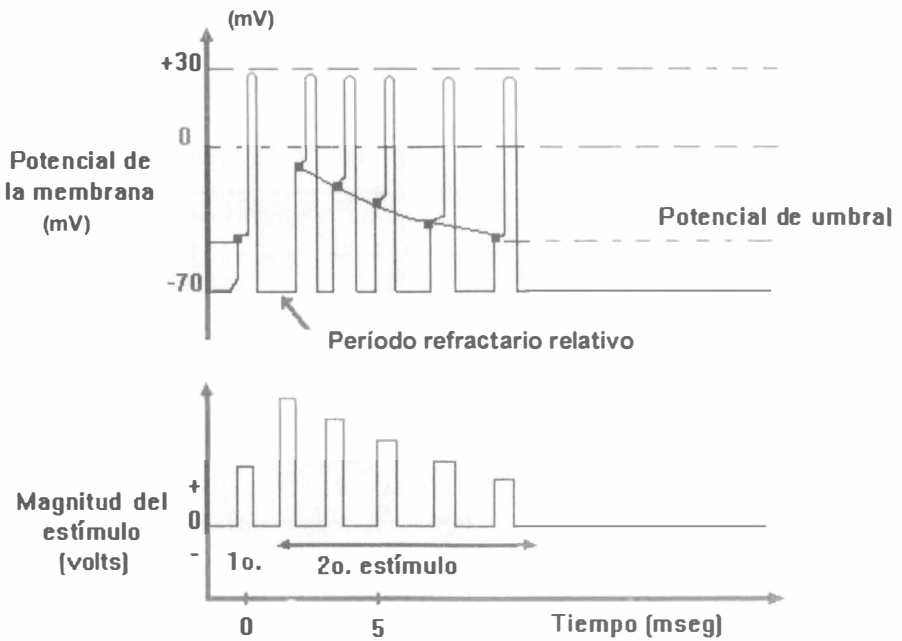


Figura 1.17. Representación del potencial de acción generado ante la aplicación de distintos estímulos.

La magnitud necesaria de un segundo estímulo, para generar un segundo potencial de acción durante el período refractario, es mayor que la del estímulo inicial y disminuye al aumentar el tiempo entre el primer estímulo y el segundo (figura 1.17).

### ***Cambios de impedancia durante el potencial de acción***

El primer acontecimiento en el potencial de acción es un brusco aumento de la permeabilidad de la membrana para el sodio, la conductancia de la misma para estos iones aumenta varios miles de veces en una pequeña

fracción de milésima de segundo. Este aumento enorme de la conductancia al  $\text{Na}^+$  recibe el nombre de *activación de la membrana*.

Inmediatamente después de que la conductancia de  $\text{Na}^+$  aumenta varios miles de veces, empieza a disminuir para recobrar su valor original de reposo en otra pequeña fracción de milésima de segundo; durante este período, se produce un aumento de conductancia del  $\text{K}^+$ .

Durante la primera fase del potencial de acción la conductancia para el  $\text{K}^+$  no cambia netamente, pero al término de éste la conductancia del  $\text{K}^+$  aumenta unas 30 a 40 veces.

La proporción entre la conductancia del  $\text{Na}^+$  y la del  $\text{K}^+$ , al iniciarse el potencial de acción, es de 0.01, pero después se invierte (figura 1.18).

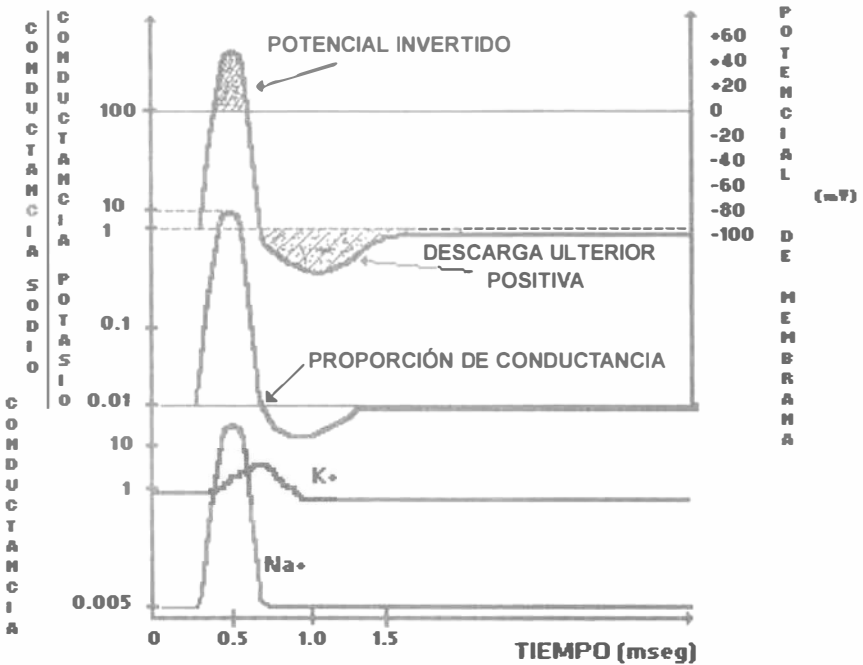


Figura 1.18. Cambios de conductancia de sodio y potasio en el curso del potencial de acción.

## 1.6 Comportamiento eléctrico de la membrana

El comportamiento de la impedancia a través de la membrana es el siguiente:

1. Alta impedancia: Cuando pasamos  $CD$  (corriente directa) o alterna de baja frecuencia.
2. Baja impedancia: Cuando pasamos  $CA$  (corriente alterna) de alta frecuencia.

Por lo tanto, la membrana desde el punto de vista eléctrico se comporta como un capacitor en combinación con una resistencia, como se observa en la figura 1.19.

### *Modelo eléctrico de una célula*

La rapidez con la que se llevará a cabo el potencial de acción depende del valor de la resistencia en el modelo, ya que el capacitor puede tardar en cargarse. La resistencia interna disminuye al aumentar el diámetro de la fibra.

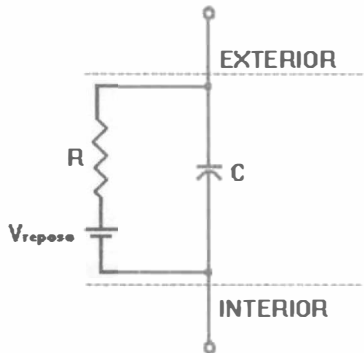


Figura 1.19. *Modelo eléctrico de la membrana celular.*

### Modelo eléctrico de una fibra

Antes de desencadenarse el potencial de acción tendremos cambios en las corrientes, debidas a la despolarización y no a la conductancia del  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$ . El potencial de acción se desencadena antes de que exista cambio en la conductancia al  $\text{Na}^+$ . En la figura 1.20 se esquematiza el modelo eléctrico de una fibra, donde  $R$  representa la resistencia del líquido extracelular e intracelular,  $V$  los potenciales de equilibrio de los iones y  $C$  la capacitancia en cada sección de la fibra.

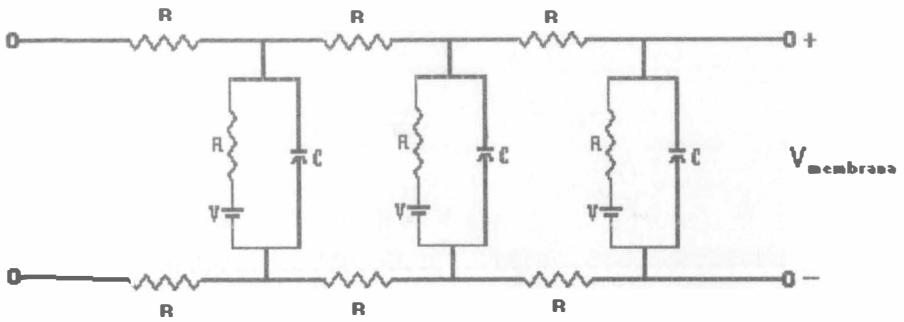


Figura 1.20. Modelo eléctrico de una fibra.

En el transcurso del potencial de acción existirán variaciones en el valor de la resistencia  $R$ , sin cambiar la magnitud de la capacitancia  $C$ , como se observa en la figura 1.21.

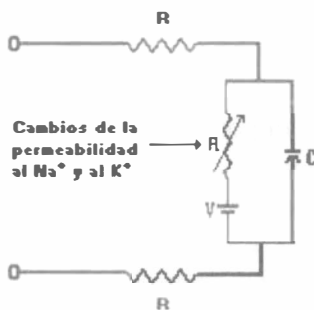


Figura 1.21. Variaciones en la conductancia ante cambios en el potencial de acción.

De manera más específica tendremos:

$$R = \frac{1}{g} \text{ donde } g = \text{conductancia.}$$

El modelo que representa cada uno de los factores que afectan el comportamiento eléctrico de la membrana se muestra en la figura 1.22.

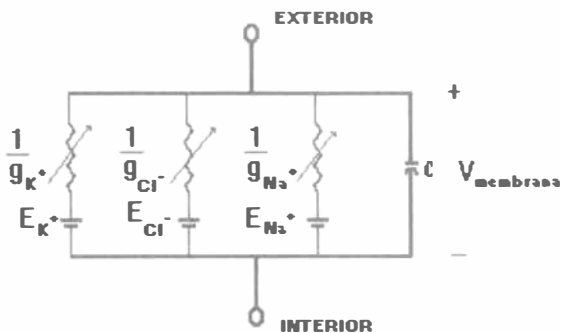


Figura 1.22. Modelo eléctrico que representa los cambios de permeabilidad de la membrana a los iones  $K^+$ ,  $Na^+$  y  $Cl^-$  durante un potencial de acción.

Con base en la ecuación de Nernst tenemos:

$$\begin{aligned} E_K &= -70 \text{ a } -100 \text{ mV} \\ E_{Cl} &= -45 \text{ a } -90 \text{ mV} \\ E_{Na} &= +50 \text{ a } +65 \text{ mV} \\ V_m &= -70 \text{ a } -85 \text{ mV en reposo.} \end{aligned}$$

## 1.7 Propagación del potencial de acción

### *Flujo de corriente eléctrica a lo largo de los nervios*

Las fibras nerviosas son muy semejantes a un cable eléctrico, ya que poseen un núcleo conductor central de axoplasma rodeado por una membrana aislada y reforzada a menudo con capas adicionales no conductoras de mielina; sin embargo, las características de conducción de las fibras nerviosas son superiores a las de un cable ordinario. Para entender de mejor manera este tipo de conducción, es necesario considerar lo que se conoce como las propiedades de cable de la fibra nerviosa. Éstas dependen de qué tan bueno es su aislamiento y de cuánta resistencia se ofrece a las corrientes que fluyen longitudinalmente a través del axoplasma.

Consideremos una longitud unitaria de axón, llamando  $R_M$  a la resistencia transversal asociada y  $R_L$  a la resistencia longitudinal del axoplasma: se puede pensar que todo el axón contiene numerosas unidades de este tipo de extremo a extremo. Si el medio externo ofrece una resistencia insignificante al flujo de la corriente, entonces ponemos a todos los extremos exteriores de la  $R_M$  individual como si estuvieran en cortocircuito, produciendo una red escalera de resistores (como se muestra en la figura 1.23) que llamaremos circuito equivalente de la fibra nerviosa.

Si se aplica un potencial  $V_0$  en el inicio de esta red, en el primer arreglo, la corriente generada se divide circulando parte por  $R_M$  y el resto por  $R_L$  para entrar al siguiente arreglo. Mientras mayor sea la resistencia de la membrana ( $R_M$ ) y más pequeña la del axoplasma ( $R_L$ ), mayor será la tendencia de la corriente a transportarse hacia los diferentes arreglos.

A menos que el aislamiento sea perfecto o el axoplasma infinitamente conductor, la corriente que entra a la segunda célula será más pequeña que la que entró a la primera en una razón fija. Esto significa que en cada arreglo el potencial de acción descenderá en una proporción fija conforme se va alejando, lo que resulta en una declinación exponencial del voltaje como una función de la distancia a lo largo del axón. Por consiguiente, el potencial está dado por  $V_0 e^{-x/\lambda}$ , donde  $\lambda$  es un parámetro llamado constante de espacio que describe la rapidez con que declina el voltaje como función de la distancia  $x$ ;  $\lambda$  es igual a  $(R_M/R_L)^{1/2}$  y como es de esperarse mientras más permeable es el axón, la  $R_M$  es más pequeña y la constante del espacio más corta.

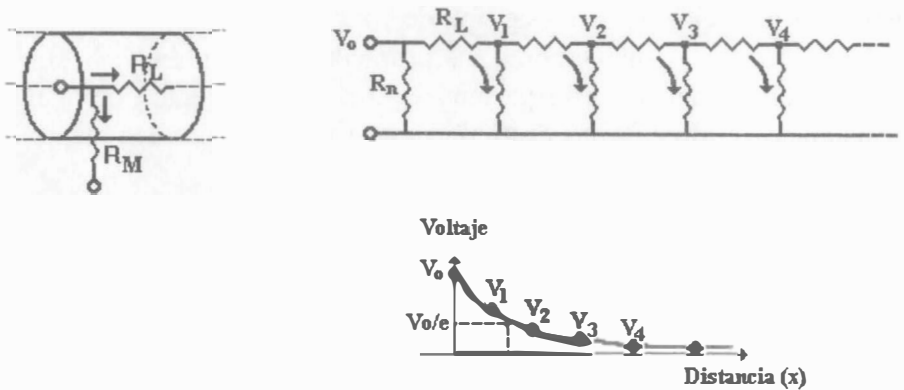


Figura 1.23. Difusión pasiva de la corriente a lo largo de un axón.

### *Regeneración cíclica de los potenciales de acción*

Las propiedades de los potenciales de acción del nervio demuestran en forma bastante clara que éstos no son pasivos, sino que son activamente regenerados conforme pasan a lo largo de las fibras: se amplifican de tal manera que vencen las enormes pérdidas que experimentan a través de la membrana. Un potencial de acción, desencadenado en cualquier punto de una membrana excitable, puede a su vez excitar porciones vecinas de la misma causando la propagación de dicho potencial. Este proceso es cíclico y presenta tres etapas: primero, un mecanismo por el cual el potencial resulta en un flujo pasivo de corriente y, por lo tanto, en la despolarización de las regiones más abajo del axón; segundo, esta despolarización dispara algún cambio en la membrana; y tercero, se produce un nuevo potencial que es mucho mayor al que lo disparó.

El proceso es muy simple y se ilustra en la figura 1.24. De tal manera que si se registra el potencial de acción de un estímulo eléctrico único en diferentes puntos a lo largo de una fibra nerviosa, se encuentra que su amplitud no disminuye como una función de la distancia sino que permanece constante.

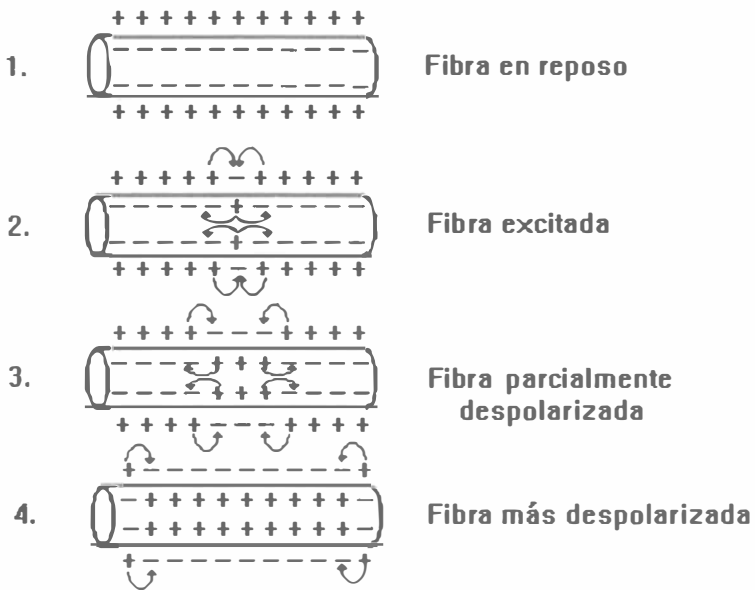


Figura 1.24. *Propagación de potenciales de acción en ambas direcciones, a lo largo de la fibra conductora.*

### ***Volumen conductor***

Consideremos un par de electrodos colocados sobre la superficie de un nervio o un músculo en reposo, no existe diferencia en el potencial registrado entre ellos, ya que ambos son igualmente positivos con respecto al interior de la célula (figura 1.25a). Si se aplica una estimulación eléctrica, se obtiene una onda de forma muy compleja con un número de crestas y valles llamado potencial de acción compuesto. Si esta estimulación activó al tejido en una terminal y la propagación del potencial de acción alcanzó al electrodo más cercano ( $G_1$ ), entonces  $G_1$  será más negativo con respecto al electrodo distante ( $G_2$ ). Esto resultará en una deflexión ascendente del trazo acorde con la convención de

electrofisiología clínica. Con el avance del potencial de acción va a existir un punto en el cual  $G_1$  y  $G_2$  están igualmente afectados por la zona de despolarización. Aquí, el trazo retornará a la línea de base pues no existe diferencia de potencial entre los dos electrodos. Cuando el potencial de acción se aleja de  $G_1$  y se acerca a  $G_2$ ,  $G_2$  será ahora negativo con respecto a  $G_1$ . Por lo tanto, el trazo ahora mostrará una deflexión hacia abajo. Conforme se vaya haciendo más distante la actividad del nervio, se retornará a la línea de base. Esto provoca un potencial de acción bifásico, como se muestra en la figura 1.25a. En la figura 1.25b se muestra un caso con una sección de nervio destruida que genera un potencial de acción compuesto monofásico.

Estamos asumiendo que los electrodos de registro se colocan directamente sobre el nervio o el músculo, sin la intervención de algún medio de conducción externo. Durante un estudio clínico de potenciales de acción, esta consideración no es válida, ya que la fuente generadora está rodeada de tejido conectivo y fluido intersticial que actúan como un medio conductor o un volumen conductor. El potencial transmembrana registrado en un punto particular de un volumen conductor es difícil de analizar, a causa de que el flujo de corriente es complicado. Se conoce, no obstante, que las variaciones en un punto dado del volumen conductor pueden ser aproximadamente explicadas por la teoría del ángulo sólido.

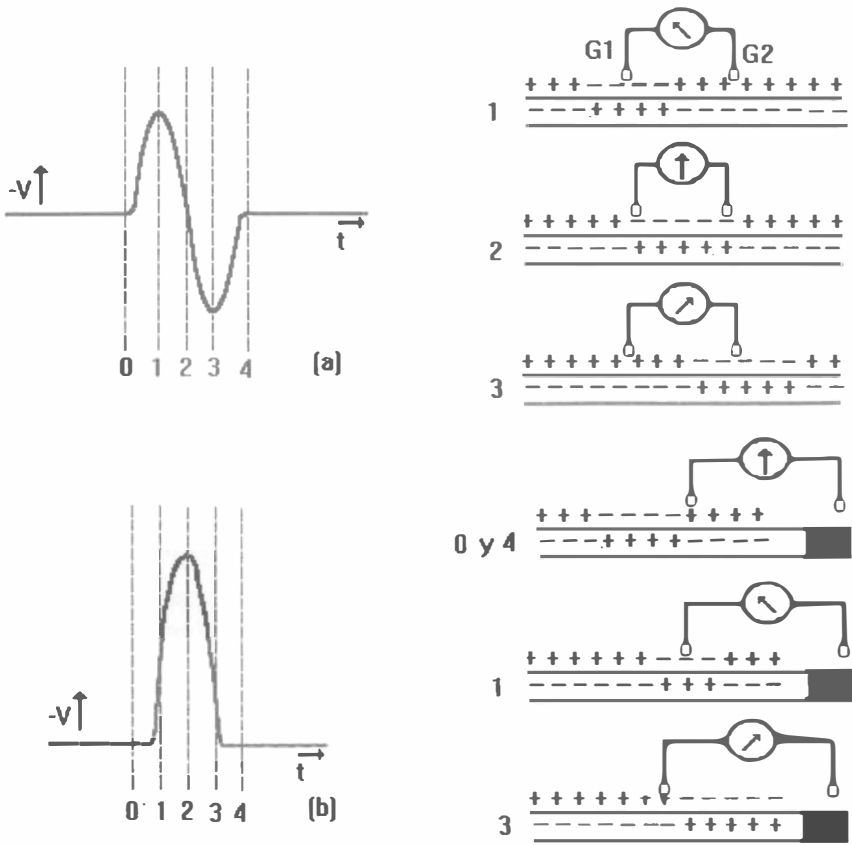


Figura 1.25. En (a) un registro bifásico y en (b) un registro monofásico. El potencial de acción se desplaza de izquierda a derecha. En (a) los dos electrodos son equipotenciales en (0), (2) y (4). El electrodo activo  $G_1$  es negativo con respecto al electrodo  $G_2$  en (1), y  $G_1$  es positivo con respecto a  $G_2$  en (3), lo que resulta en un potencial bifásico. En (b) la parte sombreada del lado derecho indica la terminal destruida y con despolarización permanente. Así,  $G_1$  es isopotencial con respecto a  $G_2$  en (0), (2) y (4). En (1),  $G_1$  es negativo con respecto a  $G_2$ , causando un ascenso; y en (3),  $G_1$  es positivo respecto a  $G_2$  ocasionando un descenso.

Un campo eléctrico en un volumen conductor se ilustra mejor si la fuente del potencial se representa como un dipolo eléctrico, es, un par de cargas positiva y negativa. En un volumen conductor, la corriente se mueve en un número infinito de caminos entre las terminales positiva y negativa del dipolo, aunque sus densidades (el número de cargas que pasan por unidad de área y por unidad de tiempo) son mayores en la trayectoria recta. El flujo de corriente decrecerá en proporción al cuadrado de la distancia de la fuente generadora. Así, el efecto del dipolo en cualquier punto de un volumen conductor puede ser registrado con un electrodo de registro activo en el área de alta densidad de corriente y con un electrodo de referencia suficientemente alejado. Si el electrodo registra potenciales positivos o negativos dependerá de la orientación espacial de las cargas opuestas del dipolo. No se registrará un potencial, si el electrodo activo cercano a la fuente generadora está localizado en un punto equidistante de las cargas positivas y negativas. La amplitud del potencial registrado será determinado por la densidad de carga (la carga neta por unidad de área) y el área del dipolo, así como por la proximidad con el electrodo de registro activo.

El potencial transmembrana puede ser observado como una serie de arreglos de dipolos con cargas positivas en la superficie exterior y cargas negativas en la interior. Cuando se trata como dipolo al potencial transmembrana es conveniente utilizar la aproximación de ángulo sólido. El ángulo sólido de un objeto está definido como el área de su superficie dividida entre el cuadrado de la distancia a un punto específico de la superficie. En el contexto de nuestra discusión, el ángulo sólido es proporcional al área de la membrana polarizada (observada por el electrodo) e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre el electrodo y la superficie de la membrana, figura 1.26. La propagación del potencial de acción puede observarse como un frente de onda positivo, que representa la despolarización de la membrana en la sección transversal del nervio, donde el potencial transmembrana se invierte. Éste es seguido

por un frente de onda negativo que representa la repolarización de la zona activa.

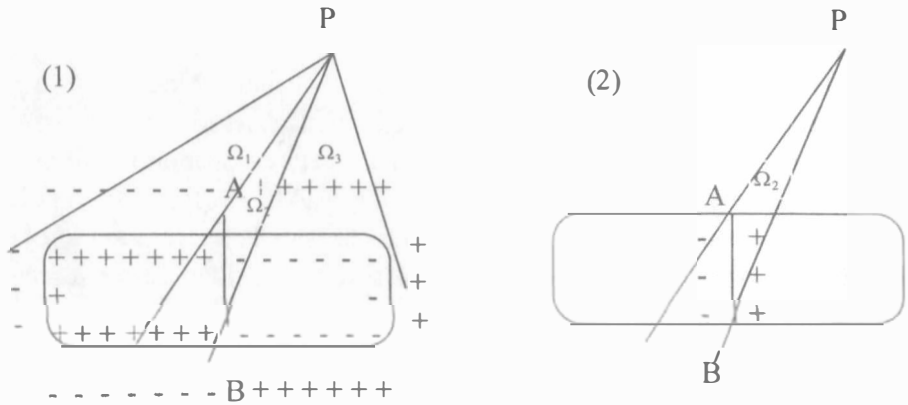


Figura 1.26. El registro en P de una célula con una región activa (lado izquierdo del rectángulo) y una inactiva. En (1), el ángulo sólido total consiste de  $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$  y  $\Omega_3$ . El potencial de acción debido a  $\Omega_1$  y  $\Omega_3$  es cero, ya que los puntos en la membrana más cercanos y lejanos a P son dipolos de igual magnitud pero polaridad opuesta. En  $\Omega_2$ , la parte de la membrana más cercana y la más lejana son dipolos de la misma polaridad a causa de la despolarización. En (2), las cargas de las partes de la membrana más lejana y más cercana, debido al ángulo sólido  $\Omega_2$ , son colocadas en la sección axial a través de la célula. La propagación del potencial de acción puede ser representado por un frente de onda positivo moviéndose de izquierda a derecha.

## 1.8 Los potenciales bioeléctricos

Aunque las mediciones de los potenciales de acción individuales pueden llevarse a cabo en cierto tipo de células, muchas mediciones son difíciles de realizar porque requieren de la colocación precisa de un electrodo

dentro de la misma. Por este motivo, la forma más común de medir biopotenciales es mediante la colocación de electrodos (un electrodo es un dispositivo que convierte los cambios iónicos en señales eléctricas) de superficie (sobre la piel), de manera que se registre el efecto combinado de un gran número de potenciales de acción, o insertar uno o más electrodos en un músculo, nervio o en ciertas partes del cerebro.

Evidentemente, el registro obtenido es el resultado de la suma de los potenciales desarrollados por los campos eléctricos en la superficie del electrodo, como se discutió en la sección anterior.

En la tabla 1.4. se presentan las señales bioeléctricas registradas con mayor frecuencia.

Tabla 1.4. *Ejemplos de señales bioeléctricas.*

Nombre	Símbolo	Amplitud	Rango en frecuencia
Electrocardiografía	ECG	0.5 - 4 mV	0.01 - 250 Hz
Electroencefalografía	EEG	5 - 300 $\mu$ V	CD - 150 Hz
Electrogastrografía	EGG	10 $\mu$ V - 80 mV	CD - 1 Hz
Electromiografía	EMG	0.1 - 5 mV	CD - 10,000 Hz
Electro-oculografía	EOG	50 - 3500 $\mu$ V	CD - 50 Hz
Electrorretinografía	ERG	0 - 900 $\mu$ V	CD - 50 Hz
Potenciales nerviosos		0.01 - 3 mV	CD - 10,000 Hz

Como se aprecia en la tabla anterior, los parámetros de magnitud y frecuencia de cada señal bioeléctrica difieren de las demás, esto hace necesario que el sistema de registro difiera en cada una de ellas para garantizar la obtención de una señal óptima y confiable.



# Capítulo 2

## Electrodos para biopotenciales

### Introducción

Los electrodos para biopotenciales (bioelectrodos) son imprescindibles en el registro de señales fisiológicas, ya que llevan a cabo la transducción de las corrientes iónicas celulares en corrientes eléctricas y viceversa. Un bioelectrodo se define como un electrodo de contacto usado para detectar potenciales de origen biológico o transmitir energía eléctrica (estimulador). En consecuencia, llevan a cabo una doble función, por un lado, se emplean para aplicar una señal de estimulación a un sistema fisiológico y, por otro, son capaces de detectar la presencia de un potencial en dicho sistema. El diseño del electrodo se realiza tomando en cuenta el tipo de aplicación que tendrá, por ello se consideran factores de gran importancia como son: condiciones mecánico-metalúrgicas de los materiales que se emplean en la construcción, reacciones de rechazo que se pueden presentar al implantar un electrodo, costo y disponibilidad de materiales, forma, tamaño y requerimientos para su utilización, entre otros.

El número de materiales con que pueden fabricarse los electrodos se encuentra limitado a problemas de toxicidad fisiológica y tensión mecánica. Los materiales más comunes son los metales nobles como la plata y el platino, acero templado, plata germana y tantalio; de éstos es preferible el platino porque es un buen conductor de la electricidad y es

un material inerte en el cuerpo, no se corroe con facilidad y es empleado en implantes crónicos como marcapasos.

La plata, por su parte, es un buen conductor eléctrico, pero blanda mecánicamente y se oxida con facilidad, esto es, se corroe más fácilmente que el platino y el oro. El oro es un material satisfactorio para construir electrodos, aunque es blando, es más disponible que el platino pero posee un costo elevado.

El acero templado, desde el punto de vista quirúrgico, es un material satisfactorio para la construcción de electrodos y se emplea tanto interna como externamente. Posee resistencia mecánica y no se corroe con facilidad, la aplicación cardíaca es la excepción, pero su costo lo hace competitivo con los metales nobles.

## 2.1 El electrólito como medio de conducción

Para medir y registrar potenciales y corrientes en el cuerpo es necesario contar con una interfase entre éste y el aparato de medición. Esta función de interfase es realizada por los electrodos para biopotenciales.

En cualquier medición práctica la corriente registrada podría ser muy pequeña, sin embargo, nunca es cero. Los electrodos para biopotenciales deben, por lo tanto, tener la capacidad de conducir la corriente a través de la interfase entre el cuerpo y el circuito de medición.

Los electrodos para biopotenciales llevan a cabo una función de transducción, ya que la corriente en el cuerpo es manejada por iones. Los iones son captados por los electrodos, que tienen la característica de conducir electrones, por lo tanto, los electrodos hacen la transducción de corrientes o potenciales iónicos a corrientes o potenciales eléctricos.

Existe una gran variedad de electrodos que pueden ser usados para registrar los potenciales bioeléctricos, sin embargo, todos ellos poseen como componente común la *interfase metal-electrólito (electrodo-*

*electrólito*, ver figura 2.1), donde el metal es el material del electrodo y el electrólito puede ser una solución electrolítica, como la empleada en los electrodos de superficie, o bien pueden ser líquidos tisulares en contacto con un electrodo insertado bajo la piel, así como la transpiración que se acumula bajo los electrodos secos aplicados en la piel cercana a glándulas sudoríparas.

Cuando un electrodo metálico entra en contacto con un electrólito, ocurre un intercambio electrón-ion. Existe una tendencia de los iones metálicos a entrar en la solución y de los iones en el electrólito a combinarse con el metal del electrodo, esto es, se lleva a cabo una reacción química entre la piel y el electrólito, así como entre el electrólito y el electrodo, éste es el principio de la transducción.

*Electrólito*: Elemento o sustancia susceptible de ser descompuesta por corriente eléctrica (se descompone en iones).

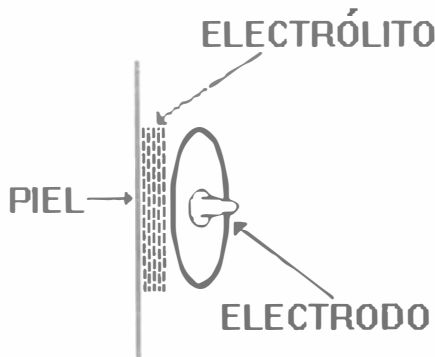


Figura 2.1. *Interfase electrodo-electrólito-piel.*

## 2.2 Concepto de polarización y voltaje de media celda

La corriente total que cruza la interfase del electrodo hacia el electrólito es el producto de (figura 2.2):

- Electrones ( $e^-$ ) moviéndose en dirección opuesta a la corriente ( $I$ ) en el electrodo.
- Cationes ( $C^+$ ) moviéndose en la misma dirección que la  $I$ .
- Aniones ( $A^-$ ) moviéndose en dirección opuesta a la corriente en el electrólito.

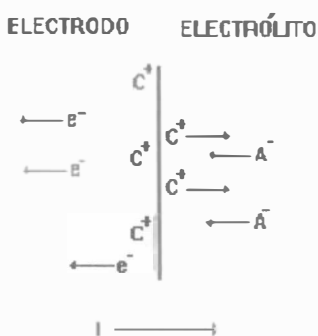
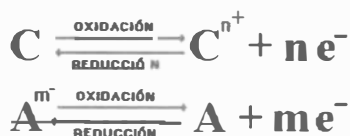


Figura 2.2. *Interfase electrodo-electrólito.*

Para que la carga cruce la interfase deben ocurrir ciertas reacciones químicas en la misma. Estas reacciones pueden ser representadas como sigue:



donde:

$n$  = valencia del catión (C).

$m$  = valencia del anión (A).

Cuando se coloca una pieza de metal en una solución que contiene iones del metal (cationes) se presenta la primera reacción, la concentración local de cationes en la solución cambia en la interfase, lo que afecta también la concentración de aniones. El resultado final es que la neutralidad por efecto de las cargas no se mantiene en esta región. En consecuencia, el electrólito que rodea al metal tiene un potencial eléctrico diferente al del resto de la solución.

Una diferencia de potencial, conocida como *potencial de media celda*, es determinada por el metal involucrado, la concentración de sus iones en solución y la temperatura, así como por otros factores de orden secundario. Este potencial es muy importante para comprender el comportamiento de los electrodos para biopotenciales.

La distribución de iones del electrólito en la vecindad inmediata de la interfase metal-electrólito es especial. Existe cierta clase de separación de cargas que resulta en una capa eléctrica doble, en donde un tipo de carga es dominante en la superficie del metal y la carga opuesta es distribuida en exceso en el electrólito inmediatamente adyacente (figura 2.3).

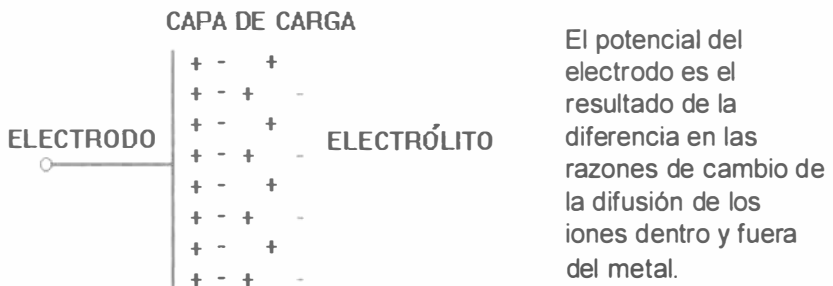


Figura 2.3. Distribución de cargas en la interfase electrodo-electrólito.

El “potencial de media celda”o “potencial del electrodo”es la diferencia de potencial entre el electrodo y el electrólito, medida con un electrodo de referencia estándar colocado en el mismo electrólito.

En principio, debería resaltarse que no existe ningún método para determinar el valor absoluto del potencial en un único electrodo, ya que todos los dispositivos para medir el potencial eléctrico determinan sólo diferencias de potencial. Uno de los conductores de este dispositivo se conecta al electrodo en cuestión; sin embargo, con el objeto de medir una diferencia de potencial, el segundo conductor debe ponerse en contacto con el electrólito de la media celda en cuestión. Este último contacto implica inevitablemente una interfase electrodo-electrólito, y por tanto actúa como una segunda media celda en la que también puede tener lugar una reacción química, si fluye electricidad. A esta segunda reacción estará asociado un potencial. Por tanto, no es posible obtener un valor absoluto para la media celda deseada, y en lugar de eso lo que se mide es la combinación del potencial de interés y del potencial de la media celda para el contacto entre el dispositivo de medición del potencial y la solución.

La imposibilidad de medir potenciales para procesos de media celda no es un serio problema, ya que son suficientemente útiles los potenciales de media celda relativos, medidos frente a un electrodo de referencia común. Con el objeto de desarrollar un listado útil de potenciales de media celda, es necesario contar con un electrodo de referencia cuidadosamente definido y aceptado por toda la comunidad científica. Esta media celda es el electrodo estándar de hidrógeno, que se define con un potencial de media celda igual a cero. El electrodo de hidrógeno se basa en la siguiente reacción:



En donde, como se muestra en la figura 2.4, el  $H_2$  burbujea sobre un electrodo de platino que funciona como la fuente de las moléculas de hidrógeno. El platino actúa como catalizador para la reacción y como receptor de los electrones generados.

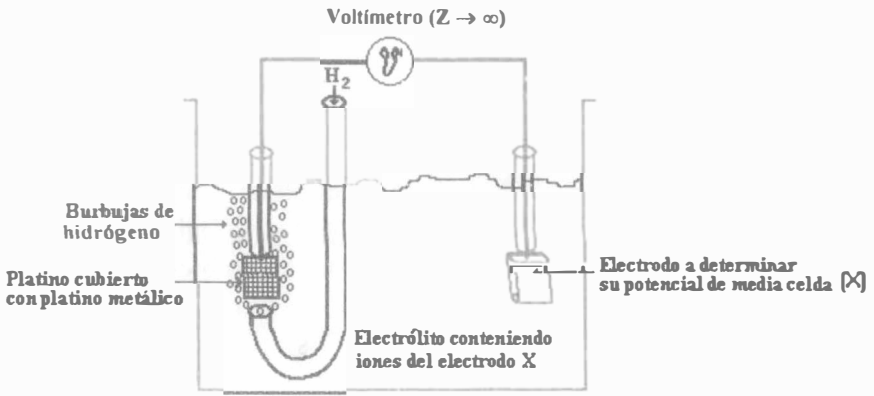


Figura 2.4. Sistema usado para la medición del potencial de media celda de un electrodo (se utiliza un electrodo estándar de hidrógeno como referencia).

Los gránulos que cubren al platino son tan pequeños que se esparcen difusamente y absorben la luz que incide sobre ellos, esto les causa una apariencia oscura. Este tratamiento sobre la superficie incrementa enormemente el área disponible para la reacción química.

Se emplea el platino (Pt) porque es relativamente inerte, ningún átomo de Pt es oxidado en la interfase electrodo-electrolito.

A través de las burbujas de hidrógeno, algunas de sus moléculas son absorbidas en la superficie del Pt y se disocian en átomos de hidrógeno.

El potencial de media celda de un electrodo está dado para condiciones en las cuales no existe una corriente entre el electrodo y el electrolito. Cuando hay una corriente entre ellos, existirán cambios en el potencial de media celda. Dicha diferencia es debida a la polarización del electrodo.

La *polarización* es el resultado del paso de corriente directa a través de la interfase electrodo-electrólito. Este efecto es muy parecido al de cargar una batería con la polaridad de la carga oponiéndose al flujo de corriente que genera la misma.

Mac Imes (1961) propuso que el término *polarización del electrodo* puede explicarse de dos formas:

- a) Como la existencia de una distribución de carga en la interfase electrodo-electrólito, donde el arreglo espacial de la carga depende de la manera en la cual el electrodo y el electrólito reaccionan. El arreglo más simple ha sido el concebido por Helmholtz (1879), quien postuló que existe una capa de carga de un signo bien definido en el electrodo y una capa de carga del signo opuesto en el electrólito. La diferencia entre las dos capas de cargas es medida en dimensiones iónicas.
- b) Como la condición en la cual el potencial electrodo-electrólito es alterado por el paso de corriente.

Parsons (1964) describió los electrodos en términos de las reacciones en la doble capa, refiriéndose a los electrodos en los cuales no ocurría una transferencia neta de carga a través de la interfase electrodo-electrólito como: electrodos perfectamente polarizables y electrodos perfectamente no polarizables (aquellos en los cuales el intercambio libre de carga es posible).

En la práctica, los electrodos reales tienen propiedades que están entre estos dos límites idealizados.

El cloruro de plata es uno de los materiales que más se emplean para hacer electrodos, debido a que les proporciona características muy parecidas a las de los electrodos no polarizables.

## 2.3 Modelo eléctrico de la interfase electrodo-electrólito-piel

Para comprender el comportamiento del electrodo cuando registramos un biopotencial, debemos considerar, además de la interfase electrodo-electrólito, el proceso que ocurre con la superficie de la piel, es decir, la interfase electrólito-piel. Debemos considerar que para acoplar el electrodo a esta última usamos habitualmente pasta electrolítica que contiene  $\text{Cl}^-$  como anión para mantener un buen contacto.

Un aumento en la concentración de  $\text{Cl}^-$  provocaría un aumento en la densidad de corriente en la interfase electrodo-electrólito, volviendo al electrodo todavía más “no polarizable” y disminuyendo la impedancia electrólito-piel. Desafortunadamente esto causa, en algunos casos, irritación en la piel.

Algunas condiciones importantes para el manejo y selección de la pasta electrolítica son las siguientes:

1. Mantenerla húmeda durante su uso y envase. Esto se logra mediante el empleo de electrodos con poca transmisión de vapor e incluyendo un humectante en el gel.
2. Prevenir la aparición de microorganismos y el crecimiento de moho. Normalmente el gel contiene un bactericida/fungicida y en ocasiones se desinfecta usando radiación gama.
3. La pasta debe proporcionar baja impedancia electrólito-piel y
4. Causar un mínimo de irritación a la piel (se recomienda un pH entre 3.5 y 9).

Analicemos enseguida una sección transversal de la piel, la cual consta de tres capas (como se muestra en la figura 2.5).

1. *Epidermis*: Parte o capa más externa que juega el papel más importante en la interfase electrodo-piel. Esta capa, a su vez, consiste de tres subcapas o estratos:
  - a) Estrato germinativo: Células más nuevas.
  - b) Estrato granuloso: Las células empiezan a morir y perder el material del núcleo.
  - c) Estrato córneo: Formado por células muertas.
2. *Dermis*: Se encuentra debajo de la epidermis y está constituida por fibras elásticas y musculares lisas, además de haces conjuntivos lisos.
3. *Capas subcutáneas*: Contienen los componentes vascular y nervioso de la piel, así como las glándulas sudoríparas y los folículos pilosos.

En el modelo de la interfase electrodo-electrólito-piel, se considerará la epidermis, hasta su estrato córneo, como una membrana semipermeable a los iones. Así, si hay una diferencia de concentración iónica a través de ella, existirá una diferencia de potencial que estará dada por la ecuación de Nernst. Esta capa también presenta una impedancia ( $Z_{\text{eléctrica}}$ ) que se comporta como un circuito RC.

La dermis y las capas subcutáneas se comportan como una simple resistencia. Un factor que es importante considerar son las variaciones de la resistencia de la piel debidas a las glándulas sudoríparas (Resistencia Galvánica de la Piel, RGP), sin embargo, con frecuencia este efecto es despreciado porque los electrodos biopotenciales no son usados para medir respuestas electrodérmicas.

Para hacer más sencillo el modelo eléctrico de la interfase electrodo-electrólito-piel, es preciso eliminar la región de la epidermis que nos puede causar artefactos de movimiento debidos a cambios iónicos. Esto lo podemos lograr limpiando las células muertas de la piel con una sustancia abrasiva, como alcohol o acetona; si queremos reducir aun más la resistencia podemos “raspar” un poco la superficie de la piel.

En la práctica se ha observado que los artefactos de movimiento presentan mayores componentes de ruido a bajas frecuencias (por debajo de 50 Hz). Diferentes biopotenciales ocupan distintas porciones del espectro en frecuencia. En algunos biopotenciales como el electromiograma (EMG) o el potencial de acción registrado en el axón (AAP), no afecta de manera importante la interferencia de baja frecuencia. Pero en el electrocardiograma (ECG), electroencefalograma (EEG) y electrooculograma (EOG) sí afecta en forma considerable, por ello hay que tener mucho cuidado de usar electrodos no polarizables y evitar artefactos de movimiento, puesto que el filtrado también distorsiona la señal.

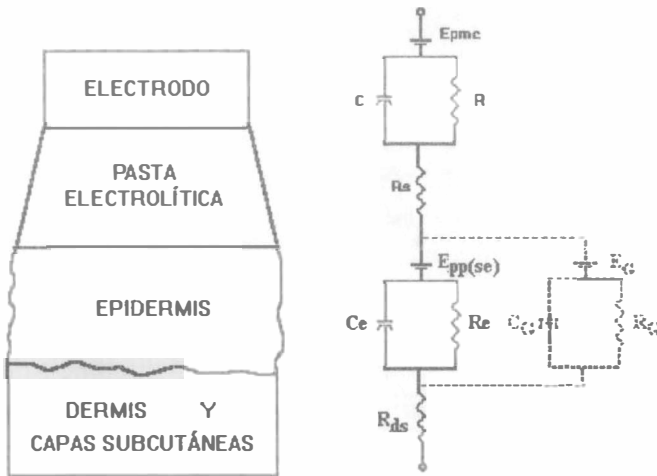


Figura 2.5. Modelo eléctrico de la interfase electrodo-electrolito-piel ( $E_{pmc}$  = Potencial de media celda del electrodo;  $C$  = Capacitancia de la interfase electrodo-electrolito;  $R$  = Resistencia de la interfase electrodo-electrolito;  $R_s$  = Resistencia de la pasta electrolítica;  $E_{pp(se)}$  = Potencial del estrato córneo;  $C_e$  = Capacitancia de la epidermis;  $R_e$  = Resistencia de la epidermis;  $E_G$  = Potencial de las glándulas sudoríparas y poros;  $C_G$  = Capacitancia de las glándulas sudoríparas y poros;  $R_G$  = Resistencia de las glándulas sudoríparas y poros;  $R_{ds}$  = Resistencia de la dermis y capas subcutáneas).

## 2.4 Características principales de un electrodo

El voltaje de corriente directa (CD) debido a la diferencia de potencial entre el potencial de media celda con corriente y el potencial de media celda en equilibrio (con corriente cero), es conocido como *voltaje de línea de base elevada (offset)*, *sobrevoltaje* o *voltaje de polarización*. Este potencial podemos separarlo en cuatro componentes, cada uno relacionado con algún tipo de mecanismo.

*Voltaje de offset resistivo u óhmico ( $V_R$ )*. Causado básicamente por la resistencia del electrolito, dicha resistencia puede variar como una función de la corriente (I). Tal situación no sigue necesariamente la ley de Ohm. La caída del voltaje es proporcional a la corriente (I) y a la resistividad del electrolito.

*Sobrevoltaje de concentración ( $V_C$ )*. Resulta del cambio de la distribución de iones en el electrolito, en la vecindad de la interfase electrodo-electrolito. Cuando se establece una corriente (I), la concentración de iones cambia, lo cual resulta en un diferente potencial de media celda en el electrodo; la diferencia entre este potencial y el del estado de equilibrio es el sobrevoltaje de concentración.

*Sobrevoltaje de activación ( $V_A$ )*. Representa la diferencia de potencial entre el electrodo y el electrolito, que es necesaria para llevar a cabo las reacciones de oxidación y de reducción. Por lo tanto:

$$V_{offset} = V_R + V_C + V_A = V_{polarización} \quad (2.1)$$

Resulta conveniente definir el voltaje de compensación como la diferencia entre los potenciales de media celda de un par de electrodos en equilibrio, con una corriente igual a cero ( $I = 0$ ).

Además del voltaje de offset del electrodo, los experimentos han mostrado que la actividad química que tiene lugar en un electrodo puede causar fluctuaciones de voltaje que aparecen sin ninguna entrada fisiológica. Tales variaciones pueden aparecer como ruido en una señal bioeléctrica, el cual puede ser reducido con la adecuada selección de los materiales o, en muchos casos, por medio de un revestimiento especial de los electrodos, realizado con métodos electrolíticos para mejorar la estabilidad.

Para estos propósitos, se ha encontrado que el electrodo de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) es muy estable electroquímicamente.

### *Impedancia (Z) del electrodo*

La figura 2.6 representa, mediante un circuito RC, la impedancia del electrodo (una de sus más importantes características), con valores fijos de resistencia y capacitancia.

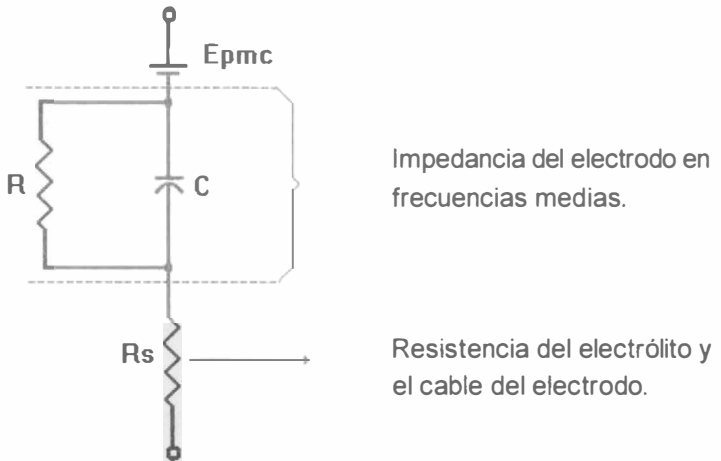


Figura 2.6. *Modelo eléctrico equivalente a la interfase electrodo-electrolito. En donde  $E_{pmc}$  = Potencial de media celda;  $R$  y  $C$  se generan debido al comportamiento de la doble capa de iones.*

Desafortunadamente, la impedancia no es constante, debido a que el valor de la reactancia capacitiva depende de la frecuencia. Además, tanto el potencial del electrodo como su impedancia varían con la polarización (paso de CD en la interfase electrodo-electrólito). Algunos electrodos son diseñados para evitar o reducir la polarización.

Si el amplificador que se conecta a los electrodos tiene una impedancia de entrada extremadamente alta, el efecto de polarización o cualquier otro cambio de impedancia del electrodo es minimizado.

El tamaño y tipo del electrodo son también importantes en la determinación de la impedancia del mismo. Debido a que la impedancia se encuentra en función de la densidad de corriente, los electrodos con área grande tienden a tener baja impedancia, alrededor de 2 a 10 kΩ; por otra parte, los electrodos con área pequeña, como los de aguja o los microelectrodos, tienen muy alta impedancia.

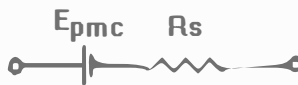
De acuerdo con los conceptos anteriores, es deseable que los electrodos tengan las características de la tabla 2.1:

Tabla 2.1. *Características deseables de los electrodos para biopotenciales.*

Característica	Valor
Potencial de media celda	Bajo*
Voltaje de offset o sobrevoltaje	Bajo
Impedancia	Baja
Polarización	No
Coeficiente de temperatura	Bajo

\* De otra forma puede saturar los amplificadores.

Si sometemos el circuito electrodo-electrólito (figura 2.6) a una alta frecuencia, veremos que su impedancia será:  $(sC)^{-1} \ll R$ , por lo tanto, tendremos como resultado sólo el circuito siguiente:



y para una baja frecuencia:  $(sC)^{-1} \gg R$



El electrodo que tiene un comportamiento muy semejante a lo deseado es el electrodo de Ag-AgCl, pues no es polarizable, exhibe menor ruido que el de Ag y tiene un potencial de media celda estable y una baja impedancia a frecuencias bajas, además mejora la estabilidad eléctrica de los electrodos (previene la variación de los voltajes electroquímicos conocidos como *artefactos de movimiento*, los cuales aparecen cuando se da una diferencia de potencial entre los dos electrodos al variar el potencial de media celda). Sin embargo, tiene limitaciones pues sufre cambios de potencial cuando es expuesto a la luz (es fotosensible), y además existe la posibilidad de que se pueda caer el recubrimiento de AgCl.

## 2.5 Tipos de electrodos y sus aplicaciones

Existen diferentes tipos de clasificación de electrodos, por uso, tipo, tamaño, etc. Una clasificación que toma en cuenta su relación con la piel, es la siguiente: *Electrodos de superficie* (utilizados sobre la piel), *Electrodos internos* (usados dentro de la piel) y *Microelectrodos* (empleados a nivel celular). Todos son empleados para medir potenciales bioeléctricos.

### *Electrodos de superficie*

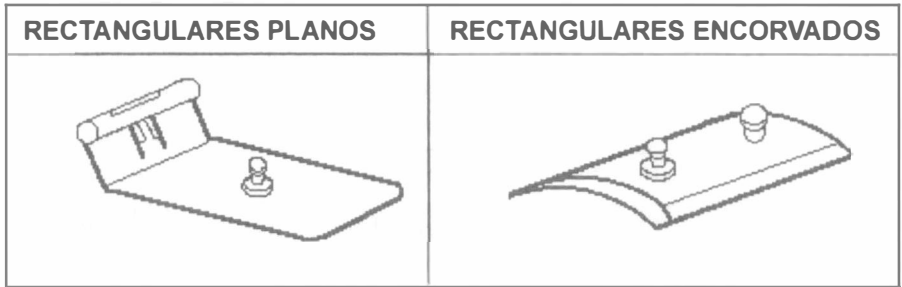


Figura 2.7. *Electrodos de superficie del tipo placa metálica.*

### *Placas metálicas*

Consisten de un conductor metálico que entra en contacto con la piel a través del uso de pasta electrolítica. Pueden tener diversas formas, como se observa en la figura 2.7. En una de sus caras poseen una terminal para conectar el cable hacia el equipo de registro y tienen otro pivote para fijarlos por medio de una banda de caucho. Tradicionalmente son de plata alemana (Ni-Ag o Cu-Ag).

Para electromiografía (EMG) se emplean con mejor resultado los electrodos de acero inoxidable, platino o discos con chapa de oro para minimizar las reacciones químicas con la transpiración o la pasta, aunque estos electrodos son más polarizables (figura 2.8).


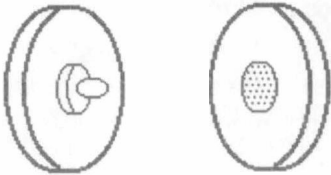
	
<p><b>CIRCULARES PERMANENTES</b></p>	<p><b>CIRCULARES DESECHABLES</b></p>
<p>Tienen soldado el cable de conducción y la unión se encuentra protegida por un material aislante. En general son de Ag-AgCl y se emplean en ECG, EEG (7 mm) y en ocasiones en electromiografía (EMG).</p>	<p>Consisten de un disco de plástico adhesivo que rodea un disco de Ag-AgCl, el cual puede venir con pasta electrolítica o sin ella. Con pasta presentan una red típica entre 2 k<math>\Omega</math> y 10 k<math>\Omega</math> y en alta frecuencia aproximadamente 100 <math>\Omega</math>.</p>

Figura 2.8. *Electrodos para biopotenciales del tipo circulares.*

En electroencefalografía (EEG) se emplean electrodos de Ag-AgCl de menor diámetro. En la práctica, la impedancia entre un par de electrodos en el cuero cabelludo varía entre 3 y 15 k $\Omega$  (en un rango de frecuencias de 0 a 100 kHz). En general:

$Z_{cd}$  (Impedancia en corriente directa) >  $Z_{ca}$  (altas frecuencias). Entre 10 y 100 Hz,  $Z_{ca} \approx Z_{cd}$ .

### *Electrodos de succión*

Este tipo de electrodo es muy práctico para obtener las derivaciones precordiales en el ECG, ya que podemos cambiarlo con facilidad y además se fija bien tanto en personas con mucho tejido adiposo como en personas delgadas. Aunque estos dispositivos son grandes, tienen un área de contacto pequeña ya que para el contacto sólo se utiliza la orilla de la campana (figura 2. 9). Se recomienda su uso sólo por espacios

cortos de tiempo, porque la succión y la parte de la superficie de contacto contra la piel pueden causar seria irritación. Cuando se usan amplificadores con baja impedancia de entrada, se puede producir mayor distorsión del ECG.

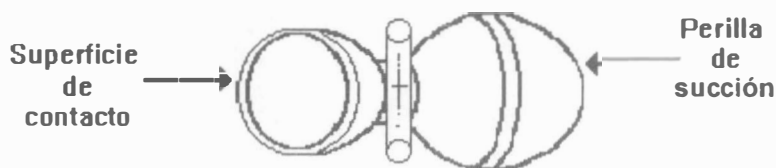


Figura 2.9. *Electrodo de succión para registro electrocardiográfico.*

### *Electrodos flotantes*

El uso de electrodos no polarizables puede reducir o eliminar los artefactos de movimiento (variación en el potencial de media celda), pero se puede reforzar aun más este efecto mejorando la interfase en forma mecánica, por medio del uso de electrodos como los mostrados en la figura 2.10. La principal característica es que el metal no está en contacto directo con la piel, sino que se encuentra totalmente rodeado por electrólito, entonces la cavidad no se mueve con respecto al metal y por lo tanto no produce ningún movimiento en la capa de carga. Se emplea para registros de ciertas derivaciones del ECG y para estudios en movimiento. La resistencia en CD, entre un par de estos electrodos aplicados en los brazos, está entre 2 y 7 k $\Omega$ .

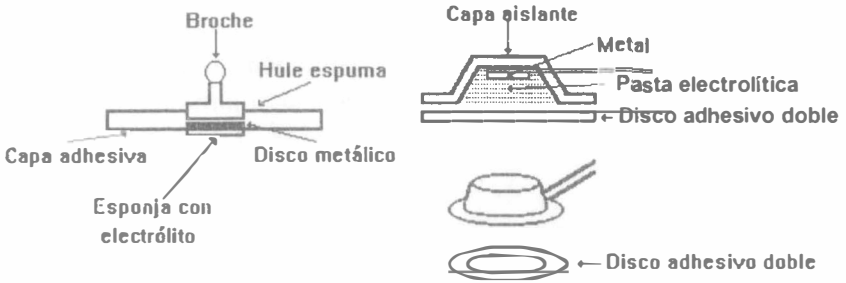


Figura 2.10. Esquema representativo de un electrodo flotante.

### Electrodos flexibles

Se adhieren y amoldan muy bien a la piel y exhiben una impedancia de entrada ( $Z_{ent}$ ) relativamente baja (figura 2.11). Se emplean en niños prematuros y pacientes monitorizados. Son transparentes a los rayos X, debido a la malla delgada de metal, y no son irritantes.

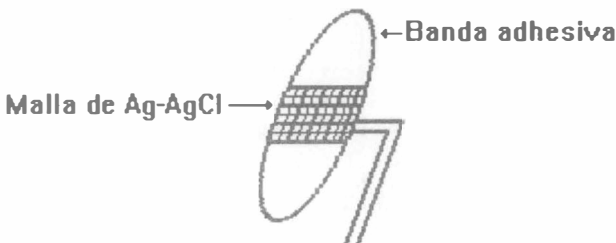


Figura 2.11. Electrodo flexible para registro de biopotenciales.

*Electrodos secos*

No utilizan pasta electrolítica sino que contienen un amplificador con alta impedancia de entrada, necesaria para el acoplamiento óptimo con el aparato de registro (se muestran en las figuras 2.12 y 2.13).

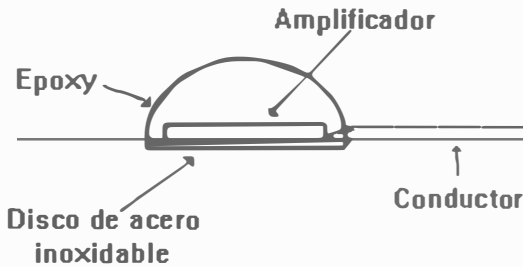


Figura 2.12. Esquema de un electrodo para biopotenciales del tipo seco.

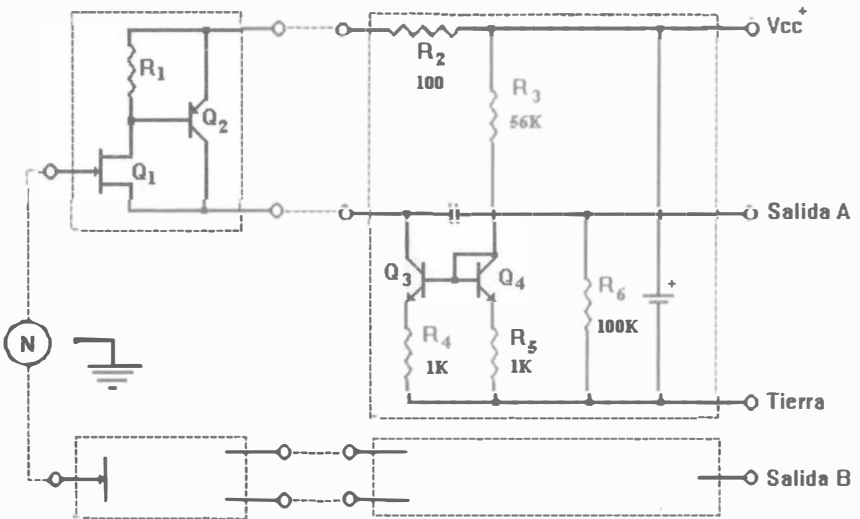


Figura 2.13. Sistema de acoplamiento empleado para registro con electrodos secos.

La impedancia de entrada ( $Z_{ent}$ ) del aparato de registro debe ser muy alta, y se deben evitar los movimientos porque el voltaje que generan puede saturar el amplificador. Tal impedancia se encuentra en el rango de  $0.1 \text{ G}\Omega$  a  $1 \text{ G}\Omega$ . Otra desventaja es que la respuesta en bajas frecuencias está comprometida con la disminución de la capacitancia, o si hay cambios en ésta (lo cual sucede con mucha frecuencia) se genera un cambio en el voltaje y por lo tanto un artefacto de movimiento.

### *Electrodos multipuntos*

Se fabrican de acero inoxidable o hierro plateado (figura 2.14). Son muy prácticos en registros electrocardiográficos (ECG), aunque un estudio realizado por Lemes and Hill (1966) demuestra que presentan casi las mismas características que los electrodos que utilizan gel o pasta.

Son más útiles en animales, a quienes resulta difícil cortarles el pelo, y también en condiciones de baja temperatura y presión barométrica que dificultan la conservación de la pasta o gel, ya que permiten eliminar su uso.



Poseen  $\approx 1,000$  puntos de contacto que penetran el estrato córneo y en consecuencia disminuyen la resistencia.

Figura 2.14. *Electrodo multipuntos para registros electrocardiográficos.*

El comportamiento de los electrodos con respecto a la frecuencia de la señal bioeléctrica se muestra en la figura 2.15.

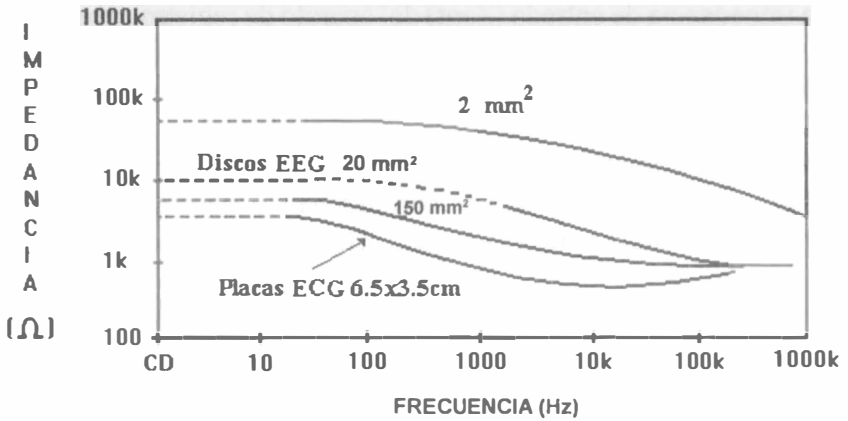


Figura 2.15. Respuesta en frecuencia de los electrodos multipuntos.

Como se puede observar en la figura 2.15, arriba de 100 Hz la impedancia disminuye progresivamente alcanzando en ocasiones valores inferiores al de la  $Z_{CD}$ .

### Electrodos internos

Presentan elevada impedancia ( $Z$ ) porque su área ( $A$ ) disminuye y se emplean para medir señales de magnitud pequeña. Se clasifican en electrodos percutáneos (que cruzan o atraviesan la piel) y en electrodos intratégumento (se encuentran bajo la piel y dentro del tegumento o músculo).

### *Electrodos percutáneos*

No necesitan pasta electrolítica. Existen diferentes tipos de agujas y electrodos de alambre percutáneos.

a) *Electrodos de aguja aislados.* Consiste de una aguja sólida, usualmente hecha de acero inoxidable con una punta filosa, su cuerpo está aislado con un revestimiento de barniz aislante que sólo deja la punta expuesta. En el otro extremo de ésta, se coloca un conductor y dicha unión es encapsulada en un cilindro de plástico, como se muestra en la figura 2.16. Son ampliamente usados en electromiografía (EMG).

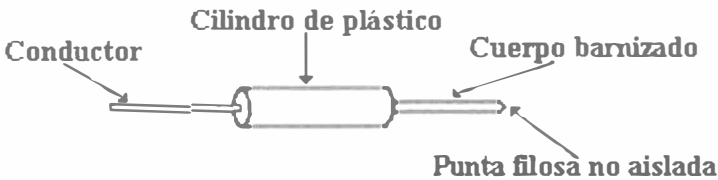


Figura 2.16. Esquema de un electrodo de aguja aislado.

b) *Electrodos de aguja coaxiales.* Son un tipo de variación del anterior y se emplean en pacientes en cirugía para monitorizar el ECG continuamente. Se colocan en cada extremidad y tienen la ventaja de que permanecen en su lugar, a pesar de las manipulaciones que se hagan al paciente.

Para su fabricación se emplea una aguja hipodérmica que se atraviesa con un alambre fino aislado por el centro de su luz y se recubre con un material aislante, tal como la resina epóxica. Una vez colocada la resina, la punta de la aguja es limada hasta formar un cierto ángulo de sesgo, exponiéndose una sección transversal oblicua del alambre central, el cual sirve como electrodo activo. La aguja es conectada a tierra por

medio de la malla de un cable coaxial (para evitar interferencias electromagnéticas) y el vivo del cable a la punta de la aguja (ver figura 2.17).

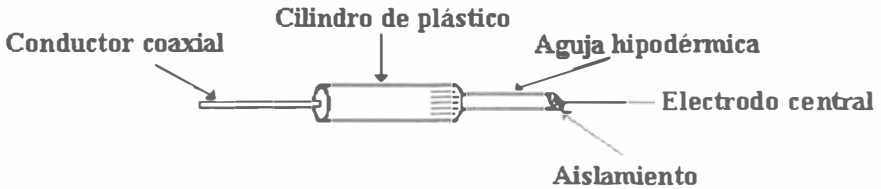


Figura 2.17. *Electrodo de aguja coaxial.*

c) *Electrodo coaxial bipolar.* Se colocan dos conductores o alambres finos en el lumen de la aguja hipodérmica y se conectan diferencialmente, de manera que sean sensibles a la actividad eléctrica sólo en la vecindad inmediata de la punta del electrodo que estará aislada (figura 2.18).

Cuando se realiza la medición se requiere la penetración del electrodo, por lo que se recomienda que el registro sea lo más rápido posible.

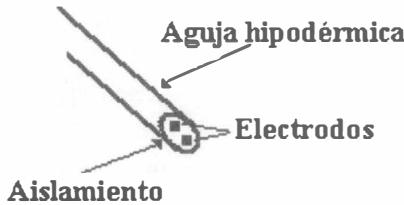


Figura 2.18. *Electrodo coaxial bipolar.*

### *Electrodos intrategumento*

a) *Electrodo de alambre fino.* Posee un alambre fino de acero inoxidable de 25 a 125 micras, aislado con barniz desde unos milímetros de la punta hacia todo el alambre. Como se muestra en la figura 2.19, a la punta no aislada se le hace una curvatura formando una J, se introduce el alambre en una aguja y ésta se inserta en la piel hasta el músculo deseado, entonces, se jala la aguja lentamente dejando el electrodo fijo en el músculo.

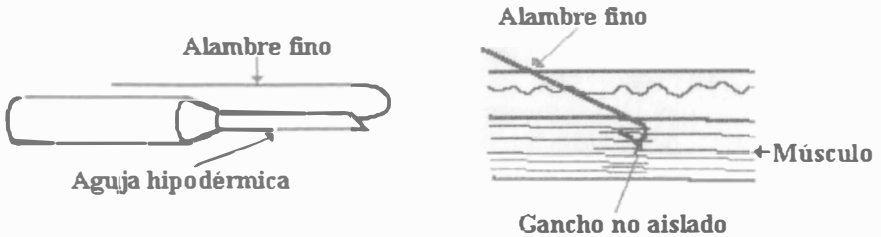


Figura 2.19. *Electrodo intrategumento de alambre fino.*

b) *Electrodo embobinado de alambre fino.* Permite la manipulación y movimientos gracias a la forma espiral del electrodo, que es de aproximadamente 150 micras, evitando la rasgadura de la piel. Se muestra en la figura 2.20.



Figura 2.20. *Electrodo intrategumento embobinado de alambre fino.*

c) *Electrodo de ECG fetal o de Hon (1972)*. En ciertos casos se desea obtener el electrocardiograma fetal (ECGF) durante el trabajo de parto, para ello se conecta el electrodo a la parte expuesta del feto (generalmente la cabeza), a través del cérvix uterino. El líquido amniótico contiene iones y es conductor, lo que ocasiona una superficie equipotencial y los electrodos de superficie no detectan de manera adecuada el registro del electrocardiograma fetal.

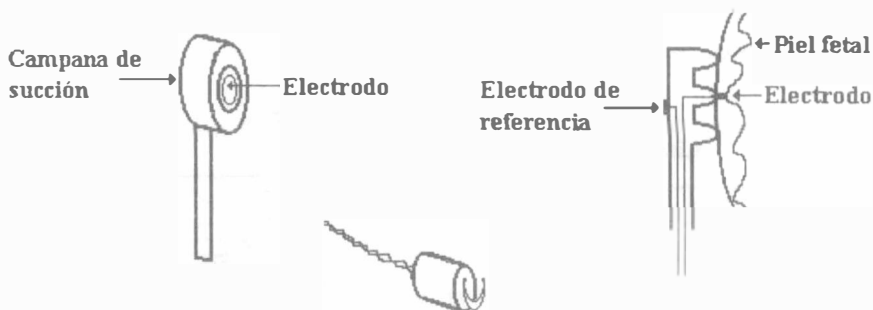


Figura 2.21. *Electrodo para ECG fetal o de Hon.*

En la figura 2.21 se muestra el electrodo helicoidal de Hon, que es de acero inoxidable y se encuentra montado en un cilindro plástico. En uno de los extremos de dicho cilindro se encuentra un electrodo de referencia, que hace contacto con el líquido amniótico, así la señal que se obtiene entre los dos electrodos es la caída de voltaje en la resistencia del estrato córneo. El electrocardiograma fetal obtenido puede tener amplitudes pico del orden de 50 a 700  $\mu\text{V}$ . Existe otro tipo de electrodo de succión que utiliza el mismo principio.

d) *Electrodos implantables*. Con frecuencia se desea que los cables no penetren la piel, entonces se coloca un radiotransmisor dentro del cuerpo y la señal se registrará fuera del mismo en el radioreceptor. Las formas que pueden presentar este tipo de electrodos son las siguientes:

- i) Electrodo de lazo de alambre: Se sutura a la parte del cuerpo en que se desea registrar (figura 2.22).

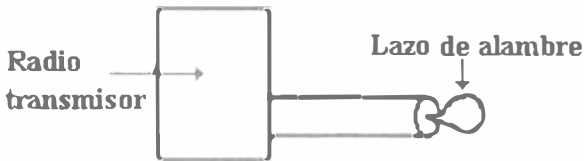


Figura 2.22. Electrodo implantable de lazo de alambre.

- ii) Electrodo cortical: Se utiliza para obtener potenciales bioeléctricos del cerebro. Consiste de una esfera de plata de dos milímetros de diámetro, que se encuentra en la punta de un cilindro aislante de teflón. Se fija en la superficie de la corteza cerebral como se observa en la figura 2.23.

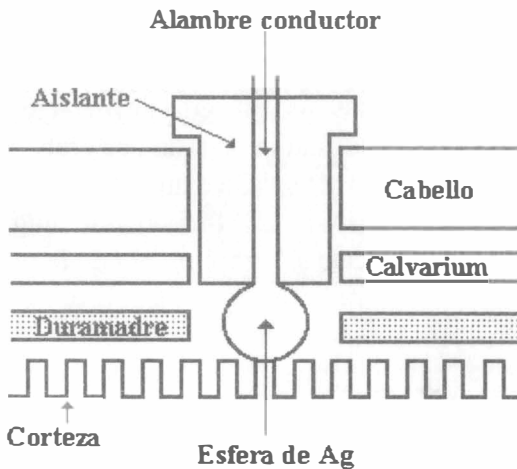


Figura 2.23. Electrodo implantable cortical.

iii) Electrodo multielemento: Es un racimo de electrodos que se encuentran separados por barniz aislante como se ilustra en la figura 2.24.



Figura 2.24. *Electrodo implantable multielemento.*

### ***Microelectrodos***

Son muy pequeños y resistentes, además permanecen mecánicamente estables. Su tamaño típico es de aproximadamente 0.05 a 10 micras.

#### ***Metálicos***

De puntas muy finas y delgadas. Es una aguja de metal resistente, aislado hasta muy cerca de una punta fina preparada por grabado electrolytico, utiliza una celda en la cual el metal de la aguja es el ánodo (figura 2.25). Son de acero inoxidable, aleación de Pt-iridio y de tungsteno. Utilizan vidrio como soporte para evitar el rompimiento de la punta tan fina.

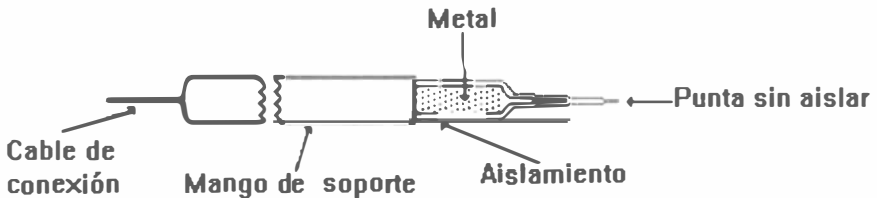


Figura 2.25. *Esquema de un microelectrodo metálico.*

### Metálicos reforzados

Existen de diferentes tipos, uno de ellos se muestra en la figura 2.26: a una micropipeta de vidrio se le deposita una película metálica en la superficie y se cubre con un polímero que sirve como aislante, sólo queda expuesta la punta metálica.

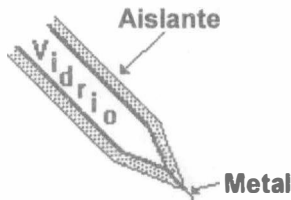


Figura 2.26. *Microelectrodo de película metálica depositada.*

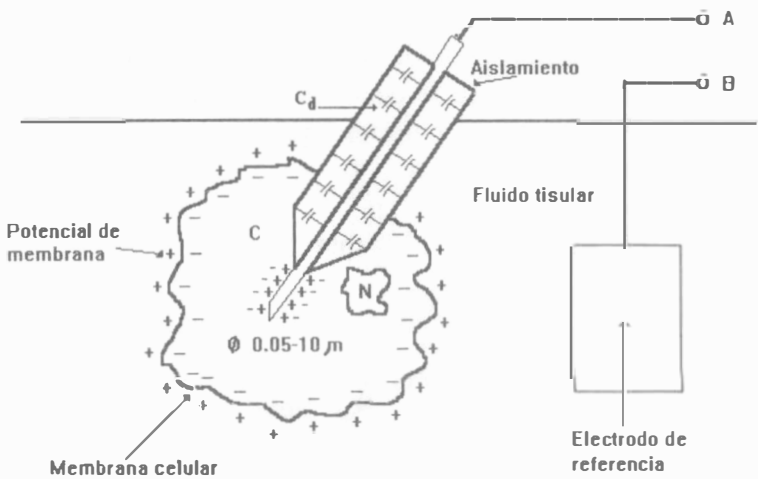
### No metálicos o micropipetas

Se fabrican a partir de un capilar de vidrio que contiene una solución electrolítica, comúnmente de KCl, donde se realiza la transferencia de información. Su área de contacto es del orden de micras por lo que para poder realizar registros es necesario emplear un amplificador de muy alta impedancia de entrada.

Para entender el comportamiento eléctrico de los microelectrodos es conveniente utilizar un circuito eléctrico, que tendrá características diferentes para los electrodos de metal y los de micropipeta.

En el caso de los microelectrodos de metal, cuando éstos avanzan en una célula o por el fluido tisular, el potencial que aparece entre la terminal conectada al microelectrodo y el indiferente es la suma de tres potenciales: el potencial metal-electrólito de la punta del microelectrodo ( $E_a$ ), el potencial de membrana de la célula y el potencial electrodo-electrólito del electrodo de referencia ( $E_b$ ). De donde se puede obtener que:

$$E_a + E_b = cte. \quad (2.2)$$



N = Núcleo  
C = Citoplasma

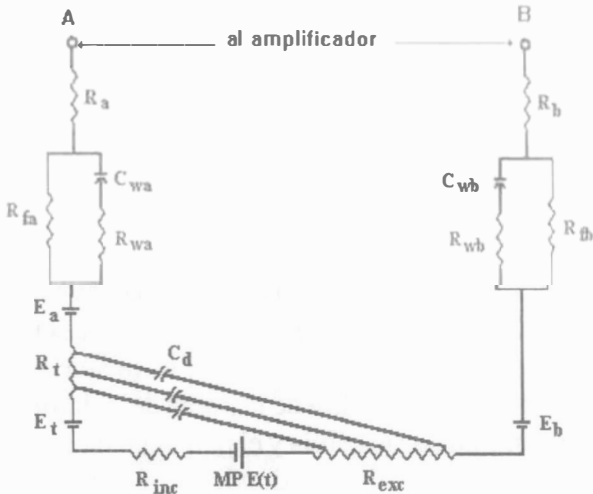


Figura 2.27. Microelectrodo metálico y su circuito equivalente.

En la figura 2.27 se muestra un circuito equivalente del microelectrodo de metal, en la parte superior se observa el origen de la distribución de capacitancias, con la punta del electrodo situada dentro de la célula. En la parte inferior de la figura se muestra el circuito equivalente para esta situación.

Frecuentemente se acepta simplificar su circuito equivalente como se muestra en la figura 2.28, donde se tiene que  $E_{AB} = E(t) + E' = E(t) + E_a + E_b$  con:

$R_a, R_b$ : Resistencia entre la terminal A y la B (despreciable).

$R_s$ : La del soporte del microelectrodo (despreciable).

$R_{fa}, R_{wa}, C_{wa}$ : Impedancia de la interfase punta-líquido intracelular.

$R_{inc}$ : Resistencia intracelular.

$R_{exc}$ : Resistencia extracelular.

$C_d$ : Es la capacitancia entre mango y líquido extracelular.

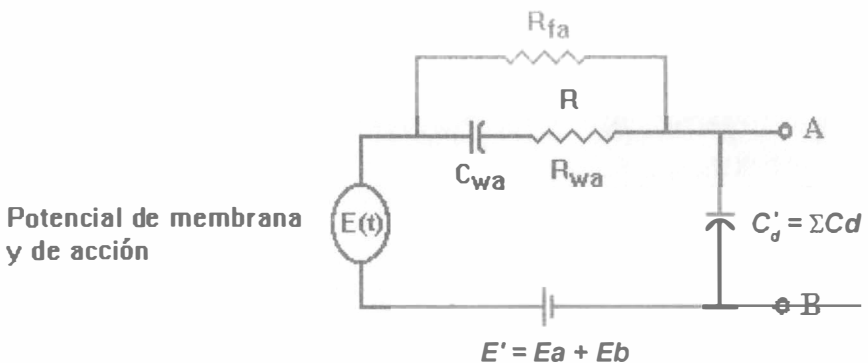


Figura 2.28. Circuito equivalente simplificado para un microelectrodo de metal dentro de una célula.

El circuito equivalente para el electrodo no metálico o de micropipeta es, la mayoría de las veces, más complejo que el utilizado para el microelectrodo de metal. Su situación física se muestra en la figura 2.29.

El electrólito que llena la pipeta se encuentra con una concentración 3 molar (KCl), para tener compatibilidad con el citoplasma y una resistividad baja. El alambre del electrodo que se encuentra en el soporte es generalmente de plata clorada, acero inoxidable o tungsteno. El circuito equivalente se muestra en la parte superior de la figura 2.30, donde se observa que entre las terminales de la micropipeta y el electrodo de referencia o indiferente se tienen cuatro potenciales:

- a) Entre el electrodo de la terminal A y el electrólito.
- b) El potencial debido a la diferencia entre el electrólito de la micropipeta y el de la célula.
- c) El potencial de membrana.
- d) El potencial entre el electrodo de referencia y el líquido extracelular.

Las impedancias presentes son:

1. La resistencia del alambre conectado ( $R_a$  disminuye).
2. La impedancia ( $Z_{\text{electrodo-electrólito}}$ ) de la micropipeta y el líquido intracelular, constituida por  $R_{fa}$ ,  $R_{wa}$  y  $C_{wa}$ .
3. La resistencia del electrólito ( $R_t$ ) dentro de la micropipeta en la punta.
4. La resistencia del electrólito dentro de la célula ( $R_{exc}$ ).
5. La impedancia ( $Z_{\text{electrodo-electrólito}}$ ) del electrodo de referencia constituido por  $R_f$ ,  $R_{wb}$  y  $C_{wb}$ .
6. La resistencia del alambre conectado al electrodo de referencia ( $R_b$  disminuye).

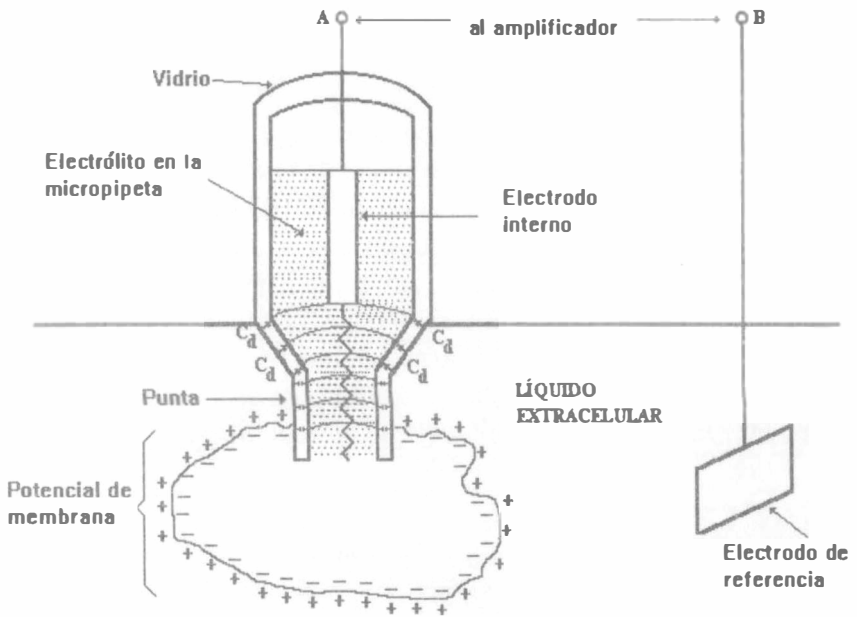
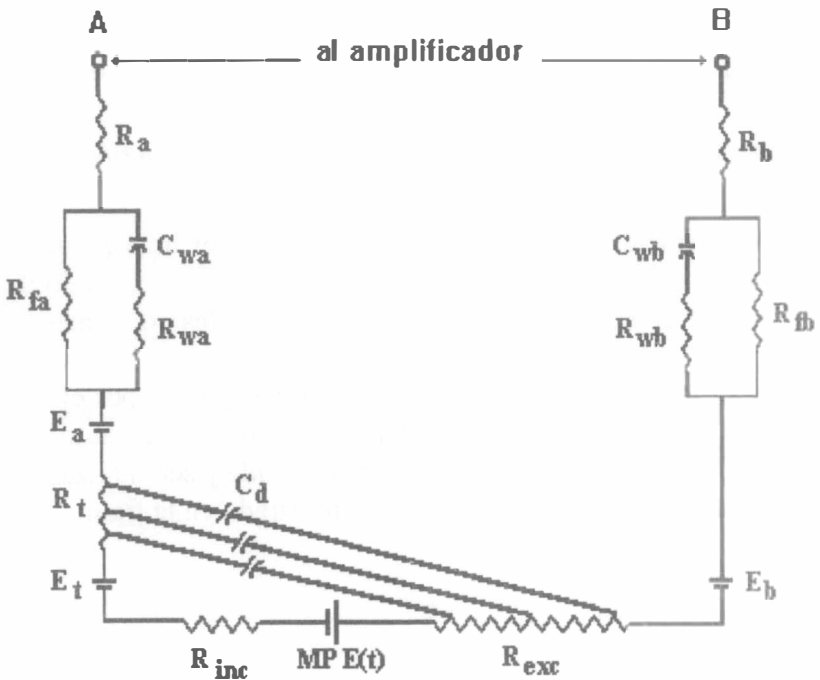


Figura 2.29. Registro intracelular con un electrodo de micropipeta.

La capacitancia distribuida ( $C_d$ ) juega un papel importante para determinar la respuesta de la micropipeta y se da entre el fluido de la micropipeta y el extracelular. Se pueden realizar las siguientes simplificaciones: varias de las resistencias pueden ser despreciadas al compararlas con la que presenta la punta de la micropipeta, por ejemplo:  $R_a + R_b \approx 1 \Omega$  y  $R_t \approx 10$  a  $200 \text{ M}\Omega$ . Por lo tanto, nuestro circuito inicial (figura 2.30.a) podrá simplificarse en gran medida y ser analizado con mayor facilidad, obteniéndose el circuito mostrado en la figura 2.30.b.

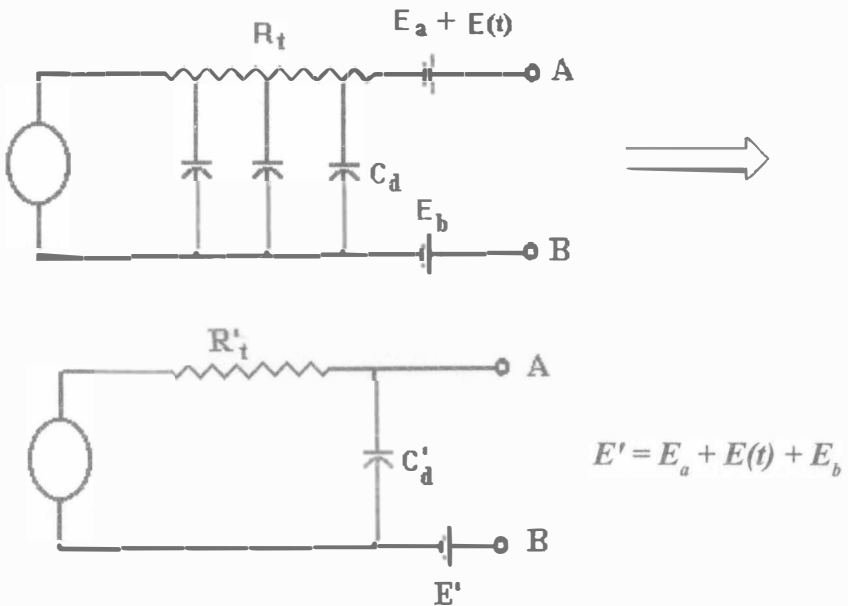
### Comparación de los circuitos de micropipeta y microelectrodos de metal

Ambos tipos de microelectrodos requieren el uso de un sistema de amplificación con una muy alta impedancia de entrada (varias veces más grande que la de los electrodos) del orden de  $10^9 \Omega$ . Frecuentemente el acoplamiento de impedancias tiene un efecto diferente en los microelectrodos: en los de metal causa un comportamiento del tipo de un filtro pasa-altas y en los de micropipeta un comportamiento de filtro pasa-bajas, aun cuando este último también se conecta a un amplificador de alta impedancia de entrada. Se puede corregir esta limitación empleando un amplificador de capacitancia de entrada negativa.



(a)

Simplificando el circuito obtenemos lo siguiente:



$C_d \approx 0.5 \text{ pF/mm}$  de longitud de la punta.

(b)

Figura 2.30. *Equivalente eléctrica del electrodo de micropipeta.*

## 2.6 Consideraciones para el registro de biopotenciales

Los siguientes factores tienen gran influencia en la disminución de la impedancia electrólito-piel para registro de biopotenciales: aumento del área de contacto piel-electrodo; una gran concentración de sales en el gel, particularmente cloro; abrasión o pinchazo de la piel y agentes que disminuyan la impedancia de la misma.

Respecto a los electrodos, las consideraciones son las siguientes:

1. Construir el electrodo y cualquiera de las partes del cable conductor que pueda exponerse o tener contacto con el electrólito *del mismo material*.
2. Cuando se emplea un par de electrodos para mediciones diferenciales, es muy recomendable usarlos del mismo material, porque su potencial de media celda será aproximadamente igual, lo que se ve a la entrada del amplificador como un potencial de CD relativamente pequeño.
3. No jalar del cable que va al amplificador porque ocasiona que se despegue el electrodo de la superficie de medición.
4. Debe haber un cambio gradual entre la flexibilidad del cable y la dureza del electrodo para evitar que la unión sea rígida y se rompa fácilmente.
5. Utilizar una región de aislamiento que incremente su diámetro en el cable conforme se vaya acercando al electrodo, y que distribuya las fuerzas sobre el mismo minimizando con esto los problemas por falta de flexibilidad.
6. Si no se tiene un amplificador de alta impedancia de entrada ( $Z_{ent}$ ) la señal se verá disminuida en amplitud y distorsionada.
7. Interferencia óhmica: Resulta del movimiento al azar de las cargas llevadas en el material del conductor. Es mayor si la resistencia del electrodo es grande y con anchos de banda muy amplios de los equipos de registro.
8. Manteniendo una densidad de corriente baja en la interfase electrodo-electrólito se reducirá la distorsión de la señal.

### ***Irritación de la piel***

Para reducir al mínimo la irritación de la piel, se realiza la evaluación de los electrodos para uso clínico con el fin de asegurar su seguridad y

eficacia. Las pruebas de seguridad se llevan a cabo en animales, *in vitro* y humanos. Las principales causas de irritación son:

1. *Irritación mecánica*: Es provocada por la tensión de la cinta adhesiva que fija los electrodos cuando éstos se colocan por mucho tiempo. Como la piel requiere una fuerza muy pequeña para elongarse, la aplicación de la cinta es importante, una tensión muy grande en la cinta provoca separación de la epidermis y la dermis.
2. *Irritación química y alérgica*: Las cintas para electrodos modernas usan adhesivos hipoalérgicos. La incidencia de irritación a causa del gel es mayor en registros electrocardiográficos a causa de lo prolongado de los mismos.  
Todos los geles para electrodos de Ag-AgCl contienen iones de cloro, generalmente derivados de LiCl, KCl o NaCl. Como la concentración de sales aumenta, ocasionan reacciones irritantes en la piel que está en contacto con los electrodos.
3. *Crecimiento de bacterias bajo la cinta*: Tanto las cintas como los electrodos crean microentornos capaces de favorecer o inhibir el crecimiento de microorganismos bajo ellos. Las cintas microporosas proporcionan una mínima interferencia con la flora bacteriana de la piel.
4. *Irritación por corriente eléctrica*: La irritación de la piel puede darse a causa del transporte de carga a través de la interfase electrodo-electrólito.

### ***Fuentes de ruido***

Los artefactos de ruido que se presentan con mayor frecuencia en los registros de biopotenciales, pueden clasificarse de la siguiente manera (figura 2.31):

1. Radiación eléctrica, magnética o electromagnética en el medio ambiente.
2. Otros biopotenciales que no son de nuestro interés en el momento del registro.
3. Movimiento del sujeto.
4. Movimiento del cable del electrodo.
5. Ruido interno propio de los electrodos.
6. Lazos de tierra.
7. Cables blindados inadecuadamente.
8. Ruido en el amplificador de instrumentación.

Un continuo ascenso de la electrostática sobre las líneas de alimentación sin blindaje acarrea cambios en la intensidad del campo eléctrico. Esto provoca un desplazamiento de la corriente del sistema cable-paciente. Las lámparas fluorescentes generan señales de radio-frecuencia (RF) y pueden constituir la mayor fuente de ruido, debido a que poseen un área de radiación mucho mayor que las lámparas incandescentes.

Las corrientes de desplazamiento también se hacen presentes en el cuerpo a causa de su gran superficie. Las líneas de alimentación de los equipos que se encuentran cerca del sistema de registro inducen corrientes de desplazamiento. La interferencia se observa como ruido a 60 Hz en cualquier registro, lo que se puede disminuir mediante el empleo de “lazos de tierra”, conectando todos los instrumentos que participan en el registro y al paciente a la misma tierra.

Un cambio en cualquier campo magnético inducirá una fuerza electromotriz (voltaje) en algún lazo conductivo, este voltaje será mayor a medida que aumente el área del lazo conductivo, por eso es recomendable “trenzar” los electrodos de registro con la finalidad de disminuir esa área.

Ya mencionamos a las lámparas fluorescentes como una fuente de radiación electromagnética de alta frecuencia. Las estaciones de radio y televisión, los dispositivos digitales y las unidades de electrocirugía

también se encuentran en esta categoría. El mayor efecto de esta radiación se aprecia como saturación del amplificador de instrumentación.

El movimiento de objetos cercanos con potenciales estáticos grandes puede generar un artefacto considerable en el registro. La ropa seca, particularmente sintética, genera potenciales superiores a los 5 kV y puede saturar los amplificadores por algunos segundos. La electricidad estática genera potenciales de offset del orden de 100 mV.

Por otra parte, cualquier movimiento del sujeto puede causar artefactos originados por la actividad muscular. Este tipo de artefactos puede generar un potencial de  $12 \pm 5$  mV y una duración superior a los 30 mseg, provocando un desplazamiento temporal de la línea de base del registro.

El movimiento relativo entre el gel y la piel o el gel y el bioelectrodo también puede generar artefactos, esto obedece al desequilibrio temporal de cargas que se presenta en ambas fases.

El movimiento del cable también genera artefactos que se aprecian frecuentemente en “pruebas de esfuerzo”. Mientras se lleva a cabo una prueba en bicicleta para ECG (electrocardiografía) o movimiento dentro de un campo magnético como el de la tierra, un sujeto puede producir un gran potencial determinado por la ley de inducción de Faraday, debido a que el sujeto tiene un sistema de lazos de electrodos con área apreciable que cambia continuamente con el movimiento.

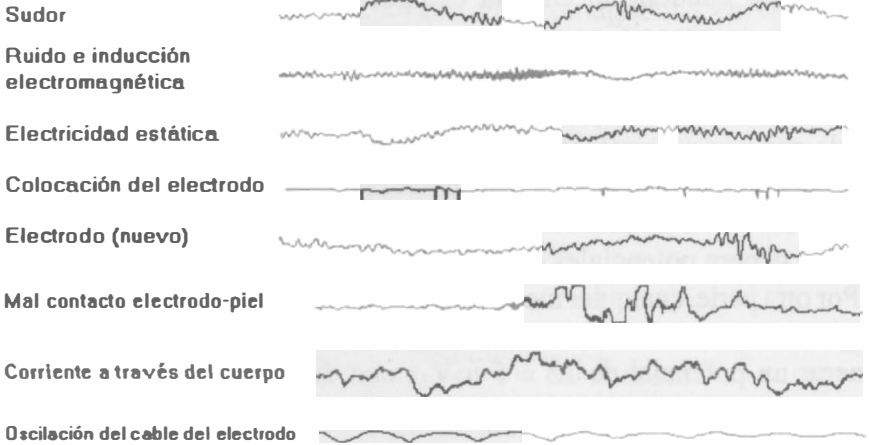


Figura 2.31. *Algunas de las fuentes de ruido que afectan los registros de biopotenciales.*

## 2.7 Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales bioeléctricas

Como veremos en los siguientes capítulos, las señales bioeléctricas están caracterizadas por ciertas magnitudes y rangos de frecuencia. En la figura 2.32 se presentan los rangos de algunas de ellas.

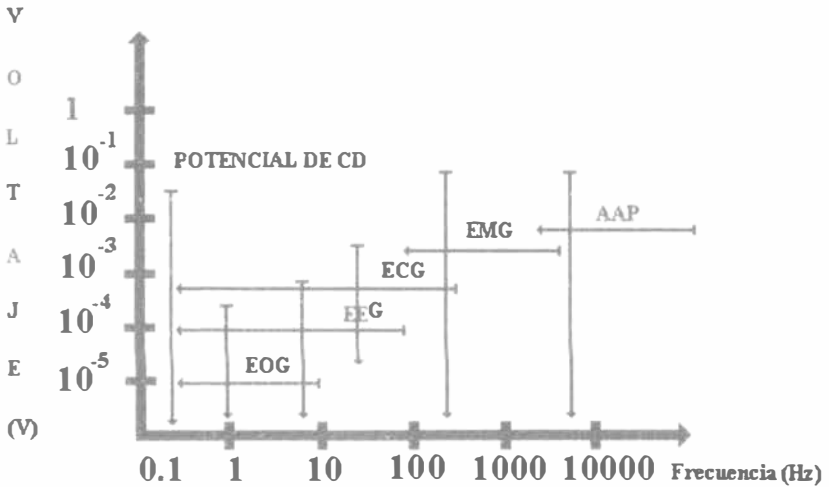


Figura 2.32. Rangos de amplitud y frecuencia de algunas señales bioeléctricas.

En donde:

Siglas	Significado	Medición de:
EOG	Electro-oculograma	Actividad eléctrica por movimiento de los globos oculares
EEG	Electroencefalograma	Actividad eléctrica del cerebro
ECG	Electrocardiograma	Actividad eléctrica del corazón
EMG	Electromiograma	Actividad eléctrica <b>muscular</b>
AAP	Potencial de acción del axón	

NOTA: Estos sólo son algunos ejemplos de biopotenciales, no son todos los que se encuentran en la literatura.



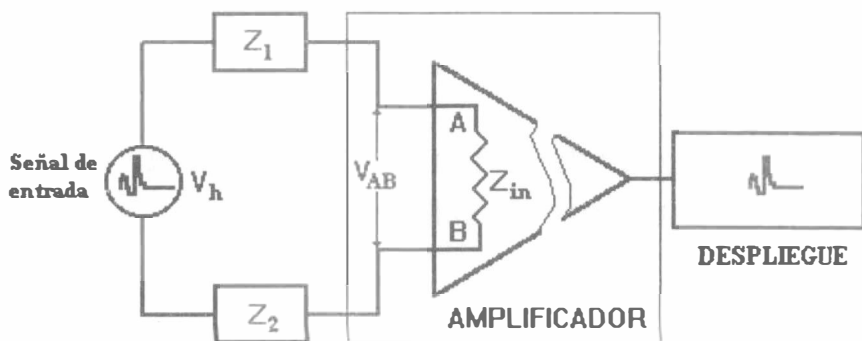
# Capítulo 3

## El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de señales

### Introducción

Todas las señales bioeléctricas son de amplitud muy pequeña (del orden de  $\mu\text{V}$  a  $\text{mV}$ ) y requieren ser amplificadas para poder ser procesadas. Los amplificadores (amps) son los sistemas que realizan esta función y se acompañan de filtros que permiten realizar la «selección» adecuada del rango de frecuencia de la señal de interés. Tal combinación es muy útil para eliminar ruido mediante el empleo del Rechazo en Modo Común (RMC).

En ingeniería biomédica, los amplificadores son usados entre los elementos que transducen fenómenos fisiológicos (movimientos del cuerpo originados por contracciones y relajaciones, temperatura, cambios de concentraciones químicas, relacionadas con la generación del fenómeno conocido como potencial de acción, entre otros) y el sistema de despliegue o registro, como se observa en la figura 3.1.



Donde:

$Z_1$  y  $Z_2$ : Impedancia de los electrodos de registro.

$Z_{in}$ : Impedancia de entrada del amplificador operacional.

Figura 3.1. Esquema que muestra un amplificador como interfase entre el registro y el despliegue de una señal.

Es común incluir sistemas de aislamiento en las etapas de amplificación, con el fin de proteger tanto a los pacientes como a los instrumentos de repentinas fuentes de corriente o voltaje de alto nivel, que también pueden catalogarse como ruido pues son señales no deseadas.

Los amplificadores tienen la gran ventaja de proporcionar un adecuado acoplamiento de impedancias, debido a que poseen impedancias muy altas de entrada y bajas de salida, que favorecen la adquisición de señales fisiológicas.

### 3.1 El amplificador operacional ideal

Siempre que se habla de amplificadores, se hace notar que los parámetros más importantes en su diseño son: la ganancia, las impedancias de

entrada y salida, y su respuesta en frecuencia. Debido a esto, el amplificador ideal debería tener impedancia de entrada infinita, que permitiera su alimentación con cualquier señal sin tener problemas de carga. La impedancia de salida debería ser cero para que la potencia suministrada por el amplificador fuera ilimitada. Además, para facilitar su aplicación, sería deseable que la ganancia fuese infinita.

En consecuencia, un amplificador operacional (*op amp*) es un amplificador diferencial de alta ganancia directamente acoplado, se emplea en circuitos que tienen características determinadas por circuitos o redes externas con retroalimentación negativa.

La mejor forma para diseñar un circuito que emplee amplificadores operacionales es asumir que es ideal. Si al revisarlo se encuentra que las características no ideales son importantes, se tendrá que hacer otro diseño que las considere.

### *Características ideales*

La figura 3.2 nos muestra el circuito equivalente para un amplificador operacional no ideal:

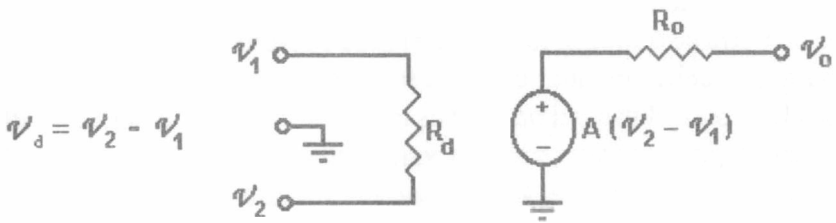


Figura 3.2. *Circuito equivalente de un amplificador operacional no ideal.*

Este circuito corresponde a un amplificador diferencial de corriente directa (CD), esto significa que cualquier voltaje diferencial,  $v_d = (v_2 - v_1)$ ,

es multiplicado por su muy alta ganancia “A” produciendo el voltaje de salida  $v_o$ . Para simplificar los cálculos durante el análisis asumimos lo considerado en la tabla 3.1.

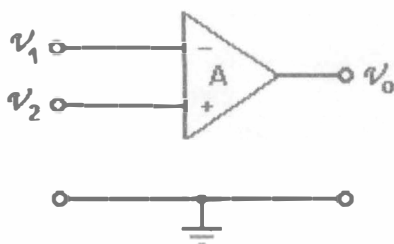
Tabla 3.1. *Características ideales de un op amp.*

Parámetro	Descripción
$A = \infty$	Ganancia infinita
$v_o = 0$ cuando $v_1 = v_2$	No existe voltaje de offset
$R_d = \infty$	Impedancia de entrada infinita
$R_o = 0$	Impedancia de salida cero
$AB = \infty$	Ancho de banda infinito, sin limitaciones en la respuesta de frecuencia y sin desfase

La figura 3.3 muestra el símbolo característico del *op amp*. La notación de entrada invertida sólo significa que el ángulo de fase en la salida será  $180^\circ$  diferente al de la señal aplicada a esta terminal. Con frecuencia la línea de tierra se omite en los diagramas de circuito para simplificar, sin embargo, se debe entender que está presente en todas las ocasiones.

La clave para el uso del *op amp* es la retroalimentación negativa, ella es quien proporciona las ventajas y versatilidad que hemos mencionado. La ganancia de voltaje de CD se encuentra entre  $10^4$  y  $10^9$ . Como el comportamiento en circuito cerrado depende de la ganancia, las configuraciones de retroalimentación negativa mejoran la estabilidad de ganancia, reducen la impedancia de salida y mejoran la linealidad. Con una muy alta ganancia del *op amp*, el desempeño del circuito está determinado exclusivamente por los componentes de la retroalimentación y es independiente de las características internas del amplificador. Otra peculiaridad del *op amp* es que posee muy poca compensación de

CD (esto es, cuando la entrada es cero, la salida también es cero o un valor muy próximo a cero). Cuando se hace una conexión de retroalimentación entre la entrada invertida y la salida (con la entrada no invertida a tierra), la entrada se mantiene “virtualmente a tierra” y la salida es retroalimentada para mantener esta condición. En términos generales, uno puede pensar que ambas entradas (positiva y negativa) se mantienen en el mismo potencial. La última particularidad esencial del *op amp* es que la entrada requiere muy poca corriente.



Nota: Todos los voltajes son medidos con respecto a la tierra mostrada.

Figura 3.3. *Símbolo electrónico de un op amp.*

En el diseño de circuitos con *op amp* existen dos reglas muy útiles:

- 1) Cuando la salida del amplificador operacional está en su rango lineal, las dos terminales de entrada están en un rango de voltajes adecuado. Cuando no, el voltaje de entrada diferencial será multiplicado por la ganancia infinita, que producirá una salida de voltaje infinita, en realidad limitada al voltaje de polarización del circuito ( $V_{pol}$ ) (saturación).
- 2) No fluye corriente en ninguna de las terminales de entrada del amplificador diferencial u operacional. Esto es cierto, puesto que asumimos que la impedancia de entrada ( $Z_{ent}$ ) es infinita.

### 3.2 El amplificador diferencial. Configuración básica

En la sección anterior mencionamos las características y ventajas que ofrece un amplificador operacional, sin embargo, si se tiene una interferencia común en las entradas del amplificador, ésta se incrementará y será imposible identificar a los potenciales pequeños (potenciales bioeléctricos). Este tipo de problemas dio origen al diseño de una nueva configuración de amplificación a la que se denomina *amplificador diferencial*.

El amplificador diferencial es un sistema que suma o resta dos señales de entrada, su configuración se muestra en la figura 3.4. El amplificador diferencial puede verse como dos amplificadores con entradas separadas, pero con una terminal de salida común. Ambos amplificadores tienen la misma ganancia en voltaje, uno de ellos está en configuración inversora y el otro en configuración no inversora.



Figura 3.4. Representación esquemática del amplificador diferencial.

Dependiendo de la forma en que se conectan sus componentes, el voltaje de salida  $v_o$  será determinado por las siguientes ecuaciones:

Configuración sumadora:

$$V_o = A(V_1 + V_2)$$

Configuración diferencial (la más usada):

$$V_o = A(V_2 - V_1)$$

o

$$V_o = A(V_1 - V_2)$$

La expresión general para determinar el voltaje de salida es la siguiente:

$$V_o = Ad(V_1 - V_2) + Ac \frac{(V_1 + V_2)}{2} \quad (3.1)$$

Donde:

$Ad$ : Ganancia en modo diferencial.

$Ac$ : Ganancia en modo común.

$v_1$  y  $v_2$ : Voltajes a la entrada del amplificador diferencial.

Los voltajes de entrada  $v_1$  y  $v_2$  se miden respecto a tierra. En el modo diferencial, este tipo de amplificador se emplea para registrar cambios en el potencial relativo entre dos puntos de un circuito ( $v_3$  y  $v_4$ ), como se observa en la figura 3.5. Un ejemplo típico es el preamplificador para electrocardiografía, en el cual dos derivaciones se conectan a la entrada del amplificador diferencial.

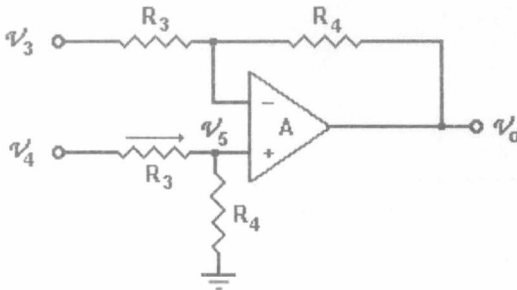
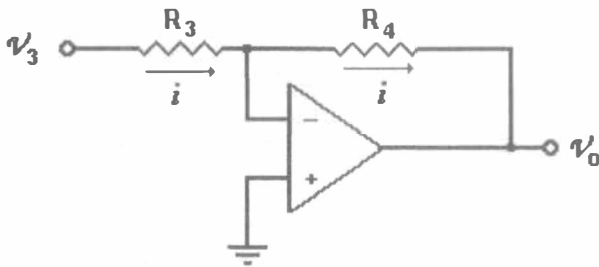


Figura 3.5. Símbolo electrónico de un amplificador en modo diferencial a partir de un solo amplificador operacional.

*Descripción:* La corriente fluye de  $v_4$  a través de  $R_3$  y  $R_4$  a tierra. Por la regla 2, no fluye dentro de la terminal positiva del amplificador operacional. En consecuencia,  $R_3$  y  $R_4$  actúan como un simple atenuador divisor de voltaje que no se ve afectado por tener conectado el amplificador operacional o por cambios en éste.

Por la regla 1, cualquier voltaje que aparece en la terminal positiva también aparecerá en la negativa. Una vez que el voltaje se ha fijado, la mitad superior del circuito se comporta como un inversor. Si  $v_4 = 0$ , el circuito se simplifica de la siguiente manera:



$$V_3 = iR_3 \quad (3.2)$$

$$V_0 = -iR_4 \quad (3.3)$$

$$\Rightarrow V_0 = -\frac{V_3}{R_3} R_4 = -V_3 \frac{R_4}{R_3} \quad (3.4)$$

$$\therefore \frac{V_0}{V_3} = -\frac{R_4}{R_3} \quad (3.5)$$

Para otros valores de  $v_4$  (diferentes de cero), se tendrá que encontrar  $v_5$ :

$$V_5 = \frac{V_4 R_4}{R_3 + R_4} \quad (3.6)$$

$$i = \frac{V_3 - V_5}{R_3} = \frac{V_5 - V_0}{R_4} \quad (3.7)$$

$$V_0 = V_5 - \frac{R_4}{R_3}(V_3 - V_5) = V_5 \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - \frac{R_4}{R_3} V_3$$

Sustituyendo  $V_5$

$$V_0 = \frac{V_4 R_4}{R_3 + R_4} \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - \frac{R_4}{R_3} V_3$$

$$\Rightarrow V_0 = \frac{R_4}{R_3} (V_4 - V_3) \quad (3.8)$$

La ecuación 3.8 describe la relación entre el voltaje de salida ( $v_0$ ) y las señales de entrada al amplificador diferencial; si por algún motivo ajeno a nuestro control se llegase a presentar en nuestro registro cualquier señal no deseada, que se suma a las originales ( $v_3$  y  $v_4$ ), y a la que llamaremos  $v_n$ , podremos ver que la ecuación 3.8 se transforma de la siguiente manera:

$$V_0 = \frac{((V_4 + V_n) - (V_3 + V_n))}{R_3} R_4 \quad (3.9)$$

simplificando:

$$V_0 = \frac{(V_4 + V_n - V_3 - V_n)}{R_3} R_4$$

finalmente

$$V_0 = \frac{(V_4 - V_3)}{R_3} R_4 \quad (3.10)$$

Como podemos observar, la ecuación 3.8 permanece intacta. El voltaje  $v_n$  es conocido como *voltaje en modo común* (VMC), debido a que es idéntico en ambas terminales de entrada, y en consecuencia se elimina a la salida del amplificador diferencial. Otra forma de verlo es juntando las dos entradas y alimentándolas con una sola fuente común con respecto a tierra, entonces, por la ecuación 3.8, el *voltaje en modo común* es  $v_3 = v_4$  y  $v_0 = 0$ . En consecuencia, la *ganancia en modo común* (GMC) es cero.

Pero si  $v_3 \neq v_4$  la *ganancia en modo diferencial* (GMD) será igual a:  $R_4/R_3$ . Esto es:

$$\frac{V_0}{(V_4 - V_3)} = \frac{R_4}{R_3} \quad (3.11)$$

Sin embargo, en la realidad la ganancia en modo común no es cero. Para cuantificar esta imperfección se emplea una relación denominada *razón de rechazo en modo común* (RRMC), la cual representa el grado en que un amplificador diferencial es insensible al VMC.

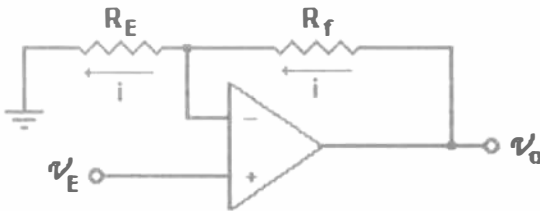
$$RRMC = \frac{GMD}{GMC} \quad (3.12)$$

Este factor debe ser mayor de 10,000 para amplificadores de biopotenciales de alta calidad.

### 3.3 Amplificador de instrumentación

El amplificador diferencial de un solo amplificador operacional es muy satisfactorio para fuentes de baja resistencia (como el puente de Wheatstone), pero para fuentes con alta resistencia, su resistencia de entrada es muy baja. Además, recordemos que para el registro de señales bioeléctricas presenta problemas de interferencia.

Una primera posibilidad para mejorar dicha impedancia sería poner un circuito seguidor (figura 3.6) a cada entrada, y si usamos estos dos amplificadores operacionales podemos también obtener ganancia de estos preamplificadores (*buffers*).



$$V_E = iR_E \quad (3.13)$$

$$V_0 = i(R_f + R_E) \quad (3.14)$$

$$\frac{V_0}{V_E} = \frac{R_f + R_E}{R_E} \quad (3.15)$$

Figura 3.6. Circuito seguidor con ganancia que utiliza un op amp para mejorar el acoplamiento de impedancias.

Sin embargo, esta solución aumenta el voltaje de modo común y el diferencial sin mejorar la RRMCC.

Una mejor solución se logra utilizando el circuito de la figura 3.7, al colocar juntas las resistencias de entrada de los seguidores y eliminando la conexión a tierra. Obsérvese que las señales de entrada se conectan en las entradas no inversoras de ambos *op amp*. Esto provoca que la impedancia de entrada permanezca extremadamente alta.

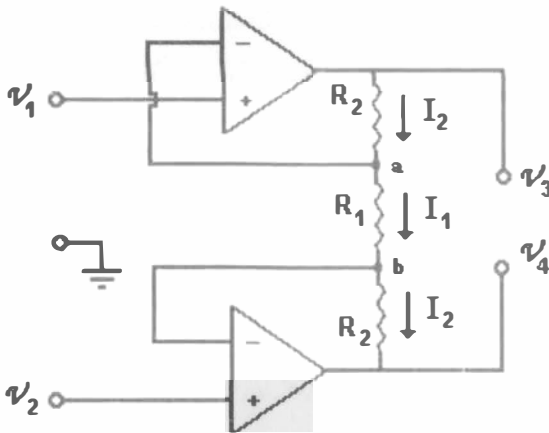


Figura 3.7. Amplificador diferencial. Arreglo con dos *op amp* para proveer al sistema de una alta impedancia de entrada.

Así, si  $v_1 = v_2$ , por la regla (1) la diferencia de potencial  $v_1$  aparecerá en ambas terminales negativas (a y b), lo que ocasiona que la corriente  $I_1$  (en  $R_1$ ) sea igual a cero. Y por la regla (2), como no puede fluir corriente hacia el amplificador (sus entradas),  $I_2$  (en  $R_2$ ) es igual a cero, por lo que  $V_3$ , el voltaje de salida, es igual al voltaje en el nodo a ( $V_1$ ). Entonces tenemos que:

$$GMC = 1$$

Ahora, cuando  $v_1 \neq v_2$ ,  $v_1 - v_2$  aparece a través de  $R_1$  lo que causa que fluya una  $I_1$  por  $R_2$ . Esto significa que  $v_3 - v_4 = i(R_2 + R_1 + R_2)$ , mientras que  $v_1 - v_2 = iR_1$ . Entonces, la ganancia en modo diferencial será:

$$GMD = \frac{2R_2 + R_1}{R_1} \quad (3.16)$$

y  $RRMC \approx GMD > 1$ , que se puede mejorar ajustando  $R_1$ .

Este circuito o configuración del amplificador diferencial rechaza el voltaje de modo común de 60 Hz que existe en el cuerpo como interferencia.

La combinación de los circuitos mostrados en las figuras 3.5 y 3.7 da origen a un circuito amplificador, compuesto por tres amplificadores, que se denomina *amplificador diferencial de instrumentación*, cuya configuración se muestra en la figura 3.8. Observe que con esta agrupación de elementos, lo que antes era un sistema con dos terminales de salida (figura 3.7) ahora genera una señal única resultado de la resta de ellas. Este sistema reúne las características de sus componentes: muy alta impedancia de entrada, muy alta RRMC (ajustable por  $R_1$ ), alta ganancia y un ancho de banda fácilmente seleccionable por medio de la adición de capacitores.

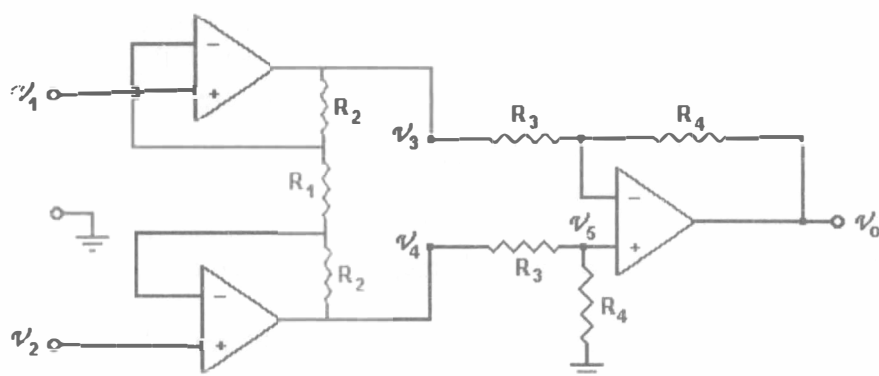


Figura 3.8. Amplificador de instrumentación usado para medición de señales bioeléctricas.

### *Características del amplificador de instrumentación*

Pediremos al amplificador de instrumentación las siguientes características:

1. Alta sensibilidad: Se puede lograr con varias etapas (en modo diferencial).
  - 1–10 de aumento Baja ganancia
  - 10 –1000 de aumento Mediana ganancia
  - > 1000 de aumento Alta ganancia
2. Alta impedancia de entrada: Aproximadamente de  $3 \times 10^6 \Omega$ , considerando un preamplificador comercial típico.
3. Baja impedancia de salida: Del orden de ohms.
4. Respuesta en frecuencia: Variable dependiendo del tipo de señal bioeléctrica de interés, como se muestra en la figura 3.9.

5. Alto rechazo a señales de modo común: Mayor a 100 dB para amplificadores de alta calidad.
6. Ganancia:

$$V_0 = \left( \frac{2R_2}{R_1} + 1 \right) \left( \frac{R_4}{R_3} \right) (V_1 - V_2) \quad (3.17)$$

### 3.4 Comportamiento real del amplificador operacional

#### *Respuesta en frecuencia*

a) *Compensación.* Varios tipos de amplificadores operacionales están compensados internamente; esto es, el fabricante ha instalado dentro de dichos dispositivos un pequeño capacitor, por lo común de 30 pF. Este capacitor de compensación interna de frecuencia impide que el amplificador operacional oscile con altas frecuencias. Las oscilaciones se evitan disminuyendo la ganancia del amplificador operacional conforme aumenta la frecuencia.

b) *Ganancia de lazo abierto.* Se obtiene al abrir el lazo de retroalimentación, colocar o aplicar una señal y medir la ganancia alrededor del lazo. La ganancia de lazo abierto grande es buena para obtener exactitud y estabilidad.

En la figura 3.9 se observa la curva que representa cómo la ganancia de lazo abierto del amplificador operacional, está relacionada con la frecuencia de la señal diferencial de entrada. Esta curva también puede denominarse respuesta de pequeña señal.

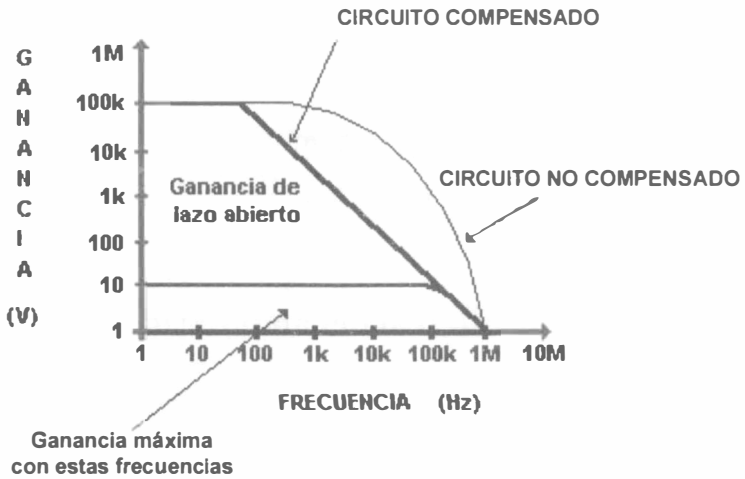


Figura 3.9. Gráfica de respuesta en frecuencia de un op amp.

Puesto que el amplificador operacional requiere una ganancia muy grande, tiene varias etapas, cada una de las cuales tiene pérdidas o capacitancias de unión que limitan su respuesta con frecuencias altas; así como el simple circuito RC (filtro pasa-bajas) reduce la ganancia con altas frecuencias.

Con altas frecuencias cada etapa tiene una pendiente de  $-1$  en la gráfica log-log de ganancia contra frecuencia y un desplazamiento o desfase de  $-90^\circ$ .

Entonces, un amplificador de tres etapas alcanza una pendiente de  $-3$  y una fase de  $-270^\circ$ . Para un amplificador, si la ganancia es mayor a 1 cuando la fase está desplazada  $-180^\circ$  oscilará (condiciones para lazo cerrado).

c) *Ganancia de lazo-cerrado*. Un circuito amplificador nunca es usado en lazo abierto donde tendríamos muy poco ancho de banda. Sin embargo, en lazo-cerrado, un amplificador con ganancia de 10 tendrá una respuesta en frecuencia plana hasta 100 kHz y después se reduce porque la ganancia del amplificador nunca puede exceder la ganancia del amplificador operacional. Entonces obtenemos aquí ventaja al usar retroalimentación negativa.

d) *Producto ganancia - ancho de banda (PAB)*. Este producto se obtiene para una frecuencia en particular.

$$PAB = \frac{AB \times \text{Ganancia}}{\text{Ganancia}} \quad (3.18)$$

Por lo tanto, en la figura 3.9 tenemos un ancho de banda (AB) de 1 MHz y una ganancia igual a diez, por lo que  $PAB = 10$  MHz.

e) *Razón de cambio*. Las señales de baja frecuencia siguen la respuesta dada por la figura 3.9, pero las señales de alta frecuencia tienen ciertas limitaciones cuando se requieren cambios rápidos en la salida, porque el cambio del voltaje ( $dv$ ) en el capacitor de compensación (C) se verá limitado a:

$$\frac{dv}{dt} = \frac{I_{max}}{C}$$

y

$$S_r = \frac{dV_o}{dt} \quad (3.19)$$

Con  $S_r$  limitada a  $0.6 \text{ v} / \text{mseg}$  para un 741, si se excede ocurrirán distorsiones.

$$f_p = \frac{S_r}{2pV_{or}} \quad (3.20)$$

Donde:

$V_{or} = V_{sal}$  racionalizado

$f_p =$  Respuesta a potencia plana

### ***Voltaje de offset***

El voltaje en modo común debe ser  $(v_1 - v_2) \forall v_0 = 0$ , pero puede no ser cero sino de algunos mV.

- a) Se puede reducir por medio de un potenciómetro colocado en la entrada especificada por el fabricante.
- b) La temperatura en el *op amp* de 1 a 250 puede producir este voltaje, generalmente a razón:  $1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ .
- c) Todas las uniones generan ruido, lo que limita la detección de señales pequeñas.

### ***Corriente de polarización***

La corriente de polarización ( $I_B$ ) debe fluir para activar los transistores en las entradas del amplificador operacional. Entonces para minimizar el error proporcional a las resistencias del elemento de retroalimentación se usarán  $R \approx 10 \text{ k}\Omega$  para la retroalimentación.

- a) *Corriente de polarización diferencial* ( $I_{pol}$ ). Para minimizar la diferencia entre las corrientes de entrada ( $I$ ), se requiere colocar una resistencia de compensación en la entrada positiva cuyo valor sea igual

al paralelo de la resistencia de entrada ( $R_i$ ) y la resistencia de retroalimentación ( $R_f$ ).

b) *Deriva*. Es posible compensar con resistencias la deriva o cambios en la ganancia de los dos transistores de entrada.

c) *Ruido*. Para determinar la influencia total por parte del ruido utilizamos la siguiente relación:

$$V_i \approx \left\{ \left[ V_n^2 + (i_n R_1)^2 + (i_n R_2)^2 + 4kTR_1 + 4kTR_2 \right] BW \right\}^{1/2} \quad (3.21)$$

Donde:

$R_1$  y  $R_2$  = resistencia equivalente de la fuente.

$v_n$  = voltaje de ruido (rms).

$i_n = i_r$  (rms).

k = constante de Boltzman.

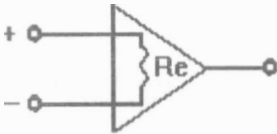
T = temperatura en °K.

BW = ancho de banda de la señal de ruido.

Se recomiendan los *op amp* basados en transistores tipo FET'S por su baja  $i_r$  (rms).

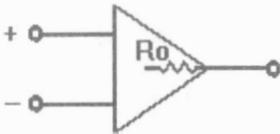
### **Resistencia de entrada y salida**

La impedancia de entrada real no es infinita ( $Z_{ent} \neq \infty$ ).



Resistencia de entrada de aproximadamente 1 M $\Omega$ . Esto significa que es necesario manejar valores de resistencia menores a éste, del orden de k $\Omega$ , en los circuitos que se conecten al amplificador.

La impedancia de salida real es diferente de cero ( $Z_{sal} \neq 0$ ).



Resistencia de salida menores a 100  $\Omega$ . Esto significa que las etapas siguientes al amplificador requieren una impedancia alta.

## **3.5 Señales en la entrada del amplificador diferencial**

Existen cuatro posibles señales de entrada, que se muestran en la figura 3.10:

1. Deseada ( $E_1$ ).
2. La de modo común (ruido,  $V_c$ ).
3. Por desbalance entre electrodos ( $E_d$ ).
4. Interferencia acoplada electromagnética y/o electrostáticamente (puede ser también de modo común).

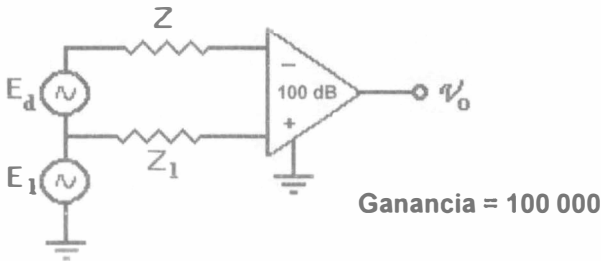
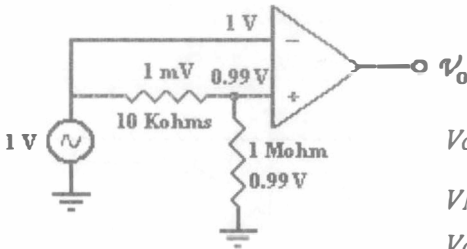


Figura 3.10. Señales en la entrada del amplificador diferencial.

### Problemas que se pueden presentar

a) El circuito nos permite describir el caso en que el ruido esté presente:



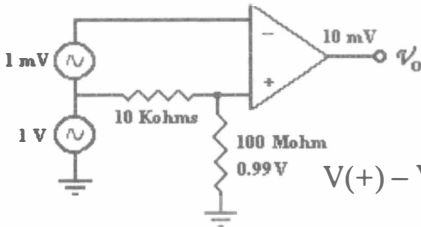
La señal de modo común es:

$$V_c \equiv \frac{V(-) + V(+)}{2} = \frac{1.999}{2} = 0.9995$$

$VMC \approx 1 V$  (nivel de ruido)

$V_c =$  voltaje de la señal en MC

b) Si  $R_{ent} = 100 M\Omega \Rightarrow V_+ = 0.9999$



$$V(+)-V(-) = 0.9999 V - 1 mV = 0.9989 V$$

Para probar la RRMC se coloca un voltaje de 1 V a 60 Hz en la entrada del amplificador diferencial, y se mide la diferencia de potencial a la salida.

Las etapas de filtrado deben considerar que:

1. Si los capacitores a la entrada son grandes habrá problemas con frecuencias muy bajas, si son chicos, filtrarán radio-frecuencias altas (4 kHz).
2. Es importante tener cuando mucho 4 grados de desfase entre entrada y salida.
3. Para no saturar, ir dando ganancias bajas en cada etapa.
4. C más pequeño con señal más grande, ya amplificada.

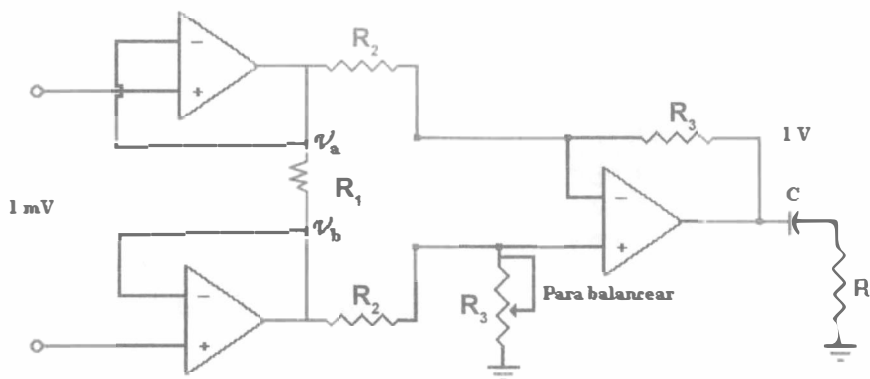


Figura 3.11. Amplificador de instrumentación.

La ganancia para el circuito mostrado en la figura 3.11 es:

$$V_a - V_b = \frac{R_2}{R_1} \quad (3.22)$$

Para la construcción de amplificadores de instrumentación, se recomienda emplear circuitos TL082 que tienen alta Zent porque están contruidos con base en transistores de efecto de campo (FET), cuya principal característica es que poseen una muy alta impedancia de entrada, o bien el LM308 que posee una alta RRMC.

En equipos de registro electrocardiográfico se emplea un ancho de banda de 0.05 – 100 Hz c/3 dB. Y para monitores, un ancho de banda de 0.5 – 100 Hz c/5 dB.

### 3.6 Filtros activos

Un filtro es un circuito diseñado para dejar pasar una banda de frecuencias especificada, mientras que atenúa todas las señales fuera de esta banda. Los circuitos de filtros pueden ser pasivos o activos, los primeros están hechos con base en resistores, inductores y capacitores; los segundos emplean transistores o amplificadores operacionales más resistores, inductores y capacitores. La mayoría de las veces, los inductores no se utilizan en los filtros activos porque son voluminosos, de alto costo y pueden tener componentes resistivos grandes.

Hay cuatro tipos de filtros: pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y rechaza-banda.

#### *Filtro pasa-bajas*

Es un circuito que tiene un voltaje de salida constante desde corriente directa (CD) hasta una frecuencia de corte ( $f_c$ ). Conforme la frecuencia aumenta arriba de  $f_c$ , el voltaje de salida se atenúa como se observa en la figura 3.12.

*Nota:*  $f_c$  también se denomina frecuencia 0.707, frecuencia a  $-3$  dB o frecuencia de corte.

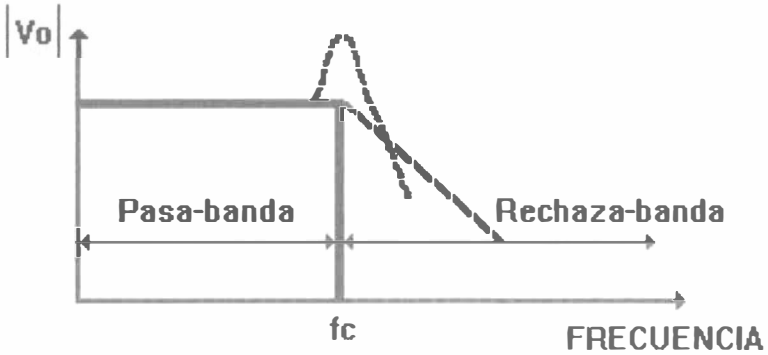


Figura 3.12. Gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro pasa-bajas en función de la frecuencia. La línea continua representa el filtro pasa-bajas ideal, en tanto que las líneas punteadas indican las curvas de los filtros pasa-bajas prácticos.

### Diseño del filtro

La figura 3.13 representa un filtro pasa-bajas de uso común. El filtrado se realiza con un circuito RC y el amplificador operacional se utiliza como amplificador de ganancia unitaria.

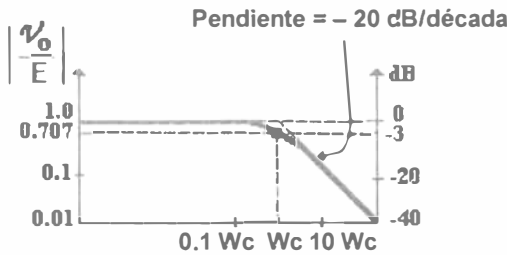
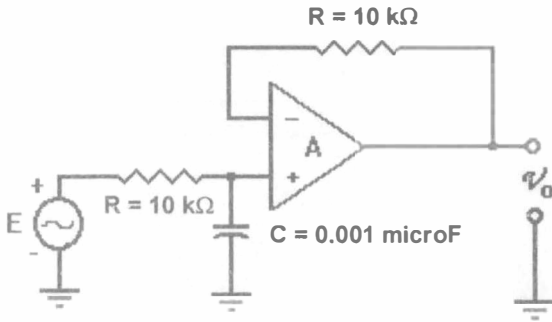


Figura 3.13. *Filtro pasa-bajas y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro con una pendiente de  $-20$  dB/década.*

La frecuencia de corte  $W_c$  se define como la frecuencia de la señal de entrada, donde la ganancia de lazo cerrado es 0.707 veces su valor a baja frecuencia. La frecuencia de corte se evalúa mediante la siguiente expresión:

$$W_c = \frac{1}{RC} = 2 \pi f_c \quad (3.23)$$

donde  $W_c$  es la frecuencia de corte en radianes por segundo,  $f_c$  es la frecuencia de corte en hertz,  $R$  es la resistencia en ohms y  $C$  es la capacitancia en farads.

De la ecuación anterior se puede despejar  $R$  y proponer un valor de  $C$  para realizar el diseño:

$$R = \frac{1}{W_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (3.24)$$

### *Introducción al filtro Butterworth*

En muchas aplicaciones del filtro pasa-bajas, es necesario que la ganancia de lazo cerrado esté tan próxima como sea posible a uno dentro de la banda de paso. El filtro Butterworth es el más adecuado para este tipo de aplicaciones. También se denomina filtro máximamente plano o filtro plano-plano y todos los diseños presentados en este capítulo serán de este tipo.

Dos filtros similares a los de la figura 3.13 pueden acoplarse juntos para dar una pendiente de  $-40$  dB/década. Éste podría no ser el diseño más económico, ya que requeriría dos amplificadores operacionales. Desafortunadamente, los filtros Butterworth no se diseñan para mantener un ángulo de fase constante en la frecuencia de corte. Un filtro básico pasa-bajas de  $-20$  dB/década tiene un ángulo de fase de  $-45^\circ$  a  $W_c$ . Un filtro Butterworth de  $-40$  dB/década tiene un ángulo de fase de  $-90^\circ$  a  $W_c$  y así sucesivamente. Por lo tanto, para cada incremento de  $-20$  dB/década, el ángulo de fase se incrementará en  $-45^\circ$  a  $W_c$ .

*Filtro Butterworth pasa-bajas a  $-40$  dB/década.* La figura 3.14 muestra un filtro pasa-bajas tipo Butterworth con una atenuación de  $-40$  dB/década; esto es, después de la frecuencia de corte, la magnitud de la ganancia de lazo cerrado decrece  $40$  dB, cuando la frecuencia  $W$  aumenta a  $10 W_c$ , donde el amplificador operacional se conecta para una ganancia unitaria en CD. La resistencia  $R_f$  se incluye para la desviación en CD, y debido a que el circuito se comporta como un seguidor de voltaje (amplificador de ganancia unitaria), el voltaje a través de  $C_1$  es igual a  $V_o$ .

El diseño del filtro pasa-bajas se simplifica mucho al hacer las resistencias  $R_1$  y  $R_2$  iguales a  $R$ , esto permite realizar el diseño en cinco pasos sencillos:

1. Seleccione la frecuencia de corte  $W_c$  o  $f_c$ .
2. escoja  $C_1$  (elija un valor adecuado entre 100 pF y 0.1  $\mu$ F).
3. Haga  $C_2 = 2C_1$ .
4. Calcule:

$$R = \frac{0.707}{W_c C_1} \quad (3.25)$$

5. Seleccione  $R_f = 2R$ .

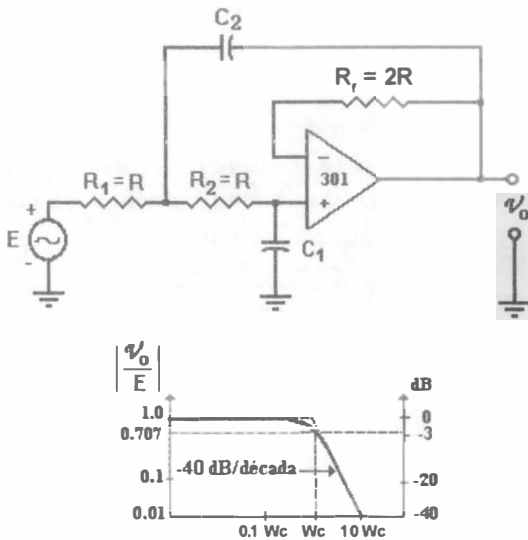


Figura 3.14. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-bajas de  $-40$  dB/década.

### ***Filtro pasa-altas***

Es un circuito que atenúa todas las señales que se encuentran por debajo de una frecuencia de corte  $W_c$  especificada, y deja pasar todas las señales cuyas frecuencias están arriba de la frecuencia de corte. Por lo tanto, este filtro realiza una función opuesta a la del filtro pasa-bajas. La figura 3.15 muestra la gráfica de la respuesta en frecuencia de este tipo de filtro.

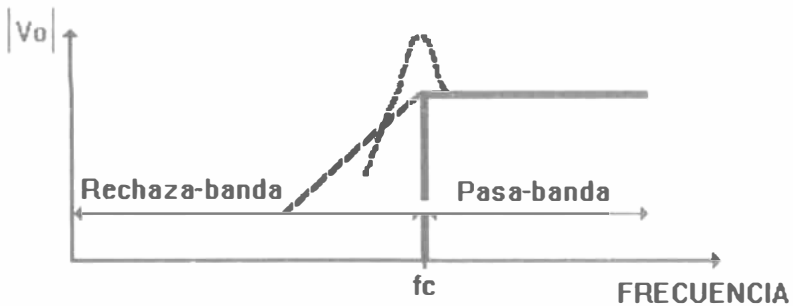


Figura 3.15. Gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro Pasa-altas, en función de la frecuencia. La línea continua representa el filtro pasa-altas ideal, en tanto que las líneas punteadas indican las curvas de los filtros pasa-altas prácticos.

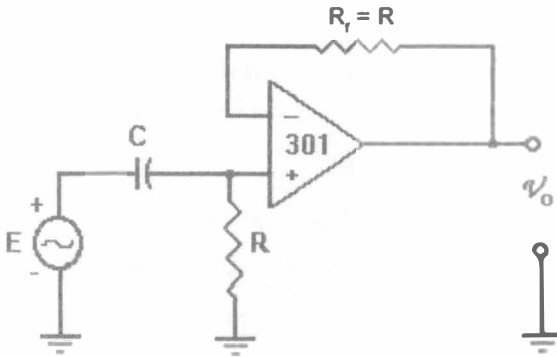
### ***Diseño del filtro***

Compare el filtro pasa-altas de la figura 3.16 con el filtro pasa-bajas de la figura 3.13 y observe que C y R están intercambiados, esto implica que el análisis del circuito no cambia y el procedimiento de diseño tampoco, entonces tenemos:

$$R = \frac{1}{W_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (3.26)$$

Despejamos R y no C debido a que es más fácil ajustar R que C.

La resistencia de retroalimentación  $R_f$  se incluye para minimizar la desviación de CD, y el amplificador operacional está conectado como un seguidor de ganancia unitaria.



Pendiente = 20 dB/década

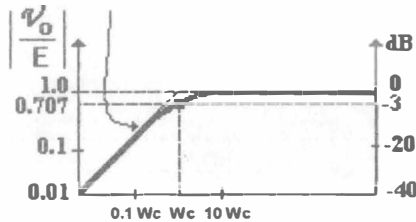


Figura 3.16. Filtro pasa-altas y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro con una pendiente de 20 dB/década.

Los pasos necesarios para llevar a cabo un diseño como el de la figura 3.16 son los siguientes:

1. Escoja la frecuencia de corte  $Wc$  o  $f_c$ .
2. Elija un valor conveniente de  $C$  (generalmente entre  $0.001$  y  $0.1 \mu\text{F}$ ).
3. Calcule  $R$  mediante la ecuación 3.24.

### *Filtro Butterworth pasa-altas a 40 dB/década*

El circuito de la figura 3.17 va a diseñarse como filtro Butterworth pasa-altas con atenuación de 40 dB/década, abajo de la frecuencia de corte  $W_c$ . Para satisfacer los criterios de Butterworth, la respuesta en frecuencia debe ser 0.707 a  $W_c$  y estar a 0 dB en la banda de paso.

Estas condiciones se cumplirán si se sigue el siguiente procedimiento de diseño:

1. Escoja una frecuencia de corte,  $W_c$  o  $f_c$ .
2. Haga  $C_1 = C_2 = C$  y elija un valor conveniente.
3. Calcule  $R_1$  mediante la siguiente expresión:

$$R_1 = \frac{1.414}{W_c C} \quad (3.27)$$

4. Elija:

$$R_2 = \frac{1}{2} R_1 \quad (3.28)$$

5. Para minimizar la CD desviada, haga  $R_f = R_1$ .

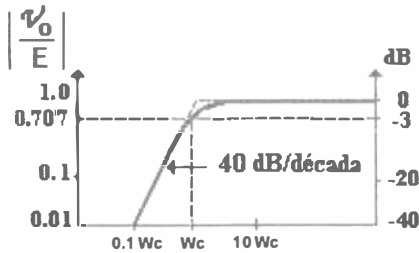
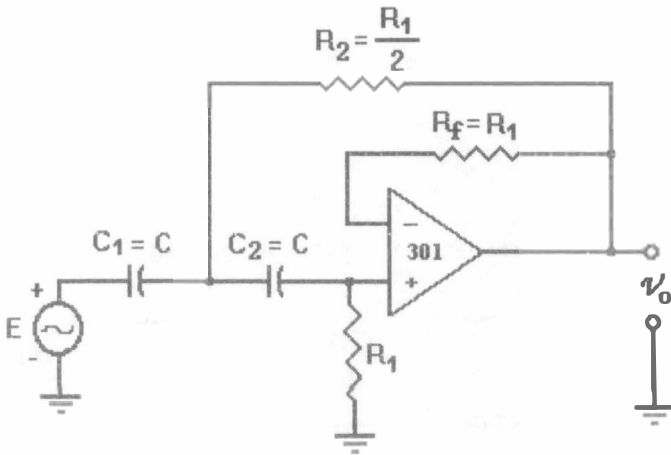


Figura 3.17. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-altas de 40 dB/década.

### Filtro pasa-banda

Es un selector de frecuencia. Permite seleccionar o pasar únicamente una banda particular de frecuencias, entre otras que pueden estar presentes en un circuito. La figura 3.18 muestra su respuesta normalizada en frecuencia. Este tipo de filtros posee una ganancia máxima a una frecuencia resonante  $f_r$ . Hay una frecuencia por debajo de  $f_r$  donde la ganancia cae a 0.707, y es llamada *frecuencia inferior de corte* ( $f_l$ ); por

su parte, en la *frecuencia de corte mayor* ( $f_H$ ) la ganancia también es igual a 0.707.

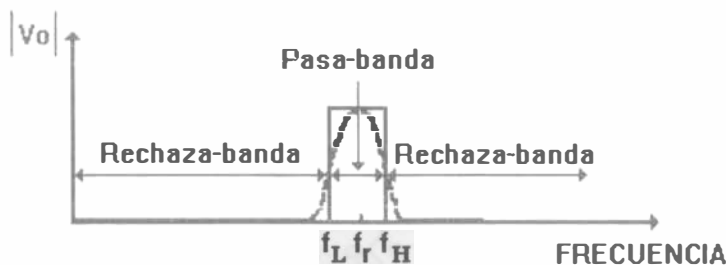


Figura 3.18. Gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro pasa-banda, en función de la frecuencia. La línea continua representa el filtro pasa-banda ideal, en tanto que las líneas punteadas indican las curvas de los filtros pasa-banda prácticos.

El intervalo de frecuencias entre  $f_L$  y  $f_H$  recibe el nombre de ancho de banda "B" o bien:

$$B = f_H - f_L \quad (3.29)$$

Cuando se conocen los valores de  $f_L$  y  $f_H$ , la frecuencia de resonancia se puede obtener a partir de la siguiente expresión:

$$f_r = \sqrt{f_L f_H} \quad (3.30)$$

Por otra parte, si se conoce la frecuencia de resonancia ( $f_r$ ) y el ancho de banda ( $B$ ), es posible calcular las frecuencias de corte de la siguiente manera:

$$f_L = \sqrt{\frac{B^2}{4} + f_r^2} - \frac{B}{2} \quad (3.31)$$

$$f_H = f_L + B \quad (3.32)$$

*Factor de calidad:* Se define como la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda, esto es:

$$Q = \frac{f_r}{B} \quad (3.33)$$

donde Q es una medida de la selectividad del filtro pasa-banda. Una Q alta indica que el filtro selecciona una banda de frecuencias más pequeña, o sea, es más selectivo.

### *Diseño del filtro*

Cuando la salida de un circuito está conectada en serie con la entrada de un segundo circuito, se dice que están conectados en *etapas de ganancia*. La figura 3.19 muestra en su primera etapa un filtro pasa-bajas, cuya salida se encuentra conectada a la entrada de un filtro pasa-altas. Este par de filtros activos, conectados en cascada, constituyen un filtro pasa-banda.

Es importante considerar que por las condiciones de diseño, las frecuencias de corte de las secciones pasa-altas y pasa-bajas no deben traslaparse y ambas deben tener la misma ganancia en la banda de paso. Más aún, la frecuencia de corte del filtro pasa-bajas debe ser 10 o más veces la frecuencia de corte del filtro pasa-altas.

Los filtros pasa-banda diseñados de esta manera poseen las siguientes características:

1. La frecuencia de corte inferior ( $f_L$ ) queda determinada sólo por el filtro pasa-altas.
2. La frecuencia de corte superior ( $f_H$ ) queda establecida sólo por el filtro pasa-bajas.

3. La ganancia será máxima a la frecuencia de resonancia ( $f_r$ ) igual a la ganancia de la banda de paso.

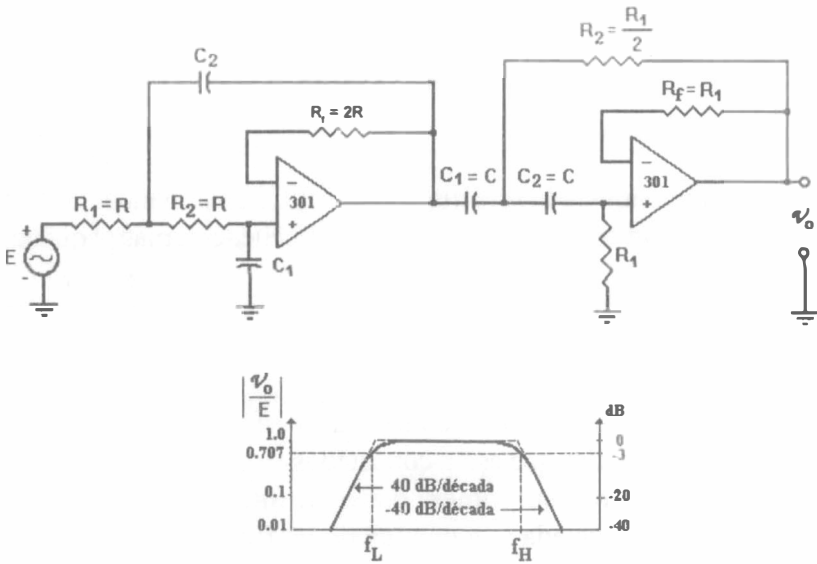


Figura 3.19. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-banda.

### Filtro pasa-banda de banda angosta

Un circuito de este tipo emplea únicamente un amplificador operacional, como se muestra en la figura 3.20. La resistencia de entrada del filtro queda establecida aproximadamente con la resistencia  $R$ . Si se coloca una resistencia de retroalimentación ( $2R$ ), de modo que sea el doble de la resistencia de entrada ( $R$ ), la ganancia máxima del filtro será 1 o 0 dB en la frecuencia de resonancia  $f_r$ . Ajustando  $R_r$  es posible cambiar o realizar el ajuste fino de la frecuencia de resonancia, sin modificar el ancho de banda o la ganancia.

El funcionamiento de este tipo de filtro con ganancia unitaria se determina con unas cuantas ecuaciones simples. El ancho de banda  $B$  en hertz se determina con la resistencia ( $R$ ) y dos capacitores iguales ( $C$ ), mediante la siguiente expresión:

$$B = \frac{0.1591}{RC} \quad (3.34)$$

Donde:

$$B = \frac{fr}{Q} \quad (3.35)$$

La ganancia tiene un máximo de 1 en la frecuencia de resonancia ( $fr$ ), a condición de que la resistencia de retroalimentación ( $R$ ) tenga el doble del valor de la resistencia de entrada.

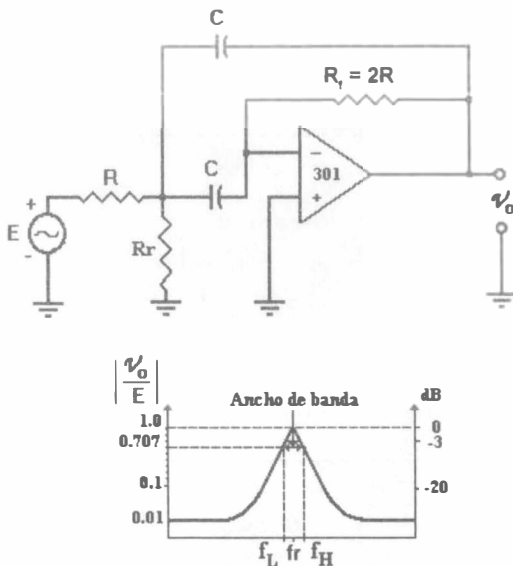


Figura 3.20. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia de un filtro pasa-banda estrecha.

La frecuencia de resonancia ( $f_r$ ) queda determinada por la resistencia ( $R_r$ ), de acuerdo con la siguiente expresión:

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad (3.36)$$

De esta manera, cuando se conocen los valores de los componentes del circuito, la frecuencia de resonancia se calcula de la siguiente manera:

$$f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{R_r}} \quad (3.37)$$

### Filtro rechaza-banda

Es un circuito que permite el paso de frecuencias que se encuentren fuera de una banda establecida, esto es, tiene una función inversa a la del filtro pasa-banda. La figura 3.21 muestra la gráfica en frecuencia de este circuito.

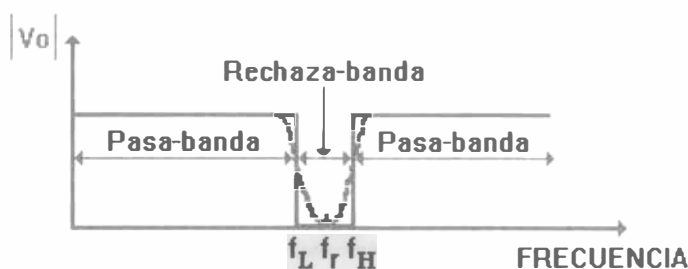


Figura 3.21. Gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro rechaza-banda, en función de la frecuencia. La línea continua representa el filtro rechaza-banda ideal, en tanto que las líneas punteadas indican las curvas de los filtros rechaza-banda prácticos.

En las aplicaciones donde es preciso amplificar señales de bajo nivel, puede haber una o más señales de ruido indeseable. Ejemplo de ello son las frecuencias de 50, 60 o 400 Hz provenientes de las líneas de potencia, frecuencias de 120 Hz provocadas por los rectificadores de onda completa e incluso frecuencias más altas procedentes de fuentes de potencia reguladas de tipo conmutado o bien osciladores de reloj.

En este libro veremos una forma muy particular de filtro rechaza-banda que se denomina filtro de muesca. El filtro de muesca es llamado así por la forma peculiar de su curva de respuesta en frecuencia, que se muestra en la figura 3.22. Las frecuencias indeseables quedan atenuadas en la banda de detención B. Las frecuencias deseadas son transmitidas en la pasa-banda que está a ambos lados de la muesca.

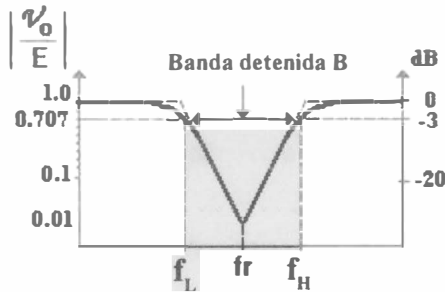


Figura 3.22. Un filtro de muesca que transmite las frecuencias en la banda pasante y rechaza las frecuencias indeseables en la banda detenida.

Casi siempre, los filtros de muesca tienen una ganancia unitaria en la banda de paso o de 0 dB. Las ecuaciones para  $Q$ ,  $B$ ,  $f_L$ ,  $f_H$  y  $f_r$  son idénticas a las del filtro pasa-banda asociado.

### Diseño del filtro

Como se aprecia en la figura 3.23, para construir un filtro de muesca, a la señal original se le resta la salida de un filtro pasa-banda. De esta manera, para las frecuencias del filtro de muesca en la pasa-banda, la salida de la sección del filtro pasa-banda se aproxima a cero dB.

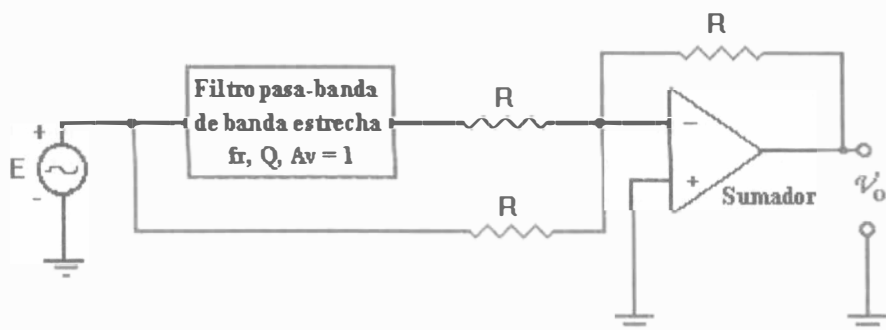


Figura 3.23. Construcción de un filtro de muesca a partir de un sumador y un filtro rechaza-banda.

El procedimiento para construir este tipo de filtro se realiza en dos pasos:

1. Se construye un filtro pasa-banda que tenga la misma frecuencia de resonancia, el mismo ancho de banda y en consecuencia el mismo  $Q$  que el filtro de muesca.
2. Se conecta el sumador inversor de la figura 3.24 seleccionando las resistencias iguales a  $R$ . En general,  $R = 10 \text{ k}\Omega$ .

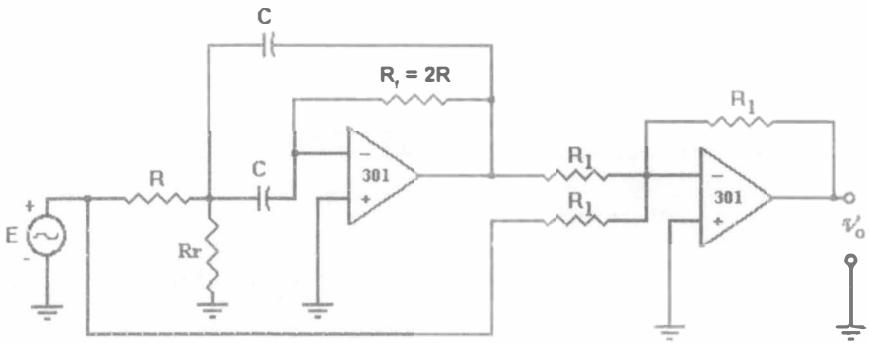


Figura 3.24. Diseño de un filtro de muestra con dos amplificadores operacionales. Se emplea un filtro pasa-banda de banda estrecha.

### 3.7 Sistemas de aislamiento

Los estudios neurofisiológicos se basan en la respuesta de un sistema biológico a cierta excitación, un artefacto de estímulo se obtiene una vez que la corriente de estimulación alcanza los electrodos de registro. Esto resulta de gran importancia en estudios relacionados con la velocidad de propagación de las fibras, tanto nerviosas como musculares. En otros casos, este artefacto es despreciable.

El artefacto del estímulo se genera cuando el estimulador y el equipo de registro tienen una tierra común. Para evitar esto, el estimulador se aísla del sistema de tierra del equipo de registro por medio de una red de aislamiento que usualmente posee un transformador, como se muestra en la figura 3.25.

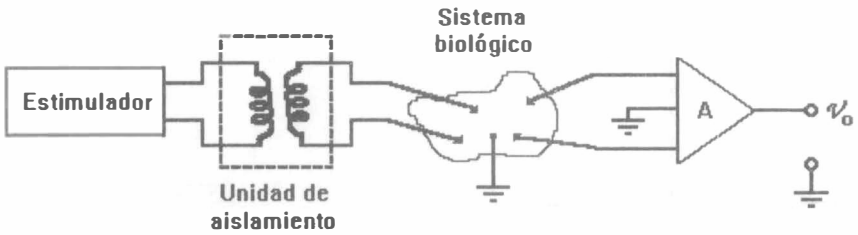


Figura 3.25. Aplicación de una unidad de aislamiento a un sistema biológico.

En este sistema, un amplificador diferencial se emplea con su tierra conectada a la tierra del sistema biológico bajo estudio. La unidad de estimulación (generador de pulso) se encuentra “flotante” con respecto al resto del sistema.

En general, la operación más estable de estos sistemas ocurre cuando la señal de corriente empleada es constante. Esto se consigue mediante el uso de *op amp's*, como se ilustra en la figura 3.26.

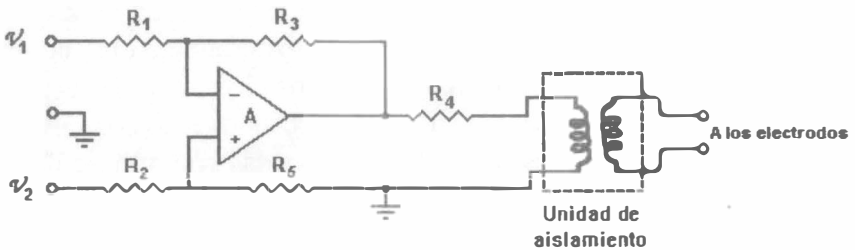


Figura 3.26. Fuente de corriente constante. Se puede aplicar un pulso negativo a la entrada uno y un pulso positivo a la otra entrada para obtener una composición de ambos. Cualquiera de las entradas se puede aterrizar si sólo deseamos un pulso a la entrada.

# Capítulo 4

## Electrocardiografía (ECG)

### 4.1 Origen del electrocardiograma

El corazón humano es una bomba muscular compleja, cuya función es mantener la sangre en movimiento y distribuirla a todas las células a través de un sistema de conductos.

El corazón de un adulto pesa aproximadamente 300 gramos y es del tamaño de un puño. Consiste de cuatro cámaras, dos aurículas (derecha e izquierda) y dos ventrículos (derecho e izquierdo), separadas cada una de la otra y de las venas y arterias que se unen al corazón por medio de válvulas. Así, la válvula tricúspide se encuentra entre la aurícula y el ventrículo derechos; y la válvula mitral entre la aurícula y el ventrículo izquierdos. La válvula pulmonar se encuentra entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar; y la válvula aórtica se encuentra entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta. En la figura 4.1 se muestra un diagrama del corazón.

La función circulatoria del mismo puede ser definida en tres tipos:

- a) Sistema cardiovascular (circulación mayor).
- b) Sistema pulmonar (circulación menor).
- c) Sistema miocárdico (circulación coronaria).

- a. Vena cava superior
- b. Arteria pulmonar
- c. Arteria aorta
- d. Tronco pulmonar
- e. Aurícula izquierda
- f. Vena pulmonar
- g. Aurícula derecha
- h. Válvula tricúspide
- i. Válvula pulmonar
- j. Válvula aórtica
- k. Válvula mitral
- l. Ventriculo izquierdo
- m. Vena cava inferior
- n. Ventriculo derecho

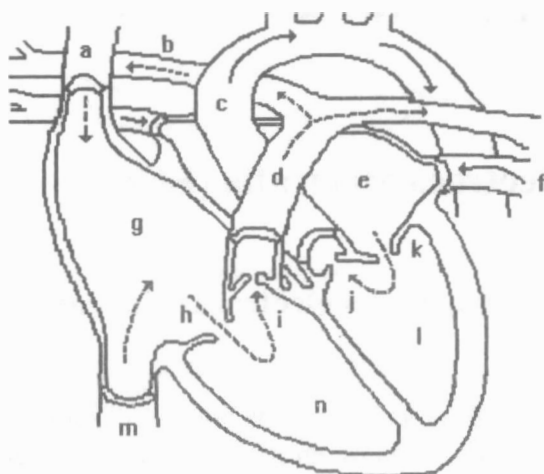


Figura 4.1. Diagrama del corazón y sus diferentes partes.

La sangre circula a través del cuerpo y regresa al corazón, vía el sistema corporal de venas, para entrar en la aurícula derecha, esta sangre sin oxígeno acarrea el bióxido de carbono y es llamada sangre venosa. De la aurícula derecha la sangre pasa al ventrículo derecho vía la válvula tricúspide, que permanece abierta hasta que el ventrículo se contrae; esto es, cuando el músculo del ventrículo empuja la sangre hacia la arteria pulmonar a través de la válvula pulmonar. Cuando la contracción del ventrículo se ha completado, la válvula pulmonar se cierra para evitar reflujos de la sangre hacia el ventrículo.

La sangre de la arteria pulmonar pasa por los pulmones donde descarga el bióxido de carbono y absorbe el oxígeno por la acción de los capilares. Esta sangre reoxigenada, sangre arterial, regresa al corazón a través de las venas pulmonares y fluye hacia la aurícula izquierda. Enseguida pasa a través de la válvula mitral hacia el ventrículo izquierdo. Cuando el músculo del ventrículo izquierdo se contrae, impulsa la sangre hacia

la arteria aorta a través de la válvula aórtica y posteriormente circula a través de las ramificaciones de la misma hacia todo el cuerpo, como se ilustra en la figura 4.2.

Durante el proceso de contracción ventricular, la válvula mitral permanece cerrada para evitar reflujo de sangre hacia la aurícula.

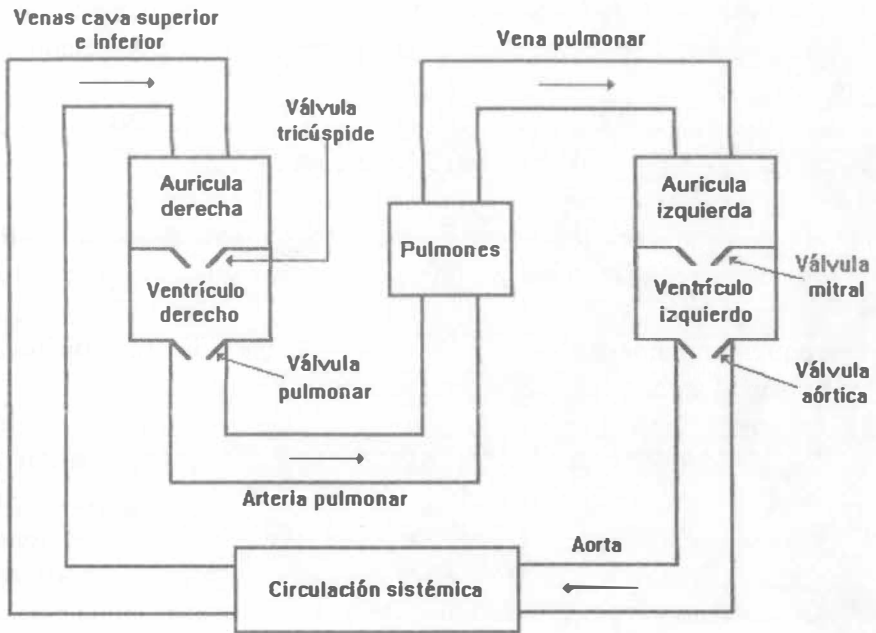


Figura 4.2. Distribución de la sangre a través de la circulación pulmonar y sistémica.

El funcionamiento del corazón como bomba se divide en dos fases:

1. **Sístole:** Es el término usado para describir la contracción rítmica del corazón, específicamente de los ventrículos; es decir, la acción

por la cual la sangre pasa del corazón hacia la arteria pulmonar y la aorta. La presión de la sangre durante esta fase es alrededor de 120 mmHg en el ventrículo izquierdo y de 25 mmHg en el derecho.

2. *Diástole*: Es el término empleado para describir la dilatación de las cavidades del corazón, durante la cual el músculo ventricular se encuentra relajado y las cavidades llenas de sangre. Durante la fase diastólica las válvulas aórtica y pulmonar se cierran, para evitar que la sangre de cualquiera de estas arterias regrese a los ventrículos.

El músculo cardíaco es de dos tipos y cada uno de ellos actúa de manera diferente (como se muestra en la figura 4.3):

- 1) *Músculo cardíaco ordinario*: Forma la mayor parte de los músculos del corazón y se trata de un músculo involuntario que actúa automáticamente. Es del tipo estriado y tiene miofibrillas que contienen filamentos de actina y miosina. Tiene como función llevar a cabo el mecanismo de la contracción.
- 2) *Músculo cardíaco especial o autónomo*: Actúa en forma espontánea e independiente de la voluntad. Su función es estimular al músculo cardíaco ordinario. La excitación de cualquier parte de este músculo se transmite a todo el corazón, provocando contracciones rítmicas de sístole y diástole en el músculo ordinario. Este sistema de músculo cardíaco especializado también se denomina red de conducción cardíaca.

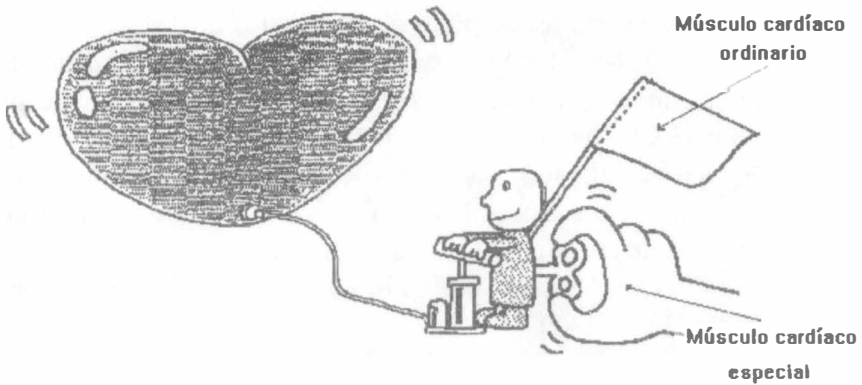


Figura 4.3. *Relación funcional entre el músculo cardíaco ordinario y el músculo cardíaco especial.*

El sistema de conducción cardíaco se muestra en la figura 4.4 y comprende:

- a) *Nodo Seno-Auricular (nodo S-A)*: Se localiza en la aurícula derecha, cerca de la entrada de la vena cava superior. Es una red de células (de forma oval plana) que mide alrededor de  $5 \times 15$  mm de área y 2 mm de espesor. Cuando el corazón funciona normalmente, el estímulo automático generado en esta región controla la frecuencia cardíaca, por eso se le llama marcapaso. El estímulo generado en este seno es conducido hacia el nodo atrio-ventricular, vía las aurículas izquierda y derecha.
- b) *Nodo Aurículo-Ventricular (nodo A-V)*: Está situado en la aurícula derecha cerca de la entrada de las venas coronarias. Es de estructura reticular y tiene forma oval plana, mide  $1 \times 6 \times 3$  mm. En su parte superior tiene una ramificación que se extiende hacia la aurícula derecha, y la parte inferior de ésta baja hacia los ventrículos en un

- paquete que forma el haz de His. El impulso procedente de las aurículas se retrasa antes de pasar al ventrículo, 1/10 seg.
- c) *Haz de His (haz A-V)*: Este haz se divide en dos ramas, la izquierda y la derecha, que viajan a los lados del séptum hacia cada uno de los ventrículos. Estas ramas se diseminan en ramas más finas distribuidas en el (músculo del) endocardio de los ventrículos. Tales extremos de las ramas son denominados fibras de Purkinje y conducen el impulso desde las aurículas a los ventrículos.
- d) *Fibras de Purkinje*: Son las que estimulan al músculo ventricular.

### *Potenciales de acción que dan origen al electrocardiograma*

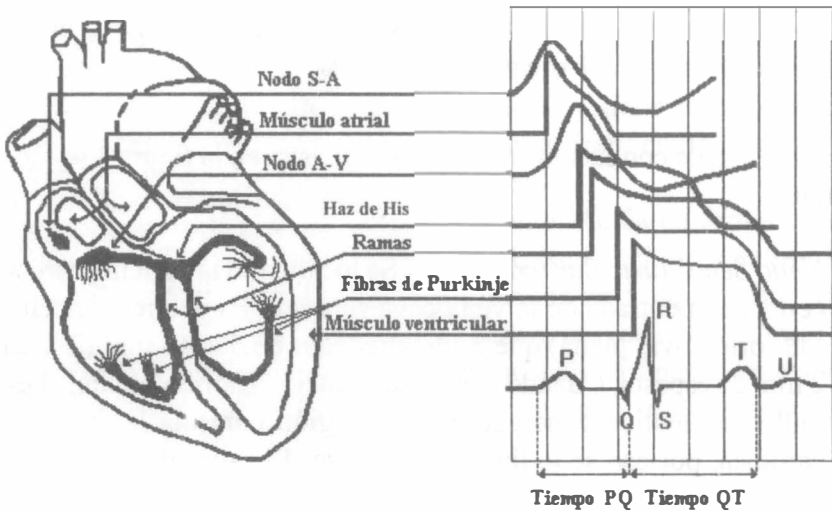


Figura 4.4. Esquema que representa el sistema de conducción cardíaco y sus ondas características.

El fenómeno eléctrico generado durante el proceso de conducción del estímulo del músculo especializado al músculo ordinario, puede ser

registrado en forma de un electrocardiograma (ECG) que refleja la propagación eléctrica de la despolarización y la repolarización en las cámaras. Estos fenómenos de despolarización y repolarización se llevan a cabo en distintos tiempos y velocidades, dependiendo del nivel en que se encuentren en el sistema de conducción; en consecuencia, la suma total de cada una de estas propagaciones da origen al registro que conocemos como ECG, que se muestra en la figura 4.5.

### *Velocidades de conducción*

La velocidad de conducción en las fibras del nodo A-V es de aproximadamente 0.01 m/seg (1/50 la del músculo cardíaco ordinario).

Después de entrar en el nodo, la velocidad de conducción en las fibras nodales A-V es todavía baja, sólo de 0.1 m/seg.

Las fibras de Purkinje transmiten alrededor de 1.5 – 4.0 m/seg, en consecuencia transmiten casi de inmediato el impulso cardíaco a través de todo el sistema ventricular. El tiempo transcurrido entre la transmisión de un impulso desde el haz A-V a las fibras de Purkinje es alrededor de 0.03 seg.

La masa ventricular tiene una velocidad de conducción entre 0.4 y 0.5 m/s.

Como el músculo cardíaco está dispuesto en remolinos con tabiques fibrosos entre ellos, el impulso cardíaco no viaja necesariamente en forma directa hacia afuera en dirección de la superficie del corazón. En consecuencia, la transmisión desde la superficie endocárdica (músculo interno) hasta la epicárdica (músculo externo) necesita hasta de 0.03 segundos más; este tiempo debe entonces agregarse al de la transmisión en el sistema de Purkinje. Por lo tanto, el tiempo necesario para la transmisión de un impulso desde el inicio del sistema de Purkinje hasta las últimas fibras musculares ventriculares, es alrededor de 0.06 segundos en el corazón normal.

### *Frecuencia de descarga*

Las fibras nodales aurículo-ventriculares (A-V) descargan a una frecuencia rítmica entre 40 y 60 descargas por minuto.

Las fibras de Purkinje descargan a una frecuencia entre 15 y 40 descargas por minuto, y excitan la primera fibra muscular sólo 0.06 segundos antes de excitar la última. Como las fibras musculares ventriculares siguen contraídas durante un período total de 0.30 segundos, casi todas las porciones del músculo en ambos ventrículos se contraen al mismo tiempo.

Por su parte, la frecuencia de descarga del nodo Seno-Auricular (S-A) se encuentra entre 70 y 80 descargas por minuto.

El nodo S-A tiene una frecuencia mayor que la del nodo A-V y se recupera más rápidamente que ningún otro, emitiendo un nuevo impulso antes que ninguno de aquellos haya alcanzado su propio umbral de autoexcitación. Debido a esta característica de mayor frecuencia de descarga rítmica, el nodo S-A controla el latido cardíaco y se le denomina el marcapaso natural del corazón. Cualquier otro marcapaso se denomina ectópico y provoca una secuencia anormal de contracción de las diversas partes del corazón.

Antes de la excitación de los ventrículos, sus células tienen un potencial de reposo aproximado de  $-90$  mV.

La despolarización inicial rápida hace que el potencial tenga una razón de crecimiento usualmente mayor de 450 V/seg. Esta primera fase es seguida por una rápida repolarización inicial, que conduce a mantener una meseta de despolarización de 200 a 300 mseg. La repolarización final restablece el potencial de membrana a su nivel de reposo y se mantiene en éste durante el resto del ciclo cardíaco. En la meseta, la permeabilidad de la membrana disminuye para el potasio.

El periodo refractario funcional (el equivalente al absoluto) del ventrículo es de 0.25 a 0.3 segundos, que es la duración del potencial de acción. El periodo refractario relativo adicional es de aproximadamente 0.05 segundos.

El periodo refractario del músculo auricular es mucho más corto, alrededor de 0.15 seg.

### *Control vegetativo*

El sistema parasimpático (vagal) produce acetilcolina que disminuye la excitabilidad del nodo S-A, de las fibras de unión A-V y del nodo A-V, lo cual hace más lenta la transmisión del impulso cardíaco hacia los ventrículos.

El sistema simpático aumenta la descarga del nodo S-A y la excitabilidad de todos los procesos del corazón, así como la fuerza de contracción de toda la musculatura cardíaca. Libera la noradrenalina que aumenta la permeabilidad de la membrana al  $\text{Na}^+$  y al  $\text{Ca}^{++}$ , provocando que disminuya el umbral y aumente la frecuencia cardíaca por la disminución del tiempo de conducción en el nodo A-V.

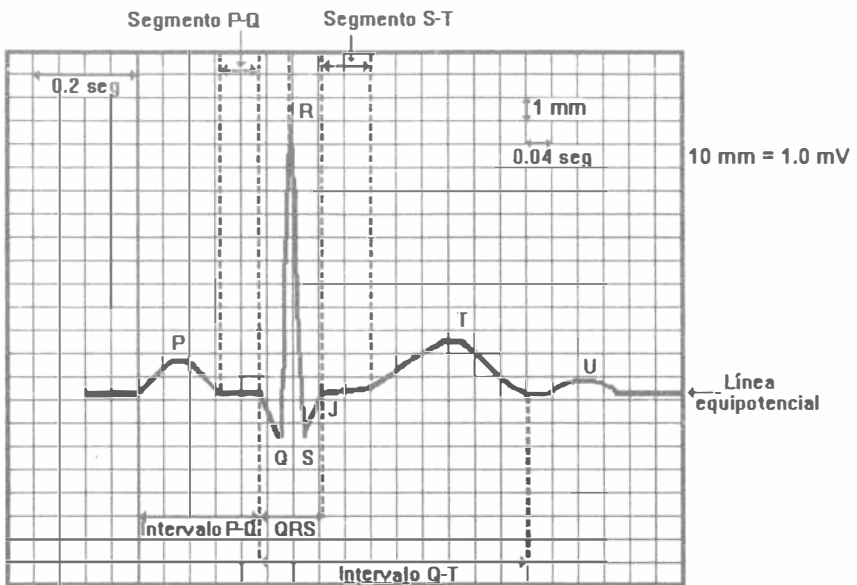


Figura 4.5. Ondas que componen el electrocardiograma.

<i>Onda P:</i>	0.06 seg / 1 - 2 mm 0.1 - 0.2 mV (adultos) 0.04 - 0.09 seg (niños)
<i>Intervalo P-Q:</i>	0.12 - 0.20 seg (adultos) 0.11 - 0.16 seg (niños)
<i>Complejo QRS:</i>	0.05 - 0.08 seg (adultos) 0.05 - 0.09 seg (niños)
<i>Intervalo Q-R:</i>	VAT (tiempo de activación ventricular) 0.02 seg (0.03 seg, máximo) en V1 y V2 (adultos) 0.029 - 0.037 seg (0.04 seg, máximo) en V4 - V6 (adultos)
<i>Nivel ST:</i>	+ 1 mm (0.1 mV)
<i>Intervalo Q-T:</i>	Factor de frecuencia cardíaca o tiempo de sistole ventricular.

$$QT = 0.39\sqrt{R - R \text{ intervalo}} \pm 0.04 \text{ seg (adultos)}$$

$$QT = (0.02 \times R - R \text{ intervalo} + 0.165) \pm 0.04 \text{ seg (niños)}$$

### ***Características de un electrocardiograma normal***

La generación del fenómeno eléctrico reconocido como ECG se manifiesta como una serie de formas de onda, cada una de las cuales tiene un nombre, amplitud y duración particular (como se muestra en la figura 4.6).

- a) *Onda P*: Representa la difusión del impulso eléctrico generado por el nodo S-A sobre la aurícula. Se le llama también despolarización de la aurícula. Su tiempo de conducción es de 0.06 - 0.10 seg.
- b) *Intervalo PQ*: Indica el tiempo requerido para que el estímulo generado en el nodo S-A sea conducido hacia el nodo A-V, su tiempo de conducción es de 0.12 - 0.20 seg.
- c) *Complejo QRS*: Representa la onda generada por la estimulación del ventrículo, despolarización ventricular y repolarización de las aurículas. Su tiempo de conducción es de 0.06 - 0.08 seg.
- d) *Onda T*: Representa la onda generada por la repolarización eléctrica de los ventrículos.
- e) *Intervalo QT*: Indica el tiempo transcurrido desde el inicio de la estimulación eléctrica de los ventrículos hasta el fin de la repolarización de los mismos. Su tiempo de conducción es de 0.3 - 0.45 seg.

## 4.2 Derivaciones

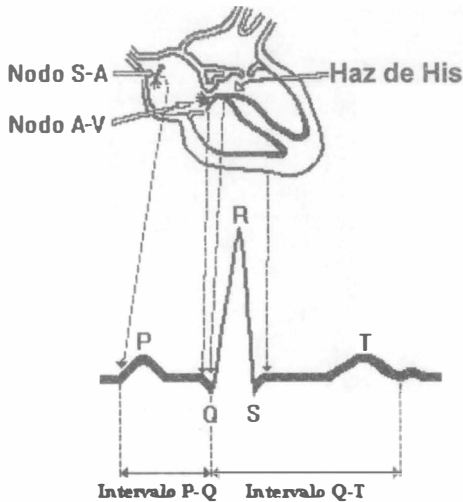


Figura 4.6. *Relación entre el electrocardiograma y el sistema de conducción cardíaco.*

El objetivo básico del ECG es registrar las señales eléctricas del corazón en la superficie del cuerpo, mediante un proceso completamente no invasivo. La información obtenida permite a los cardiólogos determinar el estado funcional del corazón.

El primer registro exitoso del ECG fue realizado por el fisiólogo alemán *Wilhem Einthoven*, quien ideó un instrumento usando un galvanómetro conectado a los brazos de un sujeto para medir las variaciones en energía que resultaban en la sístole cardíaca, como se muestra en la figura 4.7.

Einthoven usó tres derivaciones llamadas DI, DII, DIII. El ECG resultante representó la relación entre dichas derivaciones la cual es conocida como el *triángulo de Einthoven*. Tal relación se describe a continuación:

$$DII = DI + DIII$$

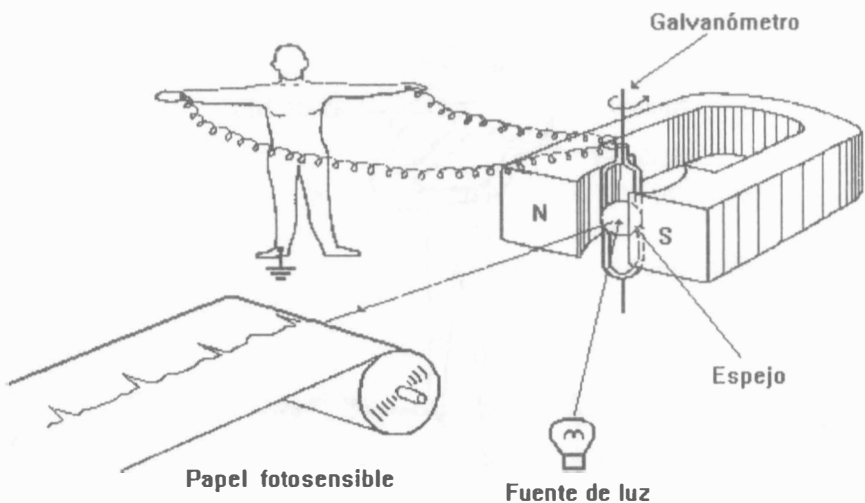


Figura 4.7. Sistema para registro electrocardiográfico implementado por Einthoven.

### *Derivaciones estándares y bipolares de Einthoven*

En el triángulo de Einthoven, una arista representa el brazo izquierdo (LA), otra el derecho (RA) y la tercera el pie izquierdo (LF) (figura 4.8). Las derivaciones detectan variaciones entre dos aristas y despliegan las diferencias entre los potenciales eléctricos. Como resultado de esto, se les conoce como derivaciones bipolares, cuyo método es simple, pero tiene una desventaja: es imposible medir el valor absoluto de cada arista. En la tabla 8.1 se presenta el signo convencional correspondiente a cada derivación, de acuerdo con el criterio de Einthoven.

Tabla 8.1. *Signos correspondientes a cada derivación, de acuerdo con el criterio de Einthoven.*

DI	Brazo izquierdo a brazo derecho ( + )                      ( - )	Potencial entre ellos
DII	Brazo derecho a pierna izquierda ( - - )                      ( + )	Potencial entre ellos
DIII	Brazo izquierdo a pierna izquierda ( - )                      ( + )	Potencial entre ellos

Cada una de estas derivaciones se miden a través de un amplificador diferencial.

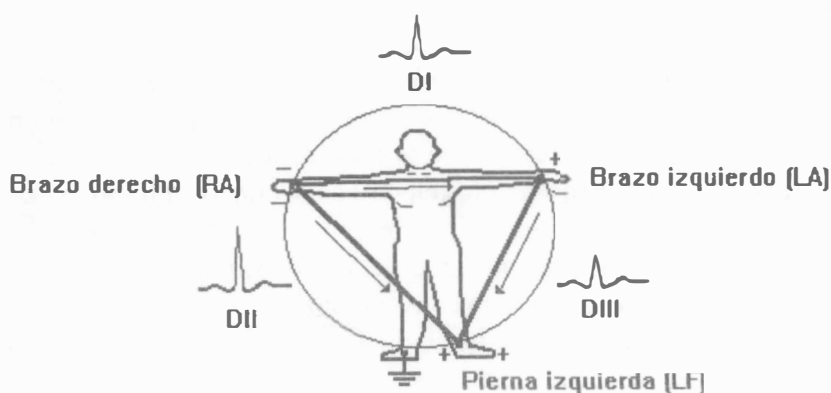


Figura 4.8. Derivaciones del triángulo de Einthoven.

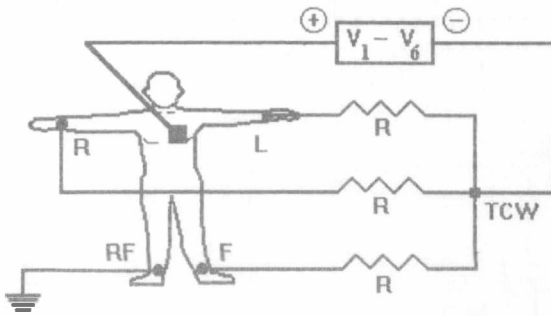
De acuerdo con la ecuación que relaciona cada una de las derivaciones con las otras dos, se puede medir cualquier par de ellas y calcular la tercera. De hecho, esto es lo que hacen los actuales equipos de electrocardiografía. Muchas máquinas miden las derivaciones I y II y calculan la tercera.

### ***Derivaciones unipolares de Wilson***

Fueron Wilson y Goldberger quienes trataron de corregir la ambigüedad de las derivaciones bipolares, e idearon lo que se conoce como el método de derivaciones unipolares o *terminal central de Wilson (TCW)*, el cual nos entrega los potenciales eléctricos entre el centro cardíaco y cada arista del triángulo (figura 4.9).

Para realizar la detección extra-corpórea del centro cardíaco, las conexiones se hacen entre cada arista y se aplica una resistencia de más de 5 k $\Omega$  para crear un punto eléctrico central, el cual no siempre corresponde al del corazón, pero para el propósito del ECG se toma como el

punto central del corazón. Usando esto es posible medir los potenciales eléctricos entre dicho centro y cada arista.



$V_R$ : Brazo derecho y Terminal Central de Wilson.  
 $V_L$ : Brazo izquierdo y Terminal Central de Wilson.  
 $V_F$ : Pierna izquierda y Terminal Central de Wilson.

Figura 4.9. Derivaciones unipolares de Wilson.

La figura anterior muestra la forma de desarrollar la central de Wilson (TCW), la cual es usada para las derivaciones tomadas en la caja torácica.

La aplicación de estas derivaciones hace posible medir los potenciales eléctricos de todos los puntos, usando el centro del tórax como el estándar.

### *Derivaciones unipolares aumentadas de Goldberger*

Tienen el mismo propósito que las de Wilson, aunque en este caso en lugar de colocar una resistencia  $R$  de  $5\text{ k}\Omega$ , se coloca una resistencia de  $1/2 R$  ( $2.5\text{ k}\Omega$ ) entre la TCW y la arista a medir (como se señala en la figura 4.10).

aVR	Brazo derecho y TCW aumentada (vector derecho a)
aVL	Brazo izquierdo y TCW aumentada (vector izquierdo a)
aVF	Pierna izquierda y TCW aumentada (vector del pie a)

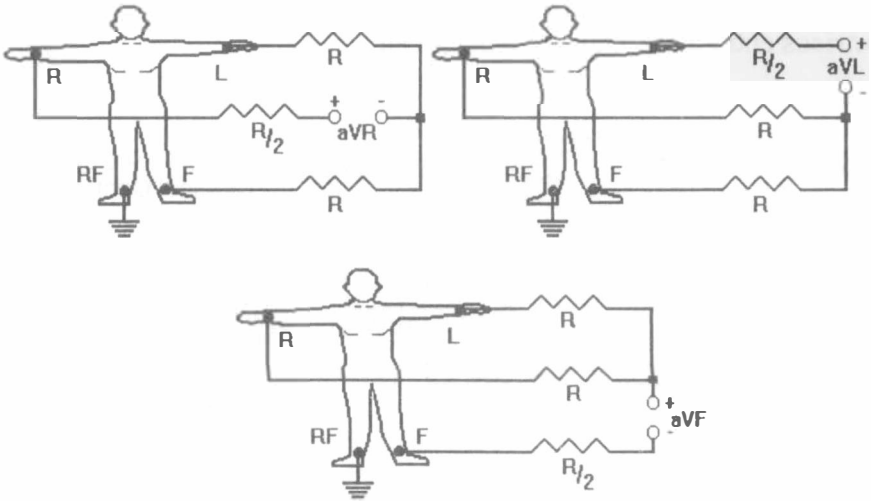


Figura 4.10. Derivaciones aumentadas de Goldberger.

Cuando se miden los potenciales eléctricos de los brazos derecho, izquierdo y pierna por el método de Wilson, se obtienen valores pequeños porque la  $R$  entre cada arista está en paralelo con la del electrocardiógrafo. Goldberger mejoró esta medición en 1.5 veces. Las formas resultantes representan la cavidad del ventrículo, su lado superior el ápex y la parte de atrás del corazón.

### ***Derivaciones unipolares precordiales***

Las derivaciones precordiales se toman con un solo electrodo que se coloca en la cara anterior del tórax, en diferentes posiciones, y se conecta a la terminal positiva del electrocardiógrafo. El electrodo de referencia se conecta, a través de una resistencia ( $R_s$ ), a los electrodos situados en el brazo derecho, izquierdo y pierna izquierda, simultáneamente.

En general hay seis derivaciones precordiales ( $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  y  $V_6$ ), cuya colocación se aprecia en la figura 4.11. Es posible, por medio de estas derivaciones, detectar anomalías en los ventrículos, debido a que los potenciales eléctricos registrados son de la musculatura cardíaca situada por debajo del electrodo.

$V_1$  y  $V_2$  representan los potenciales eléctricos del ventrículo derecho.

$V_3$  y  $V_4$  representan los potenciales eléctricos del séptum.

$V_5$  y  $V_6$  representan los potenciales eléctricos del ventrículo izquierdo.

La colocación de los electrodos se realiza siguiendo el siguiente criterio:

$V_1$  se coloca en el cuarto espacio intercostal al lado derecho del esternón.  
 $V_2$  se coloca en el cuarto espacio intercostal al lado izquierdo del esternón.

$V_3$  entre  $V_2$  y  $V_4$ .

$V_4$  se coloca en el quinto espacio intercostal, sobre la línea media clavicular izquierda.

$V_5$  en la línea axilar anterior izquierda, en el quinto espacio intercostal.

$V_6$  en la intersección de la línea horizontal que pasa por  $V_4$  y la línea media axilar.

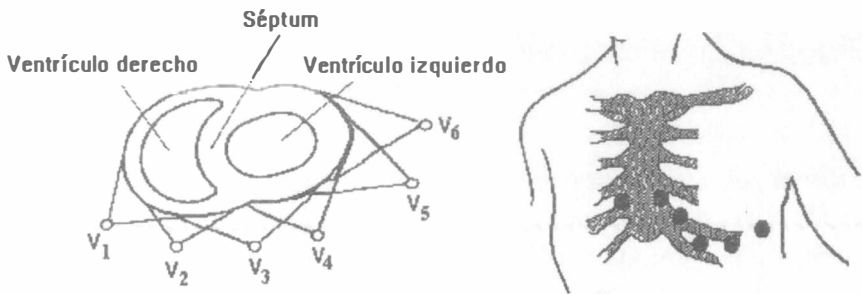


Figura 4.11. Colocación de los electrodos para registrar las derivaciones unipolares precordiales.

### 4.3 Información que aporta el electrocardiograma

1. Las derivaciones bipolares DI, DII y DIII nos dan información acerca de la posición del corazón (figura 4.12).

- \* Posición hacia el lado derecho implica que DIII es mayor a DII y a DI.
- \* Posición normal implica que DII es mayor a DI y a DIII.
- \* Posición hacia el lado izquierdo implica que DI es mayor a DII y a DIII.

Donde R = Tamaño de la onda R para cada derivación.

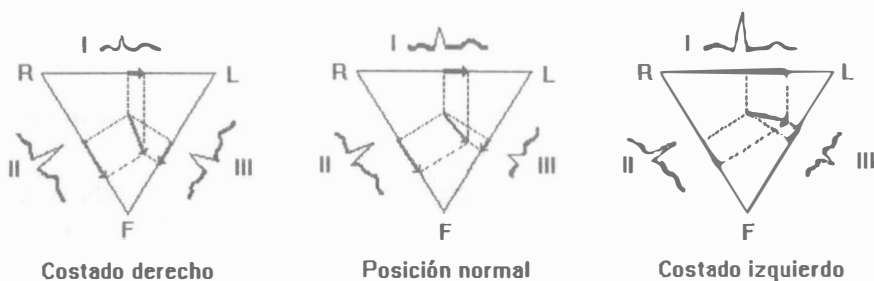






















Figura 4.12. *Cambios del vector cardíaco en función de la posición del individuo.*

2. La inclinación del corazón puede ser de cinco tipos dependiendo de cuál de las derivaciones bipolares, aVL o aVF, se asemejen a las derivaciones unipolares  $V_1$  y  $V_2$  o  $V_5$  y  $V_6$ , como puede verse en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. *Variaciones en el ECG normal como resultado de cambios en la posición eléctrica del corazón.*

Posición	V <sub>1</sub> a V <sub>2</sub>	aVL	aVF	V <sub>5</sub> a V <sub>6</sub>
Vertical				
Semivertical				
Intermedia				
Semihorizontal				
Horizontal				

3. Las derivaciones precordiales nos permiten conocer ciertas hipertrofias atriales y/o ventriculares (aumento del tamaño).

Por ejemplo: En el caso de hipertrofias, la profundidad de la onda S se vuelve más pronunciada en V<sub>1</sub> y V<sub>2</sub>. La onda R se expande en V<sub>5</sub> y V<sub>6</sub>, y la altura de la onda ST se reduce. En ocasiones también puede aparecer la onda T invertida.

4. Un ritmo irregular de la frecuencia cardíaca (FC) o arritmia, sus variaciones y patogénesis, pueden ser diagnosticados al observar la naturaleza del intervalo entre cada onda R – R y analizando sus formas de onda. En taquicardia la onda P y T no se ven.

Existen varios tipos de arritmias; no siempre son anormales y son acompañadas por el pulso respiratorio.

Varios síntomas, que incluyen latidos prematuros, fibrilación auricular y ventricular, son el resultado de una excitación anormal del corazón, conducción o sístole. El dibujo de la figura 4.13 muestra latidos prematuros ventriculares multifocales.



Figura 4.13. *Electrocardiograma que muestra latidos prematuros multifocales.*

5. Cuando el músculo cardíaco no es alimentado temporalmente por la sangre, se presenta lo que se conoce como isquemia miocárdica, fenómeno inducido en pruebas de esfuerzo durante el ejercicio. La esclerosis en las coronarias produce una insuficiente irrigación de sangre al corazón.

Cuando las coronarias se ocluyen ocasionan un estado necrótico (muerte por falta de sangre), se presenta un infarto al miocardio que se refleja en el ECG como variaciones de las ondas ST, Q y T.

6. La velocidad de conducción intra-atrial y la conducción de la excitación contra el nodo A-V son reguladas por la quinidina y el digital, por ello son usados en el tratamiento de arritmias. Sin embargo, un exceso de dichos medicamentos pueden producir arritmias y frecuencias del pulso peligrosas. La pericarditis y un balance

electrolítico defectuoso (niveles de  $K^+$ ) pueden producir cambios en el ECG.

#### 4.4 Características del electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo es el equipo que nos permite medir la diferencia de potencial eléctrico, generado por el corazón entre dos puntos del cuerpo, estos potenciales son del orden de mV y presentan componentes en frecuencias de 0-200 Hz. Sin embargo, para fines de diagnóstico médico, es suficiente con que el electrocardiógrafo cubra el rango de 0.1-100 Hz.

En la figura 4.14 se muestra la respuesta en frecuencia que debe tener un electrocardiógrafo, para poder captar todos los componentes en frecuencia de la señal.

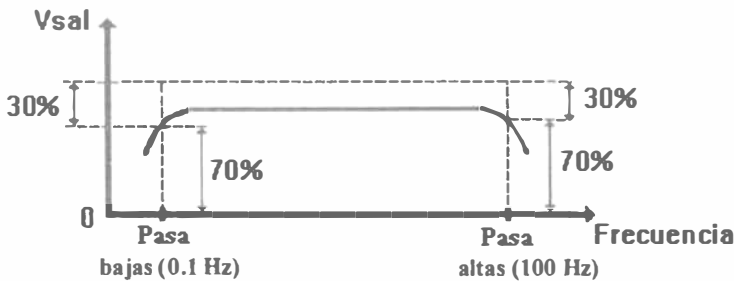


Figura 4.14. *Gráfica de respuesta en frecuencia de un electrocardiógrafo.*

## ***Clasificación***

### *Por su funcionamiento*

- a) Manual: Necesita un operador para cambiar de derivación.
- b) Automático: En forma automática se calibra y cambia de derivación.
- c) Microcomputarizados: Además de ser automático, puede almacenar información del paciente, establecer un posible diagnóstico y programar diferentes mediciones y rutinas para pruebas de esfuerzo.

### *Por el sistema de despliegue*

- a) Fotográficos o fotosensibles.
- b) Inyección de tinta.
- c) Termográficos o de cabeza térmica. Son los más usados, son registros directos que pueden ser divididos en dos tipos, según la punta de la plumilla: *i)* La que termina en forma afilada, *ii)* La recta, más aceptada por su excelente capacidad de registro y fidelidad.

### *Por su sistema de alimentación*

- a) De corriente alterna (CA). Unidades que pueden moverse poco.
- b) De corriente directa (CD). Unidades movibles con baterías recargables o no recargables.
- c) CA y CD.

### *Por su número de canales*

- a) Canal único: Usado con mayor frecuencia.
- b) Multicanal: Toma varias derivaciones al mismo tiempo (2, 3, 6).

### ***Monitor cardíaco***

El monitor cardíaco es un instrumento que permite “monitorizar” la actividad cardíaca, con su ayuda se está al tanto del funcionamiento del corazón, ya que detecta el instante de la contracción y relajación del músculo, a partir de las señales eléctricas originadas durante la despolarización y repolarización, respectivamente. En consecuencia, no es un equipo de diagnóstico sino de vigilancia.

Durante el monitoreo no se tienen todas las derivaciones, en general se utiliza DII. La frecuencia de corte con bajas frecuencias se encuentra entre 0.1 y 1 Hz, para que no se reflejen movimientos del paciente; posee, además, alarmas de frecuencia cardíaca que se activan cuando este parámetro sale del rango normal.

## **4.5 Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo**

La figura 4.15 muestra un diagrama de bloques del electrocardiógrafo, el sistema debe contar al menos con:

- Circuito de protección para el paciente.
- Amplificador de instrumentación con elevada impedancia de entrada ( $Z_{ent}$  del orden de  $M\Omega$ ), lo que implica una impedancia ( $Z$ ) de los electrodos del orden de  $k\Omega$ , cuando mucho, y baja impedancia de salida ( $Z_{sal} < 100 \Omega$ ); la carga implica una impedancia ( $Z$ ) mayor.
- Selector de derivaciones, sensibilidad y velocidad del papel.
- Pulso de calibración de interruptor momentáneo.
- Una respuesta en frecuencia entre 0.5 - 100 Hz (para uso en diagnóstico).

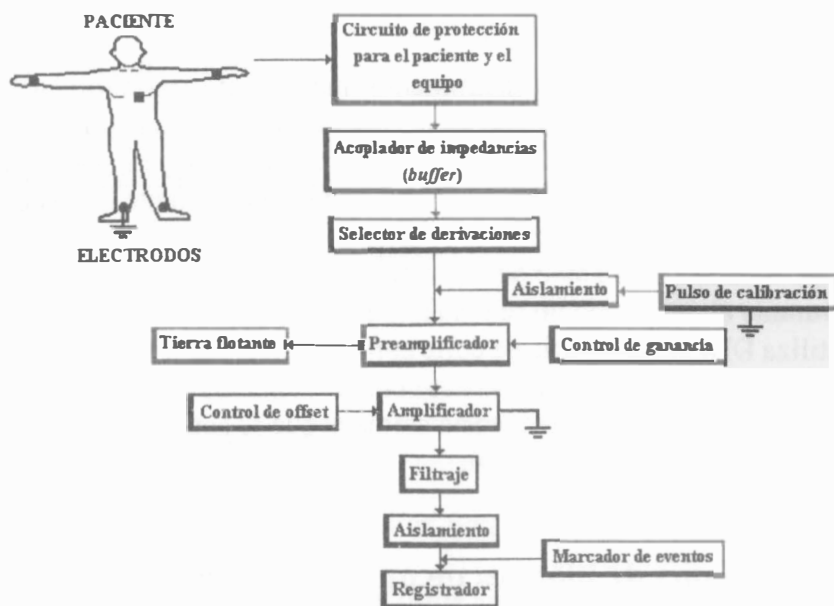


Figura 4.15. Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo.

### Descripción de los componentes

- Circuito de protección para el paciente:* Tiene el propósito de protegerlo contra riesgos eléctricos, como corrientes dañinas que puedan ser generadas en el electrocardiógrafo. Proporciona cierto tipo de aislamiento entre los electrodos, el equipo y las líneas de potencia.
- El acoplador de impedancias* asegura la adecuada transmisión de la señal entre el sistema de aislamiento y el resto del equipo, lo que evita distorsiones en el registro.
- El selector de derivaciones* se muestra en la figura 4.19, junto con el acoplador de impedancias y el preamplificador. Como su nombre lo indica, tiene la función de determinar qué derivaciones (unipolares

o bipolares) serán registradas por el sistema, y permite ver en forma separada cualquiera de ellas.

- d) *Señal de calibración*: Es una señal con amplitud de 1 mV que se introduce momentáneamente en el electrocardiógrafo, mediante la presión de un botón por parte del operador. Esta señal de magnitud conocida permite determinar la amplitud real del ECG obtenido.
- e) *El aislamiento* es proporcionado por un sistema como los que se mencionan en la sección 4.8, y su función es evitar cualquier riesgo de tipo eléctrico sobre el paciente o el operador del equipo.
- f) *Preamplificador*: Proporciona el primer “nivel” de amplificación para la señal electrocardiográfica. Este circuito debe tener una alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida y una razón de rechazo en modo común (RRMC) alta. Típicamente se emplean amplificadores de instrumentación como el descrito en el capítulo 3 y se les proporciona un control de ganancia.

La consideración más importante en el diseño de un preamplificador para ECG es que amplifique sin distorsión la señal, y que al mismo tiempo minimice las interferencias y artefactos indeseables, esto se verá con mayor detalle en la sección 4. 6.

- g) *Amplificador*: La función de este circuito es proporcionar un nivel de amplificación que permita ver un registro de tamaño adecuado en el despliegue. Como en muchas ocasiones se presentan niveles de CD en el registro y éstos pueden saturar al amplificador, este sistema debe ir acompañado de un control de offset-cero.
- h) *Filtros*: Una vez que se ha realizado la adquisición de la señal, es importante hacerla pasar por un sistema de filtros que eliminarán otras señales que no sean de nuestro interés. Para este propósito, es necesario conocer que el rango de frecuencia característico de la señal de ECG se encuentra entre 0.1 y 200 Hz.
- i) *Registrador*: El registrador es un dispositivo que debe contar con características adecuadas de respuesta en frecuencia y velocidad de despliegue, para no distorsionar la señal.

## **4.6 Amplificador de instrumentación para electrocardiografía**

Los componentes principales de un amplificador para ECG requieren del diseño de un sistema que, además de amplificar la señal, proporcione una adecuada respuesta en frecuencia y proteja al equipo, al paciente y al operador de posibles sobrecargas. Esto se puede ver en el circuito de la figura 4.16.

Además de ampliar la señal, es necesario que un amplificador para ECG sea capaz de reducir la distorsión de la misma, provocada por la presencia de ruido de 60 Hz o por un desplazamiento de la línea de base.

Finalmente, el amplificador debe satisfacer los criterios sobre ancho de banda, linealidad e impedancia de entrada.

En la tabla 4.3 se presentan las características más importantes para este tipo de amplificadores.

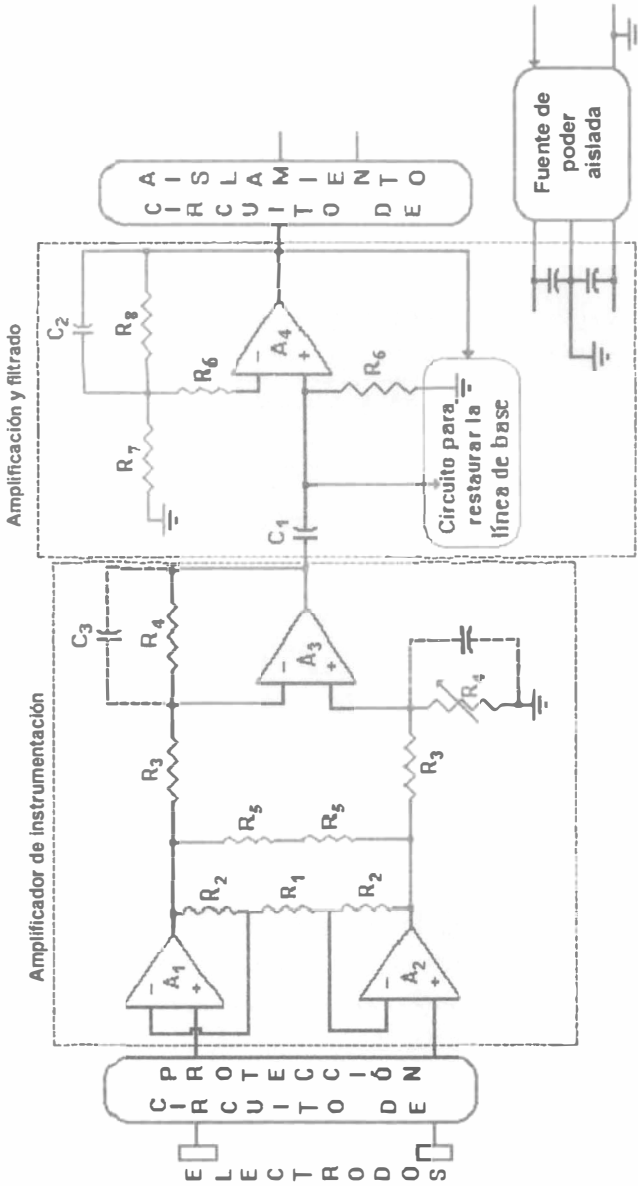


Figura 4.16. Circuito de un amplificador de instrumentación para electrocardiografía. Obsérvese que muestra dos fases de aislamiento y dos de amplificación, las de aislamiento garantizan la seguridad del paciente y del equipo. Las fases de amplificación garantizan un registro de suficiente amplitud y bajo nivel de ruido.

Tabla 4.3. *Especificaciones mínimas para un amplificador de ECG.*

Parámetro	Rango
Ganancia	1000
Ancho de banda	0.05 - 100 Hz (Diagnóstico) 0.5 - 40 Hz (Monitoreo)
Impedancia de entrada:	
Modo diferencial.....	> 2.5 M $\Omega$
Modo común.....	> 100 M $\Omega$
RRMC	> 20000 a 60 Hz
Corriente de fuga	< 10 $\mu$ A
Protección de sobrevoltaje	5000 V (descarga de desfibrilación)

## 4.7 Recomendaciones de la American Heart Association (AHA) para electrocardiógrafos

### *Especificaciones de entrada*

1. La Zent para cualquier par de electrodos debe ser al menos de 5 M $\Omega$  para frecuencias arriba de 50 y 60 Hz.
2. Ni el registrador ni los amplificadores electrocardiográficos deben generar más de un microampere de corriente I de fuga en los circuitos del paciente o hacia éste.
3. Ambos (regulador y amplificador) deben ser capaces de tolerar arriba de 200 mV de diferencia de potencial de offset del paciente, y deberán amplificar correctamente las señales del paciente arriba de 10 mVpp.

4. El equipo no debe dañarse cuando se conecte cualquier electrodo, a través de un capacitor en serie de 100 pF, al vivo de la línea de alimentación (CA) durante 5 seg.
5. El error introducido por la resistencia de los circuitos, como los utilizados en las derivaciones aumentadas y las precordiales, no debe ser mayor a un 2% más de la especificada para los amplificadores.
6. El voltaje estándar para la calibración interna del equipo debe estar entre  $\pm 2\%$  de 1.0 mV.
7. La Z entre cualquier electrodo y tierra de cualquier derivación en el intervalo de frecuencias para electrocardiografía, no debe ser menor a 500 k $\Omega$ .
8. *Sobrecarga*: El equipo no debe dañarse cuando se someta a un voltaje de 1 volt en una frecuencia de 47 a 63 Hz, aplicados durante dos segundos a las terminales de entrada con los controles colocados en cualquier sensibilidad o derivación.

### *Especificaciones internas*

Funcionamiento del equipo:

1. *Terminal central*: La magnitud de las deflexiones en cualquier derivación (incluyendo las aumentadas, referidas a la terminal central), no se deben desviar de sus valores correctos en más de un 2% .
2. *Ganancia*: Se debe ajustar desde el panel del instrumento, en tres rangos bien identificados, y paso a paso con los siguientes valores:

10 mm/mV  $\longrightarrow$  1 cm/mV

5 mm/mV  $\longrightarrow$  0.5 cm/mV

20 mm/mV  $\longrightarrow$  2 cm/mV

- Debe existir un ajuste para calibrar dichos rangos.
3. *Estabilidad de la ganancia y la línea de base:* Para verificar estos dos parámetros, conectar una resistencia de carga (RL) de 20 k $\Omega$  hacia las terminales de RA, LA, LL y las precordiales.
    - a) Con el selector de derivación en DI y la sensibilidad en 2 cm/mV, encender el equipo (después de haber estado por lo menos una hora apagado). Después de tres minutos, centrar el trazo. Durante los siguientes 12 minutos la línea de base no deberá desplazarse más de 10 mm. Durante los siguientes 45 minutos, más de dos mm, y después de una hora hacer un rastreo con el selector de derivaciones por todas éstas, con las cuales (una vez que se dio el pulso para que la línea regrese a la isoeleétrica) no deberá desplazarse más de un mm de su valor en DI.
    - b) Ahora en DI y sensibilidad en 2 cm/mV, encender el equipo. Después de 3 minutos centrar la línea basal. Presionar el botón de calibración de 1 mV, cuya deflexión de aproximadamente 2 cm deberá diferir cuando mucho en 1 mm del pulso que se dé después de una hora.
    - c) Apagar el equipo y encenderlo una hora después. La deflexión medida en DI después de estar encendido durante una hora, no deberá diferir más de 0.5 mm de la que se midió en el inciso anterior.
  4. *RRMC:* Debe ser al menos de 1000:1 (-60 dB) para el rango de frecuencias 45-65 Hz, y de al menos 100:1 (-40dB) para las demás frecuencias.

Todas las líneas de entrada de los electrodos se conectan juntas a una terminal de un capacitor de 22 pF. Se conecta a la línea (120 Vrms, 60 Hz y la otra a tierra). Con la ganancia en 1 cm/mV, no debe haber una deflexión mayor de 2 cm por pico.

5. *Nivel de ruido:* Simulando un paciente por medio de una resistencia de 25 k $\Omega$ , completamente blindada y colocada entre cada terminal del paciente y tierra, el ruido de salida con el registrador calibrado a 1 cm/mV no debe exceder de 0.1 mVrms, en ninguna posición del interruptor de derivaciones (10  $\mu$ Vrms referidos a tierra).
6. *Interferencia de radiofrecuencia:* Los fabricantes deben reducir y minimizar la interferencia de radio o cualquier otra frecuencia alta, a través del diseño de circuitos, blindado y filtrado en la línea de alimentación.
7. *Calibración:* El voltaje de calibración debe ser de 1 mV  $\pm$  2%, con una constante de tiempo no menor de 100 segundos y una Zsal de 1 k $\Omega$ , o menos, que puede ser aplicada continuamente a las entradas por un interruptor en el panel del equipo.
8. *Velocidad y exactitud en la calibración:* Debe tener un mínimo de dos velocidades: 2.5 cm/seg y 5 cm/seg. La exactitud deberá ser de 2% a 60 Hz.
9. El marcador de eventos señalará en intervalos de 1 segundo  $\pm$  2%.
10. Debe especificar sobre qué rango de temperaturas trabaja, 10 °C a 50 °C, y de 0 a 3000 metros sobre el nivel del mar y con una humedad relativa del 5% al 95%.

### *Especificaciones de salida*

1. Los electrocardiógrafos conectados a la línea deben contar con clavijas grado hospital (con tres terminales). Para corrientes mayores a 5 mA el equipo debe tener un fusible o un circuito que lo aisle del paciente y el operador, en cualquiera de las siguientes situaciones:

- \* Cuando el paciente se encuentra conectado a tierra a través de un segundo equipo.
  - \* Aislamiento defectuoso del cable de alimentación, transformador, motor, etc.
  - \* Cuando el contacto de pared usado está conectado en forma incorrecta.
  - \* Cuando existe un corto circuito en el amplificador conectado al paciente.
  - \* Cuando el paciente hace contacto directo con el chasis del aparato.
2. Papel de registro: Debe tener divisiones de 1 mm a lo largo de ambos ejes, con 5 divisiones la línea debe ser más oscura que las otras. Las divisiones son de 5 cm de ancho y el registro debe ser rectilíneo. En la tabla 4.4 se resumen las características de los controles, cables y señalamientos de un electrocardiógrafo.

Tabla 4.4. *Estandarización de controles, cables, letreros y formato de registro.*

Parámetro	Control	Formato de registro
Velocidad del papel	Interruptor con dos posiciones	25 mm/seg 50 mm/seg
Encendido-apagado	Interruptor con dos posiciones	Luz indicadora de equipo encendido.
Señal de calibración	<i>Push bottom</i>	1 mV $\pm$ 2%
Derivaciones	Interruptor multiposición	"0", I, II, III, aVR, aVL, aVF, "V" <sup>*</sup>
Centrado	Potenciómetro	
Restablecimiento	Interruptor o <i>push bottom</i>	
Ajuste de ganancia	Potenciómetro manejado a través de un tornillo fino	

\* V: derivaciones precordiales.

(Continuación)

Parámetro	Control	Formato de registro
Sensibilidad	Interruptor de tres posiciones	5 mm/mV 10 mm/mV 20 mm/mV
Cables del paciente	RA: Brazo derecho LA: Brazo izquierdo LL: Pierna izquierda RL: Pierna derecha C*: Precordiales	Blanco Negro Rojo Verde Café

## 4.8 Sistemas de protección

### *Circuito de protección del paciente y el equipo*

En la figura 4.17 se muestra el diagrama de un circuito de protección del paciente.

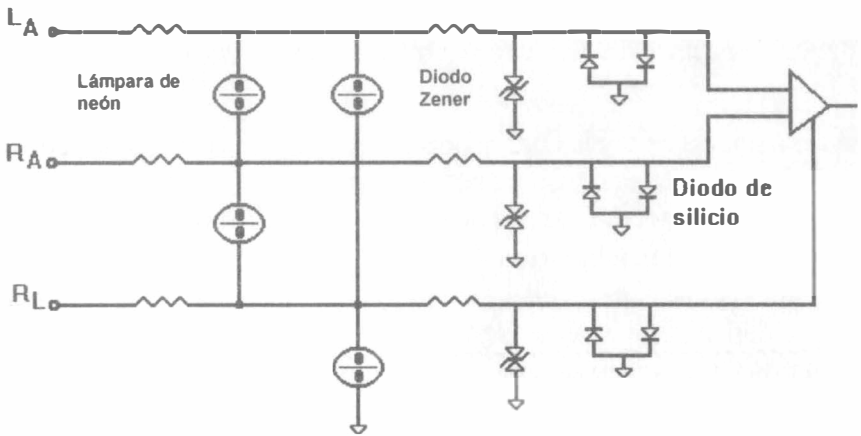


Figura 4.17. Diagrama que muestra un circuito de protección del paciente y el equipo.

Descripción:

- a) Si la señal es mayor de 600 mV, los diodos de Si limitan la entrada.
- b) Si la señal es mayor de 2-20 V, los diodos Zener la limitarán.
- c) Las lámparas de neón, cuando se ioniza el gas que contienen, permiten el paso de la corriente y evitan el paso de ésta al equipo. Esto es para voltajes de 45-70 o 50-90 volts.

*Circuito de pierna derecha*

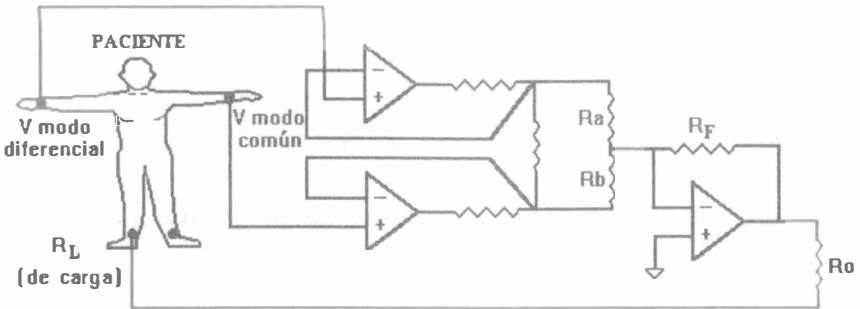
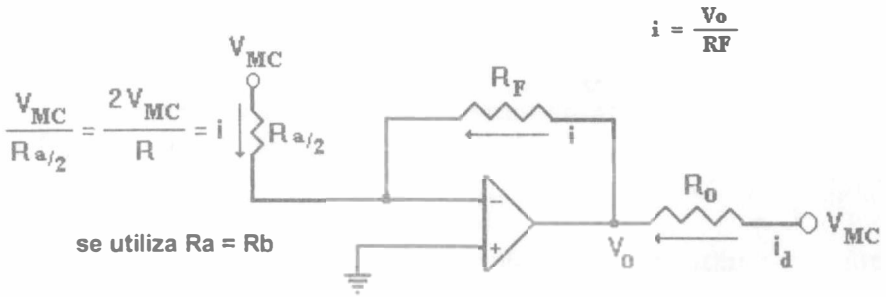


Figura 4.18. *Circuito de protección de pierna derecha.*

Los voltajes de modo común que pueden ser causados por las corrientes inducidas al cuerpo del paciente, se pueden minimizar utilizando la pierna derecha del mismo que no estará conectada directamente a tierra, como se muestra en la figura 4.18.

Tenemos una resistencia de carga ( $R_L$ ) entre el paciente y la tierra. Así, se detecta un voltaje en la terminal negativa (lo cual ocasionará su inversión), y después se aplica a  $R_L$  minimizando el voltaje en modo común (VCM). En la figura siguiente se muestra el circuito equivalente:



Donde:

$$\frac{2V_{MC}}{R_a} + \frac{V_o}{R_F} = 0 \quad (8.1)$$

despejando, obtenemos:

$$V_o = -\frac{2V_{mc}}{R_a} * R_F$$

$$V_{mc_1} = i_d R_o + V_o \quad (8.2)$$

$$V_{mc_1} = i_d R_o - \frac{2V_{mc}}{R_a} * R_F$$

$$V_{mc_1} * \left(1 + \frac{2R_F}{R_a}\right) = i_d R_o \quad (8.3)$$

$$V_{mc} = \frac{i_d R_o}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$$

observándose que  $\frac{R_o}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$  representa la resistencia efectiva equivalente

al circuito de pierna derecha-tierra.

Se emplea  $R_o = 5\text{ M}\Omega$  para evitar que una posible saturación del amplificador operacional genere una circulación de corriente muy alta en el paciente, pero también es necesario que la resistencia paciente-tierra no sea muy grande, en consecuencia, requerimos un ajuste de la misma para satisfacer lo mejor posible ambas necesidades. Para lograr esto requerimos:

$$\frac{R_o}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$$

Esta expresión debe ser pequeña, entonces:  $R_F > R_a$ . Por ejemplo,  $R_F = 5\text{ M}\Omega$  y  $R_a = 25\text{ k}\Omega$ . Por lo tanto, la resistencia efectiva entre la pierna derecha del paciente y la tierra será igual a:

$$R = \frac{5\text{ M}\Omega}{1 + 2\left(\frac{5\text{ M}\Omega}{25\text{ k}\Omega}\right)} = 12.5\text{ k}\Omega$$

De esta manera, la corriente que puede circular a través del paciente se ubicará alrededor de  $0.2\text{ }\mu\text{amperes}$  y  $V_{CM} = (0.2\text{ }\mu\text{amperes}) * (12.5\text{ k}\Omega) = 2.5\text{ mV}$ .

### ***Acoplador de impedancias***

En la práctica, las derivaciones unipolares se conectan de antemano: la Zent es menor que la de los electrodos, por lo que el ECG será de un tamaño pequeño.

Debido al desarrollo de los amplificadores seguidores (*buffers*), las formas de onda de diferente tamaño, que creaban problemas al conectarse todos los electrodos, se han reducido al insertar un *buffer* en el circuito de cada electrodo. De esta manera, se resuelve el problema de mutua Z entre electrodos. En la figura 4.19 se muestra tal configuración.

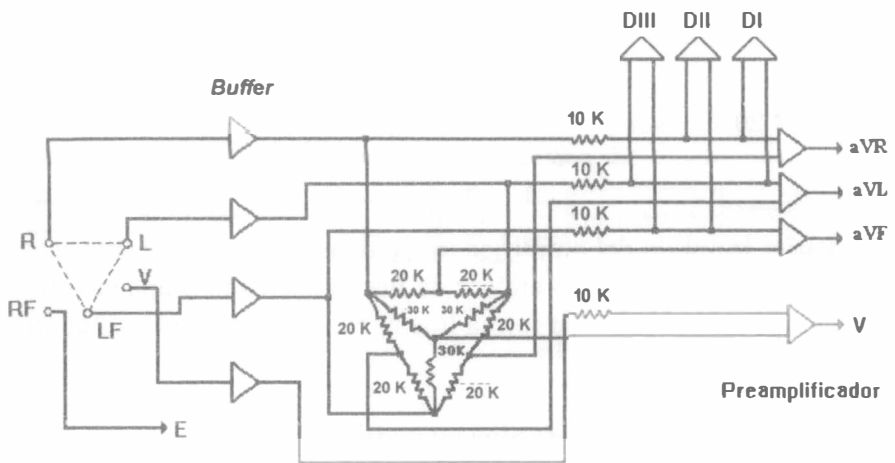


Figura 4.19. Ejemplo de una red actual para electrocardiografía que emplea circuitos seguidores (*buffers*) para acoplar impedancias con selector de derivaciones y preamplificador.

### Aislamiento

Veremos cuatro tipos fundamentales de aislamiento. Para la señal se tienen alimentaciones diferentes y por lo tanto tierras diferentes.

#### Aislamiento por acoplamiento óptico de la señal

Consta de un diodo luminoso y de un transistor fotosensible como receptor, como se muestra en la figura 4.20.

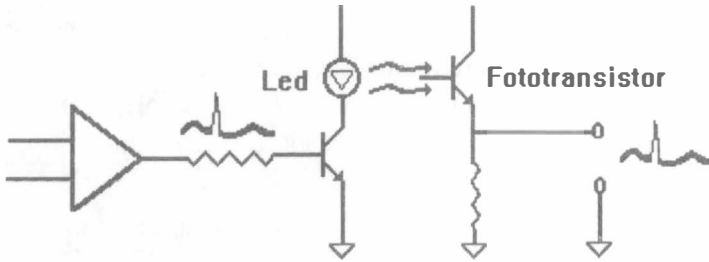


Figura 4.20. Circuito para aislamiento óptico empleado en el registro de potenciales bioeléctricos.

Al variar la salida del amplificador se dan cambios en el transistor que ocasionan que el diodo emisor de luz se encienda o apague, esto estimula al fototransistor en forma lineal, en relación con la señal que sale del amplificador.

#### *Aislamiento de las fuentes de alimentación*

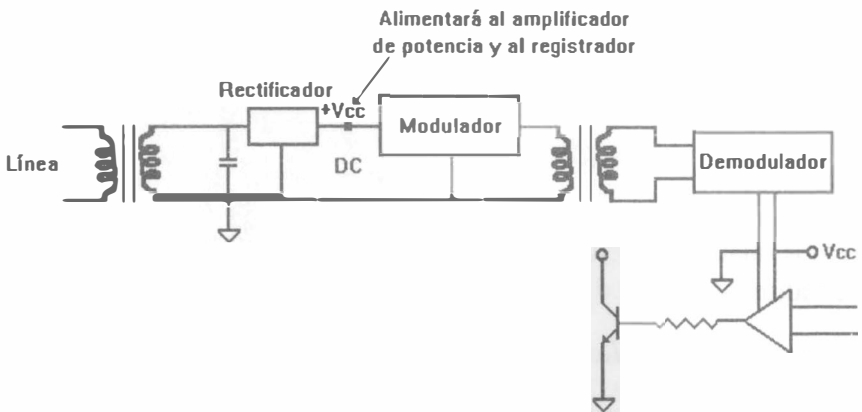


Figura 4.21. Sistema de aislamiento entre fuentes mediante transformadores.

Existen básicamente dos formas de alimentar la primera etapa o entrada del electrocardiógrafo: *i)* Con baterías o *ii)* Con la línea de corriente alterna, pero usando un convertidor de CA a CD.

### *Aislamiento de la señal por acoplamiento con transformador*

Este sistema se muestra en el diagrama de la figura 4.22.

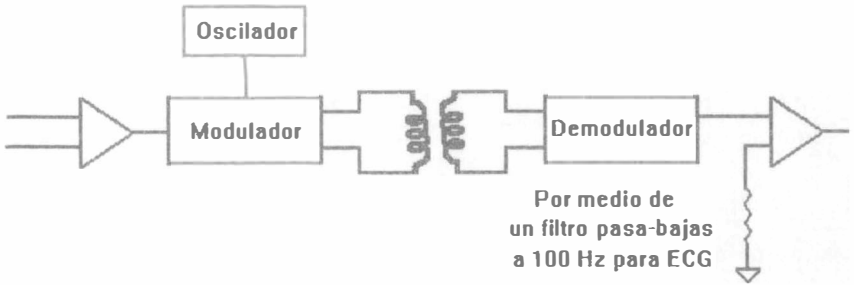


Figura 4.22. *Aislamiento de la señal por acoplamiento con transformador.*

### Aislamiento de la señal por radiotelemetría

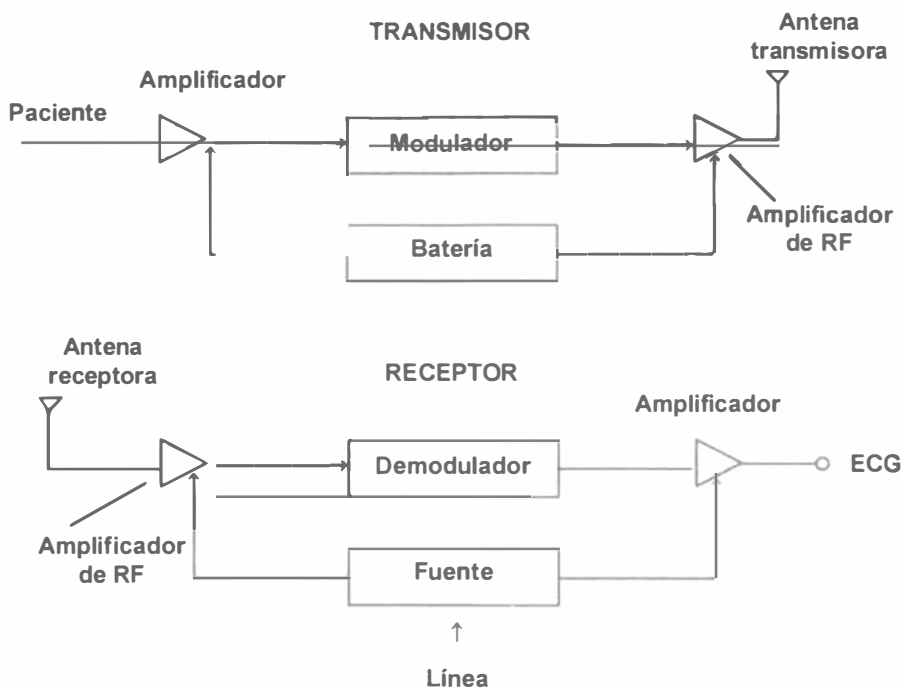


Figura 4.23. Circuito recomendado para mejorar la RRMC, mediante la reducción de voltajes en modo común.

Se emplea generalmente para monitoreo de larga distancia, por medio de radiofrecuencias. Protege mucho al paciente y se pueden emplear baterías para alimentar el circuito (figura 4.23).

# Capítulo 5

## Electroencefalografía (EEG)

### Introducción

Edgar Douglas Adrian, un ingeniero eléctrico y fisiólogo inglés, fue uno de los primeros en registrar potenciales de fibras nerviosas simples. Sus trabajos iniciales dieron lugar al descubrimiento del ritmo alfa y a la investigación posterior del sistema nervioso.

En mayo 12 de 1934 se realizó la primera demostración pública del ritmo Berger (alfa), en Inglaterra, usando un amplificador para electrocardiografía de un canal y registro de tinta. Se verificaron así los trabajos realizados por Hans Berger cinco años atrás.

A pesar de que el gobierno británico acreditó a Adrian con el descubrimiento de los potenciales eléctricos corticales, fue realmente Hans Berger quien descubrió los potenciales electroencefalográficos, utilizando las técnicas de registro introducidas por Adrian. En consecuencia, se reconoce a Hans Berger como el “padre de la electroencefalografía”.

La descripción original de Berger del electroencefalograma (EEG), en la que asumía que las señales se formaban gracias a la actividad eléctrica de las células de la corteza cerebral, fue cuestionada por Lippold en 1973.

## 5.1 Origen del electroencefalograma

Electroencefalograma es el registro extracelular de la actividad eléctrica cerebral en el cuero cabelludo.

Para que un potencial eléctrico pueda registrarse desde la superficie del cráneo es preciso que grandes cantidades de tejido nervioso produzcan de manera simultánea corriente eléctrica, es decir que se exciten. La descarga parcial de grupos de neuronas produce corrientes duraderas que oscilan lentamente al cambiar la excitabilidad de las mismas, mientras que grandes grupos descargando sincrónicamente producen corrientes intensas.

El registro simultáneo con electrodos superficiales y microelectrodos extra e intracelulares, ha demostrado correlaciones entre la actividad en la superficie y las descargas de las células piramidales situadas superficialmente (Creutzfeldt *et al.*, 1965). Sin embargo, cuando se sigue la actividad de una neurona simple por largos períodos, la relación entre este evento unitario y el EEG resulta ser aleatorio. Estas características hacen creer que existe cierta sincronía y aleatoriedad en las interacciones entre neuronas (Elul, 1972). Debido a que los electrodos de superficie utilizados en electroencefalografía, promedian los potenciales de numerosos dipolos de capas internas que son proyectados hacia la superficie del cuero cabelludo, cualquier cambio de potencial registrado debe indicar la formación simultánea de un gran número de dipolos orientados de forma similar. Es probable que el registro de EEG represente el efecto promediado de numerosos potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios, inducidos en diferentes partes de las dendritas de las células piramidales que se encuentran ordenadas perpendicularmente. Varios experimentos de aislamiento cortical han demostrado que la sincronización de las células piramidales depende de la entrada de fuentes subcorticales, mientras que la actividad superficial

parece reflejar el grado de sincronización de las células piramidales más que del total de la actividad neuronal.

El EEG presenta una amplitud varios órdenes menor que los potenciales postsinápticos, y se estima que la sincronía que tiene el 1% de las neuronas corticales podría ser suficiente para producir actividad electroencefalográfica de amplitud normal.

Actualmente la electroencefalografía es una disciplina en gran parte empírica, que se basa en observaciones de fenómenos eléctricos particulares presentes en ciertos estados fisiológicos y en condiciones de desórdenes clínicos.


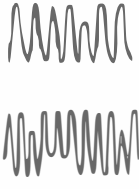

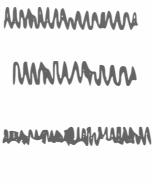
### *Formas de las ondas electroencefalográficas*

El electroencefalograma está compuesto por una serie de ondas eléctricas generadas por la corteza cerebral, las cuales son indicativas de la actividad del cerebro (tabla 5.1).

El criterio de normalidad es difícil de definir debido a la variación entre individuos, así como al estado de alerta y la edad, ya que estas variables fisiológicas tienen una relación muy estrecha con las características del EEG.

La amplitud de las señales se encuentra en el rango de 0 a 300  $\mu\text{V}$  con un ancho de banda de 0.5 a 100 Hz. La mayor parte del tiempo son asíncronas y no tienen un patrón. La aparición de patrones se asocia con la existencia de patologías cerebrales o con ciertas ondas de funcionamiento normal, como se muestra en la tabla 5.1.

Tabla 5.1. Características de las ondas componentes de la señal electroencefalográfica.

Ritmo	Delta ( $\delta$ )	Teta ( $\theta$ )	Alfa ( $\alpha$ )	Beta ( $\beta$ )
Componentes en frecuencia (Hz)	Hasta 4	4.1 – 8	8.1 – 13	$\beta$ 1: 13 – 25 $\beta$ 2: 25 – 50
Amplitud (mV)	100	Niños 50 Adultos 10	Infantes 20 Niños 75 Adultos 50	10 – 20
Región craneal	Frontal	Temporal	Parietal Occipital	Frontal
Condición	Sueño profundo (adulto)	Somnolencia	Reposo con ojos cerrados	Reposo con ojos abiertos
Forma de onda				

## 5.2 Derivaciones para registro del EEG

*Derivación* es la manera en que se conectan las terminales de entrada del amplificador de EEG a los electrodos.

*Montaje* es un arreglo de derivaciones en una secuencia particular.

### *Derivación monopolar o de referencia*

En este tipo de derivación el potencial de cada electrodo es registrado con respecto a un punto de referencia común (figura 5.1). El punto de

referencia puede ser un electrodo en el cuero cabelludo, o alguno en cualquier otro sitio, o bien, un punto conectado a todos los electrodos en uso, en cuyo caso representa el potencial promedio de todos los electrodos (punto de referencia promedio).

Normalmente se desea una baja probabilidad de que el punto de referencia se vea afectado por la actividad de interés. Un sitio utilizado a menudo es el lóbulo de la oreja o la región mastoidea contralateral al sitio de estudio.

En la derivación con punto de referencia promedio, se obtiene el potencial promedio de varios electrodos, conectándolos en paralelo a través de altas resistencias del mismo valor hacia el punto de referencia (como se hace en la central de Wilson en electrocardiografía).

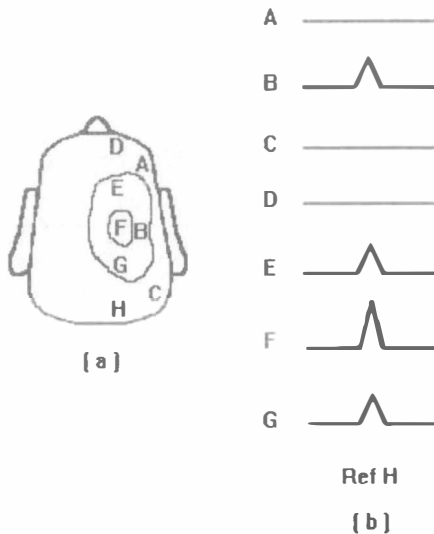


Figura 5.1. Derivación monopolar o de referencia. (a) Un campo eléctrico conocido. (b) El registro obtenido muestra que la referencia no es afectada por el fenómeno EEG en cuestión. La mayor deflexión corresponde al electrodo más afectado, y la menor, a los electrodos adyacentes.

### *Derivación bipolar*

En este tipo de derivación las terminales de cada canal se conectan a un par de electrodos adyacentes, desplegando la diferencia de potencial entre ellos (figura 5.2). En la mayoría de los sistemas bipolares se registran cadenas de pares consecutivos de electrodos igualmente espaciados, de tal manera que el electrodo de referencia de un canal se conecta al electrodo activo del siguiente. Con este tipo de arreglo se puede localizar el máximo o el mínimo potencial a lo largo del eje, haciendo uso del fenómeno de “inversión de fase”. Sin embargo, como regla general, la localización del foco (origen de una actividad electroencefalográfica anormal) requiere el registro simultáneo de al menos dos renglones de electrodos en ángulos rectos.

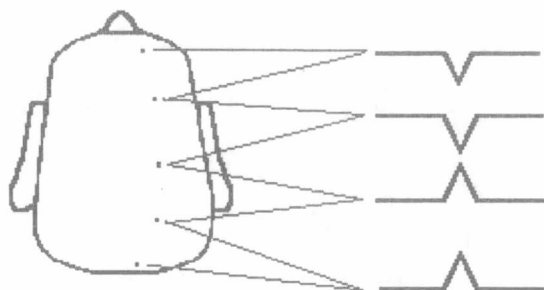


Figura 5.2. Registros obtenidos por medio de una derivación bipolar.

Ambos métodos presentan la misma información, pero cada uno proporciona selectivamente algunas características de la señal que pueden ser más fácilmente apreciadas que otras.

Cada canal de un registro electroencefalográfico representa la diferencia de potencial entre dos conductores de entrada.

## *Colocación de los electrodos*

Debido a que las actividades registradas difieren de una región del cuero cabelludo a otra y a que para muchas aplicaciones clínicas la información concerniente a esta topografía es importante, es necesario el registro simultáneo de al menos 20 electrodos distribuidos en toda la superficie del cuero cabelludo. En un sistema ideal de colocación, la posición de los electrodos debe estar determinada por marcas estándar en el cráneo, los electrodos deben colocarse a intervalos iguales a lo largo de los ejes antero-posterior y transversal de la cabeza, la posición debe ser simétrica con respecto al plano sagital y cubrir adecuadamente todas las partes de la misma.

Existen varios sistemas de colocación de electrodos para registro electroencefalográfico, como son el Illinois, Montreal, Aird Cohn, Lennox, Merlis, Gastaut, Schwab, Marshal, etc., sin embargo, el más usado en la actualidad y que cumple bien los criterios antes mencionados es el sistema 10-20 (método Montreal, Jasper, 1958).

### *Sistema internacional de colocación de electrodos 10-20*

El Sistema 10-20 fue implantado en 1958 por los electroencefalografistas que deseaban llegar a una forma estandarizada y a una terminología común que describiera la colocación de electrodos en el cuero cabelludo, a fin de poder comparar en serie los registros EEGráficos, intercambiarlos y compartirlos a través de la literatura.

El Sistema 10-20 es un procedimiento para colocación y medida de posiciones a espacios iguales en el cuero cabelludo, usa marcas identificables en el cráneo que sirven como punto de referencia.

Este sistema se basa en la relación comprobada que existe entre un sitio medido de electrodos y las estructuras y áreas corticales subyacentes. El sistema se denomina 10-20 porque los electrodos se colocan espaciados al 10 o 20% de la distancia total entre un determinado par de marcas en el cráneo.

Se emplean porcentajes, en vez de distancias absolutas, para compensar las diferencias que normalmente existen en forma y tamaño de la cabeza. Las distancias absolutas varían entre paciente y paciente, en cambio, los porcentajes son los mismos. El sistema 10-20 fue diseñado para dar una cobertura adecuada de la cabeza, con flexibilidad para la colocación de electrodos adicionales, dentro del marco establecido, empleando la nomenclatura 10-20.

Las ventajas que ofrece este sistema de colocación de electrodos son:

1. Proporciona un formato estandarizado, aceptado internacionalmente, para la colocación de electrodos en el cuero cabelludo.
2. Posee una correlación anatómica comprobada para cada electrodo, sin importar qué paciente esté bajo estudio.
3. Existe un espacio uniforme entre electrodos para poder hacer comparaciones acertadas de las diferentes áreas del cerebro.
4. Posee un sistema para marcar la colocación de los electrodos, que es idéntico en todos los idiomas.
5. La información es adecuada para comparar series (seguimiento) de EEGs del mismo paciente, en el mismo laboratorio o en otros.
6. Es un sistema flexible que da la cobertura adecuada del cerebro y permite adicionar electrodos, si se desea una cobertura más detallada.

### *Nomenclatura del sistema 10-20*

En el sistema 10-20 se usan cuatro marcas sobre el cráneo: el *nasion*, el *inion* y los *puntos preauriculares* izquierdo y derecho. Se necesita tiempo y práctica para aprender a localizar el *inion* (figura 5.3).

- 1) El *nasion* es la depresión que se encuentra entre la frente y la nariz.
- 2) El *inion* es una especie de protuberancia que se puede palpar al pasar el dedo desde el cuello hasta el cráneo. Primero se encuentra

una depresión con la protuberancia del *inion*, que sobresale precisamente encima. Si al primer intento no se logra la localización del *inion*, el paciente debe inclinar la cabeza todo cuanto pueda hacia atrás, o debe moverla hacia atrás y hacia adelante, mientras se trata de hallar la protuberancia.

- 3) Los *puntos preauriculares* son depresiones que se encuentran precisamente arriba de los cartílagos que cubren la abertura del oído externo. Localizar estos puntos tanto en el lado derecho como en el izquierdo.

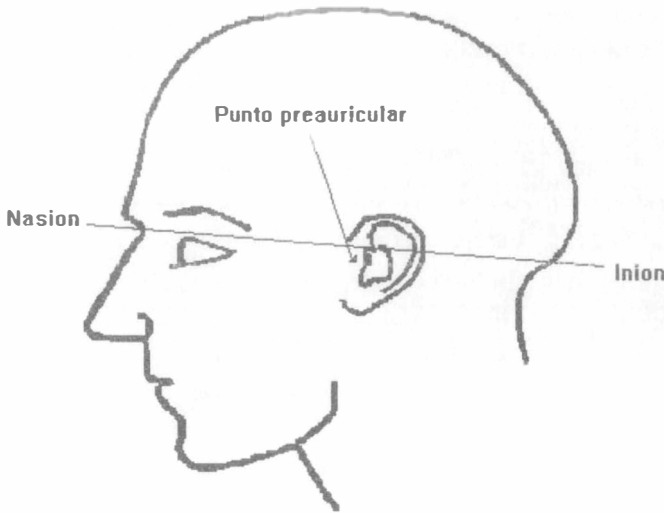


Figura 5.3. Vista lateral izquierda de las marcas sobre el cráneo.

La ubicación de estas marcas es el primer paso del proceso de medición. Una vez localizados, es costumbre marcarlos sobre la piel con un lápiz no tóxico. Debemos recordar que estos puntos no indican las posiciones de los electrodos, sino que son puntos de referencia desde los cuales se realizan las mediciones básicas.

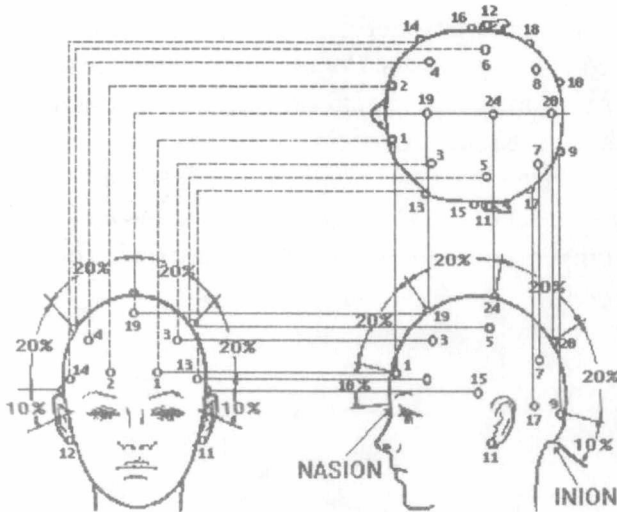
La nomenclatura se diseñó para dar a cada sitio de electrodo una abreviatura alfabética lógica, que la identifique de inmediato con el lóbulo o el área del cerebro a que se refiere. Todos *los caracteres alfabéticos se refieren al área del cerebro* sobre la cual se localizan, con excepción de la “z” que se usa para el número cero o sea la referencia cero de la línea media. Todos los puntos de la línea media (los que se encuentran sobre la línea recta que une el *inion* y el *nasion*) tienen el símbolo “z”. Procediendo de adelante para atrás los sitios de electrodos sobre la línea media son:

Fz = Frontal cero (línea media frontal).

Cz = Central cero (vértice o coronilla).

Pz = Parietal cero (línea media parietal).

Por otra parte, *los símbolos numéricos se refieren al hemisferio izquierdo o derecho*. Todos los números pares, por ejemplo Fp2, F4, F8 etc., se refieren a las posiciones de los electrodos sobre la parte derecha de la cabeza; en tanto que los nones, por ejemplo Fp1, F3, F7, son para la mitad izquierda (figura 5.4).



Número de electrodo		Marca Internacional		Posición
Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	
1	2	FP <sub>1</sub>	FP <sub>2</sub>	Polo frontal
3	4	F <sub>3</sub>	F <sub>4</sub>	Frontal
5	6	C <sub>3</sub>	C <sub>4</sub>	Central
7	8	P <sub>3</sub>	P <sub>4</sub>	Parietal
9	10	O <sub>1</sub>	O <sub>2</sub>	Occipital
13	14	F <sub>7</sub>	F <sub>8</sub>	Temporal anterior
15	16	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	Línea media temporal
17	18	T <sub>5</sub>	T <sub>6</sub>	Temporal posterior
19			Fz	Línea media frontal
24			Cz	Línea media central
20			Pz	Línea media parietal
11	12	A <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	Auricular

Figura 5.4. Sistema Internacional 10-20 de colocación de electrodos y su nomenclatura.

Los símbolos numéricos definen también la ubicación del electrodo en relación con la línea media. Por ejemplo, el número más bajo indica la posición más cercana del electrodo a la línea media. F3 se encuentra más cerca de la línea media que F7. Si se desea un electrodo adicional entre F3 y la línea media, éste se denominará F1. El electrodo que quede entre Cz y C4 se denominará C2, y así sucesivamente (figura 5.5). Esto se aplica a todos los electrodos, con excepción de los que van sobre los lóbulos temporales donde la numeración sube en dirección a la parte posterior de la cabeza.

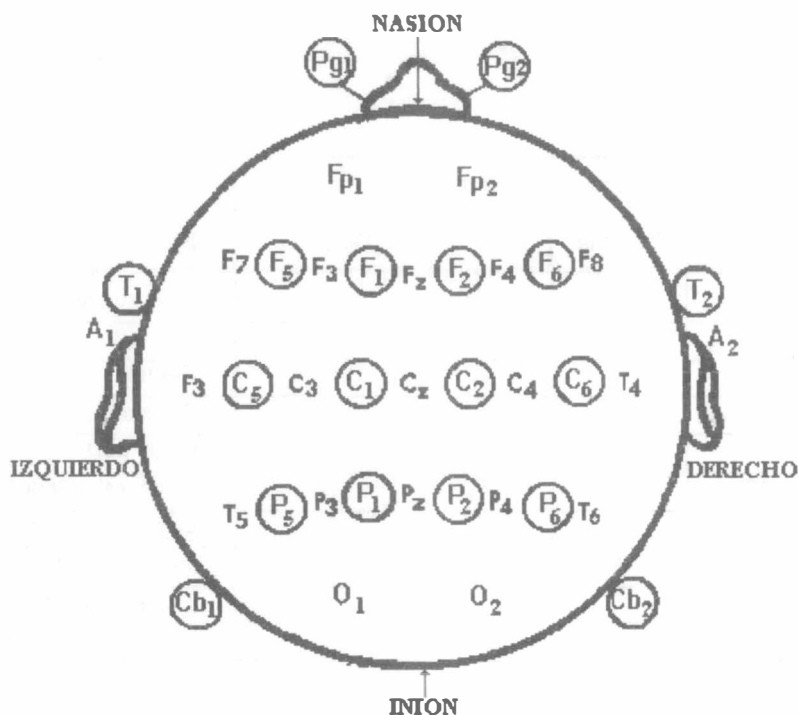


Figura 5.5. Vista sencilla y plana de la parte superior de la cabeza, que muestra la colocación de electrodos adicionales encerrados en un círculo.

## 5.3 Aplicaciones del EEG en el campo médico y el diagnóstico

Dado que el EEG refleja un índice de la función cerebral, las pruebas de EEG se practican no sólo en neurología y psiquiatría, sino también en otras especialidades, para evaluar situaciones posteriores a un tratamiento, así como en el diagnóstico o discriminación de alguna enfermedad que afecte al sistema nervioso central. A continuación se mencionan algunas de ellas:

### a) Neurología:

- Traumatismo craneocerebral y sus secuelas.
- Tumor cerebral y otros desórdenes espaciales intracraneales.
- Lesiones.
- Desórdenes cerebrovasculares.
- Examen electroencefalográfico durante y después de neurocirugía.
- Examen electroencefalográfico durante cirugía estereotáxica cerebral.

### b) Medicina interna:

- Daños endocrinos.
- Daños metabólicos.
- Encefalopatía pulmonar.
- Daños hepáticos.
- Toxemia del embarazo.

### c) Obstetricia:

- Daños psicossomáticos.

d) Urología:

- Esclerosis tuberal encefálica.
- Nicturia.
- Diabetes insípida.
- Impotencia.

e) Psiquiatría:

- Epilepsia.
- Desórdenes relacionados con la epilepsia.
- Desórdenes en epilepsia no paroxística.
- Daño craneocerebral y sus secuelas.
- Daños orgánicos cerebrales.

f) Ortopedia:

- Parálisis infantil.

g) Otorrinolaringología:

- Desórdenes en la función vestibular.
- Desórdenes ópticos paroximales.
- Glaucoma.
- Aracnoiditis.
- Neuritis retrobulbar.

h) Pediatría:

- Epilepsia pediátrica.
- Síndrome de Down.
- Enfermedad de Wilson.

Algunas de las aplicaciones más comunes de la electroencefalografía se encuentran en el diagnóstico de los diferentes tipos de epilepsia, o en la localización de tumores o lesiones voluminosas y en ciertos trastornos psicopáticos.

Los potenciales eléctricos paroxísticos de alto voltaje, de casi cualquier forma y frecuencia, pueden ser considerados epilépticos, sin embargo, los de mayor significado diagnóstico son los *spikes*, ondas agudas y *spikes* y ondas complejas. Aun cuando los registros característicos ocurren durante los ataques, o en secciones de registro entre ataques, un registro normal no excluye la propensión a éstos.

Los potenciales epilépticos están caracterizados por elevadas amplitudes, rápida frecuencia, iniciación abrupta con rápido ascenso de la amplitud, ritmos y sincronización anómalos. Por lo tanto, desde el punto de vista morfológico, destacan muy especialmente respecto a las ondas que caracterizan la actividad fundamental.

En la epilepsia del gran mal se dan descargas violentas ( $100 \mu\text{V}$ ), que se difunden por todo el sistema nervioso central, llegando a corteza, núcleos profundos y hasta la médula espinal; se desencadenan convulsiones tónicas generalizadas del cuerpo entero, seguidas al final del ataque por contracciones musculares alternantes llamadas convulsiones clónicas. El ataque del gran mal suele durar desde unos segundos hasta 4 minutos.

En la epilepsia del pequeño mal ocurre pérdida del conocimiento (alrededor de 20 segundos) y contracciones espasmódicas de músculos, generalmente a nivel de la cabeza (como el parpadeo ocular); esto va seguido de recuperación del conocimiento y reintegración a las actividades (figura 5.6). En ocasiones, un ataque de pequeño mal epiléptico inicia una crisis de gran mal.

En la epilepsia focal se presentan ondas cuadradas de baja frecuencia que dependen de alguna lesión orgánica o anomalía funcional. Casi siempre dependen de alguna lesión localizada del cerebro, como una

cicatriz que ejerza presión sobre las neuronas, un tumor que comprima parte del cerebro o una zona de tejido cerebral destruida.

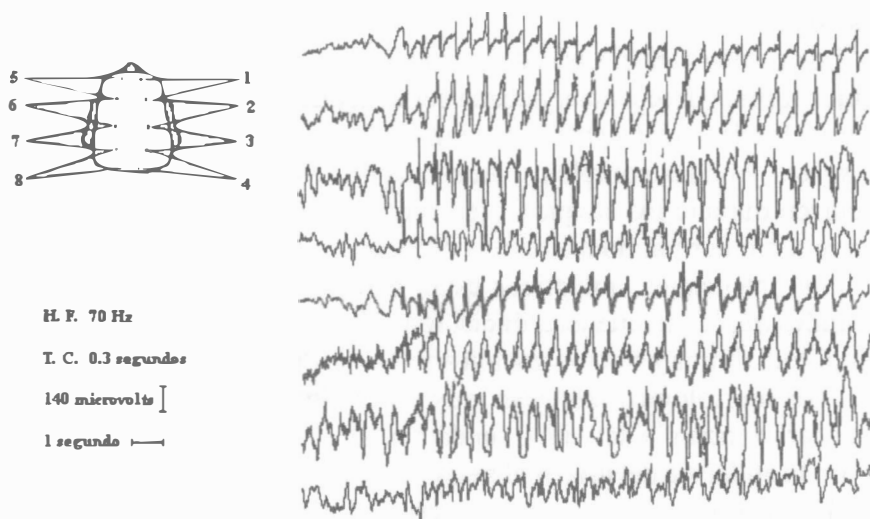


Figura 5.6. *Ondas de tipo espiga generadas durante una crisis del pequeño mal.*

En el caso de lesiones discretas, la información que puede proporcionar la interpretación de un electroencefalograma es la existencia o no de lesión, así como el sitio y la naturaleza de la misma. La presencia de ondas delta localizadas y acompañadas de depresión de la actividad basal en el mismo sitio, puede ser un signo de ubicación del daño. Sin embargo, una localización más exacta se da en el sitio de actividad normal reducida, debido a que el tejido tumoral es eléctricamente “silente”.

En patologías difusas, como es la encefalitis esclerótica subaguda, ocurren descargas paroxísticas de forma compleja pero constante y sincronizadas bilateralmente (figura 5.7).

En desórdenes tóxicos o metabólicos que alteran las condiciones de interacción fisiológica del sistema nervioso central y que son asociados con pérdida de la conciencia, el EEG presenta disminución en la frecuencia y características del ritmo alfa hasta llegar a incrementar la actividad de baja frecuencia en los rangos teta y delta.

La electroencefalografía no es muy utilizada en el estudio de la fisiología cerebral, debido al entendimiento aún rudimentario de cómo se genera. Sin embargo, es muy utilizada en la investigación de los mecanismos del sueño y el estado de conciencia, y juega un papel importante en experimentos con animales, encabezando los conceptos del sistema de activación reticular y los centros del sueño del hipotálamo y tallo cerebral. Los registros de EEG obtenidos durante toda la noche se utilizan ampliamente para propósitos de investigación en psiquiatría y en psicofarmacología, debido a que existen algunos desórdenes psiquiátricos y varias drogas que actúan a nivel central afectando los patrones de sueño. También se utiliza, de manera menos exitosa, para monitoreo de etapas psicológicas o para la demostración de cambios en la fisiología cerebral durante la aplicación de tareas mentales. Cuando se utilizan técnicas analíticas basadas en computadora, es posible distinguir diferentes etapas psicológicas en sujetos normales. En esta área resulta indispensable el uso de técnicas de procesamiento electrónico de datos, para detectar cambios muy pequeños que resultan indistinguibles sin la ayuda de técnicas estadísticas.

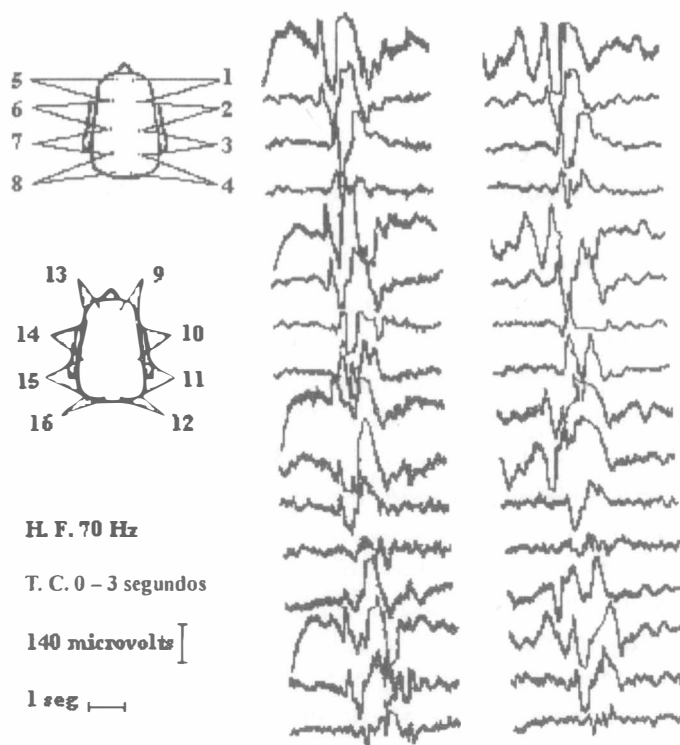


Figura 5.7. *Encefalitis subaguda. El EEG se caracteriza por complejos repetidos de ondas. Dos ejemplos se muestran en esta figura.*

La edad afecta tanto registros de sueño como de estado de alerta (figura 5.8). Prácticamente, no es posible comparar el EEG infantil con el del adulto. Las escalas de valoración de las curvas infantiles son totalmente distintas y los límites de la normalidad mucho más amplios. El EEG del niño se caracteriza por su amplitud de variaciones, las frecuencias considerablemente más lentas y las amplitudes más elevadas. Cuando se inicia la vida extrauterina se hallan representadas en el EEG

todas las frecuencias desde 0.5 hasta 25 Hz. Sin embargo, en cada uno de los estadios del desarrollo varía la mezcla de los elementos fundamentales. Como componentes dominantes van sustituyéndose entre sí las ondas delta, theta y finalmente las alfa.

Durante las edades medias de la vida, el cuadro de las curvas cerebrales bajo condiciones estándar conserva su forma definitiva, adquirida entre los dieciocho y veinte años, forma que persiste durante mucho tiempo. La constancia afecta, sobre todo, a la frecuencia del ritmo alfa. Hacia los sesenta años comienzan a manifestarse progresivas variaciones en el cuadro de las corrientes eléctricas, a menudo perceptibles también en personas sanas, consistentes en un desplazamiento de las frecuencias hacia la zona lenta, demostración frecuente de ondas theta y, en ocasiones, asimetrías con incremento del área de variaciones del EEG. Desde el punto de vista del desarrollo ligado a la edad en las manifestaciones del EEG, podríamos hablar de que en edades avanzadas de la vida existe una tendencia a la regresión que, en casos aislados, puede iniciarse después de los cincuenta años.

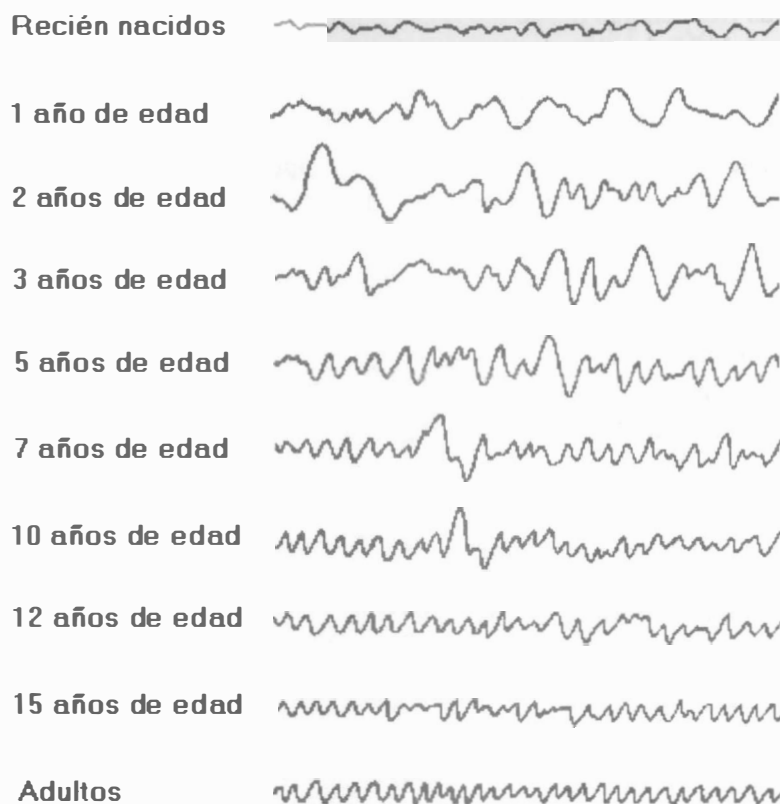


Figura 5.8. *Cambios en los registros electroencefalográficos en función de la edad.*

La frecuencia fundamental de la señal electroencefalográfica va en relación directa con la actividad cerebral (a mayor actividad, mayor frecuencia), pero la amplitud disminuye y se vuelve asíncrona (figura 5.9). Las ondas delta se presentan en anestesia, sueño, estupor o asombro; las theta en los estados psicomotores y en lactantes; las alfa en relajación o reposo y las beta en actividad intensa.

En el adulto sano, despierto, totalmente distendido y con los ojos cerrados, el cuadro de las curvas cerebrales consiste en oscilaciones de potencial bastante regulares, de 8.1-13 Hz (ondas alfa), con una amplitud de 40 a 100  $\mu\text{V}$ . Es por encima de las regiones occipitales donde está más pronunciado el ritmo alfa (foco alfa); este tipo de ondas se reducen en frecuencia y amplitud hacia la región frontal y las laterales del cerebro. Sobre los segmentos frontocentrales de la convexidad cerebral se presentan a menudo oscilaciones rápidas de potencial con frecuencias de 13-25 Hz (ondas beta), cuyas amplitudes son normalmente menores que las correspondientes a las ondas alfa. Las ondas beta se encuentran también sobre otras regiones cerebrales, pero en menor proporción que en la región frontal y precentral.

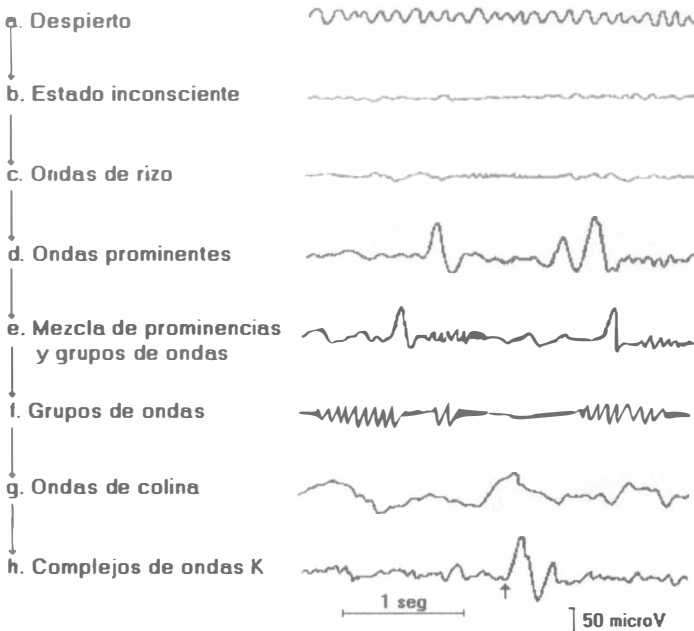


Figura 5.9. Cambios en las ondas del EEG de un sujeto normal que dependen del nivel de conciencia.

Cuando existe una capacidad de reacción incrementada (después de estímulos sensoriales como abrir los ojos, atención tensa, incremento de la actividad, concentración, miedo) el EEG muestra modificaciones típicas. El ritmo alfa, determinante del cuadro de las curvas, experimenta una interrupción súbita y en su lugar aparecen oscilaciones más bajas e irregulares, sobre todo ondas beta; en ocasiones, durante el bloqueo del ritmo fundamental alfa, llama la atención un curso totalmente plano del trazado.

### 5.4 Diagrama de bloques de un electroencefalógrafo

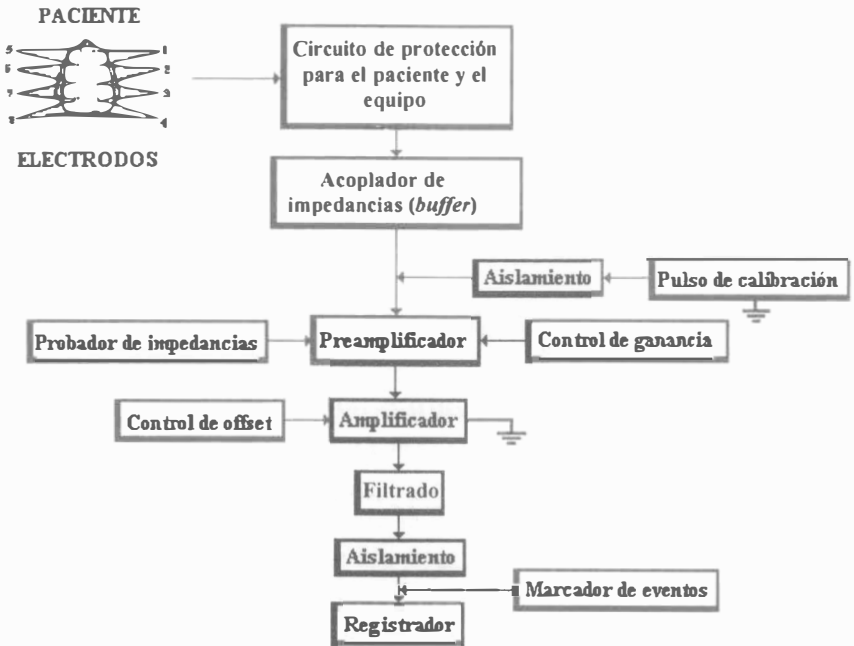


Figura 5.10. Diagrama de bloques de un electroencefalógrafo.

Un electroencefalógrafo debe contar con un circuito de protección del paciente, equipado con una elevada impedancia de entrada ( $Z_{ent} > 10^3 \text{ M}\Omega$ ), lo que implica una impedancia de los electrodos del orden de kilo-ohms, cuando mucho. Baja impedancia de salida ( $Z_{sal} < 100 \Omega$ ), que implica una impedancia de la carga mayor. Un control de sensibilidad que hace que el grado de amplificación quede señalado por una marca especial en cada una de las curvas trazadas. En general,  $50 \mu\text{V}$  corresponden a una desviación de la plumilla de 7 mm. En los casos de epilepsias infantiles y del adolescente, sobre todo en pacientes con pequeños ataques, a menudo es necesario reducir bastante la amplificación para obtener curvas que puedan valorarse mejor.

La velocidad del papel en el equipo debe ser de aproximadamente 30 mm/seg, con ello se obtiene una capacidad de resolución suficiente para valorar la forma de las distintas ondas. Velocidades mayores, por ejemplo de 60 mm/seg, sólo son necesarias bajo condiciones especiales, como el recuento exacto de las relaciones fásicas. Para los registros prolongados, como el trazado de EEG durante el sueño, el registro se realiza a una velocidad de 15 mm/seg con el fin de ahorrar papel.

Además, un EEG debe contar con un pulso de calibración de interruptor momentáneo, y debe mostrar una respuesta en frecuencia entre 0.5-100 Hz.

### *Electrodos*

Los electrodos más usados en EEG son los de disco de plata-cloruro de plata, que evitan la polarización, de diámetro aproximado de 1 cm, ligeramente cóncavos y con un pequeño orificio en el centro. La cavidad de los electrodos se llena de gel y se fijan al cuero cabelludo por medio de un adhesivo (colodión, por ejemplo), después de haber sido raspada la capa superficial de la piel. La reaparición de artefactos es indicativo de la pérdida de la capa de clorado.

Los electrodos de aguja de platino, de alrededor de 1 cm de longitud, son utilizados en registros rápidos de pacientes en estado de inconciencia (como los que son sometidos a resucitación cardíaca) y deben colocarse tangencialmente bajo la piel. No se recomiendan los electrodos de aguja, salvo en pacientes comatosos cuyas respuestas al dolor son mínimas o ausentes y donde se requiere un registro eficiente sin retrasos.

Los electrodos de alambre de acero inoxidable (en forma de gancho), se utilizan para registro de estructuras profundas.

Las principales desventajas de los electrodos inertes son su alta impedancia y la atenuación de componentes de baja frecuencia por efectos capacitivos.

Los electrodos de registro deben estar libres de ruido inherente y no atenuar de manera significativa las señales entre 0.5 y 70 Hz. Se sugieren los electrodos de disco de plata-cloruro de plata y los de oro con pasta electrolítica. Deben mantenerse limpios para disminuir el ruido. Se recomienda la colocación de los 21 electrodos utilizados en el sistema 10-20 (sistema oficial), y pueden usarse electrodos adicionales entre o debajo de los electrodos estándar para registrar actividad muy localizada.

Siempre debe utilizarse un electrodo de tierra, excepto en situaciones en las que existe otro equipo eléctrico conectado al paciente (evitar el doble aterrizaje).

Deben verificarse las impedancias de los electrodos, como un procedimiento de rutina antes del registro (no debe exceder 5 k $\Omega$ ) y durante el mismo, cuando aparece algún artefacto.

### ***Monitores de EEG***

En algunas situaciones se presentan altos niveles de interferencia eléctrica, por ejemplo en diatermia quirúrgica, donde es común utilizar monitores pues se demandan altas especificaciones de impedancia de entrada, RRMC y filtros especiales de radiofrecuencia. El uso de monitores tiene la ventaja de presentar al usuario un despliegue más simplificado de la función cerebral.

## ***Estimuladores***

La estimulación fótica mediante centelleo repetitivo forma parte de la investigación rutinaria del EEG clínico. Se utiliza para probar la integridad del camino que sigue la estimulación fótica y para provocar respuestas anormales en personas con epilepsia. Generalmente la descarga es de destellos de luz blanca o naranja con energía máxima de 0.5 J con duración entre 10 y 20  $\mu$ seg. La bombilla debe ser silente para evitar estimulación auditiva. El rango de frecuencia de estimulación suele ser de 2 a 30 destellos por segundo a intensidad máxima y de 50 destellos por segundo a intensidad mínima. Si se observa un ataque inminente debe suspenderse la estimulación.

La estimulación auditiva se utiliza en EEG de rutina, para demostrar las respuestas características que ocurren cuando despierta un sujeto soñoliento o dormido.

## **5.5 Requerimientos técnicos para la electroencefalografía clínica**

Aunque no existe un método único que sea el mejor para cualquier circunstancia, los siguientes estándares son los mínimos utilizados en el registro electroencefalográfico para todas las edades, excepto neonatos.

1) *Canales*. El electroencefalógrafo es un registrador multicanal, ya que para encontrar la distribución de la actividad del EEG es necesario registrar el mayor número de regiones craneales posibles, para evitar errores principalmente en actividad transiente.

Se requiere un registro mínimo de 8 canales, pero existen equipos con 12, 16 o hasta 60 canales para aplicaciones especiales. Debe contar al menos con un canal adicional para marcador de tiempo y de eventos.

Se requiere una alta precisión entre canales, ya que la interpretación clínica del EEG involucra la detección de pequeñas diferencias en la cantidad de actividad entre diferentes regiones del cuero cabelludo (si se registra la misma señal en todos los canales no debe observarse diferencia alguna).

2) *Sensibilidad*. El rango de sensibilidad típico (relación voltaje de entrada contra deflexión de la plumilla) es de  $10 \mu\text{V}/\text{cm}$  ( $1 \mu\text{V}/\text{mm}$ ) a  $1 \text{ mV}/\text{cm}$  ( $100 \mu\text{V}/\text{mm}$ ).

En registros comunes la sensibilidad del equipo debe seleccionarse en el rango de  $5 - 10 \mu\text{V}/\text{mm}$ , ya que sensibilidades muy bajas ( $20 \mu\text{V}/\text{mm}$ ) pueden ocasionar registros indiscernibles, mientras que sensibilidades muy altas ( $3 \mu\text{V}/\text{mm}$ ) pueden saturar el sistema (ondas cuadradas).

3) *Filtrado*. La respuesta en frecuencia se controla mediante filtros pasa baja y pasa alta que dan un ancho de banda máximo de 0.5 a 70 Hz.

Para registros estándar el filtro de baja frecuencia no debe ser mayor de 1 Hz ( $-3 \text{ dB}$ ), que corresponde a una constante de tiempo de al menos 0.16 seg; 0.3 seg es satisfactorio para desplegar la actividad principal del EEG y ayuda a eliminar los cambios de la línea basal (*drift*), debidos a cambios en los potenciales entre piel y electrodo (potencial de polarización). El filtro de alta frecuencia no debe ser menor de 70 Hz ( $-3 \text{ dB}$ ). Estos rangos deben respetarse para evitar pérdida de información de importancia clínica.

El filtro rechaza banda (*notch*) de 60 Hz debe utilizarse únicamente cuando fallan todas las otras medidas en contra de la interferencia de la línea.

4) *Circuito de entrada.* Los cables de los electrodos se conectan en una caja de distribución que cuenta con entradas extra para la conexión de electrodos adicionales, que pueden utilizarse en sitios no estándar o para registrar otras variables fisiológicas como respiración o frecuencia cardíaca. Se proporcionan interruptores para seleccionar los electrodos que serán registrados en cada canal. Normalmente se puede escoger entre 5 a 20 combinaciones de electrodos precableados, o seleccionar de forma independiente las conexiones de cada cable.

5) *Tierra.* Debe existir una entrada de tierra fijada en la cubierta de la caja de distribución y conectada a su vez a la malla externa del cable del equipo. El cableado de corriente alterna (CA) debe cumplir con los estándares para servicio en hospitales y estar debidamente aterrizado. El equipo debe conectarse a la tierra principal y todos los equipos utilizados durante el registro electroencefalográfico deben estar aterrizados en un punto común.

6) *Probador de impedancias.* Todos los equipos deben contar con un probador de impedancia de electrodos (puede utilizarse una señal de prueba de CA de frecuencia cercana a la frecuencia media del EEG, por ejemplo 10 Hz). Las impedancias de los electrodos deben verificarse como un procedimiento de rutina antes del registro (no debe exceder 5 k $\Omega$ ) y durante el mismo, cuando aparece algún artefacto.

7) *Señal de calibración.* Se debe contar con la posibilidad de pruebas de calibración, mediante señales de prueba de onda cuadrada de diferentes tamaños, para ocasionar una deflexión de un cm para cada sensibilidad

seleccionada. El voltaje de calibración debe estar acorde con la sensibilidad usada y debe aplicarse al principio y al final de cada registro.

Hay que tomar en cuenta que la mayoría de los electroencefalógrafos cuentan con un ancho de banda limitado para altas frecuencias, de manera que los componentes de alta frecuencia de la onda cuadrada no pueden ser reproducidos y la amplitud de la deflexión se ve reducida (para un mejor resultado debe seleccionarse la máxima frecuencia posible). La señal de calibración proporciona datos referentes al factor de escala para la interpretación de la prueba, así como información del equipo en cuanto a sensibilidad, respuesta en frecuencia alta y baja, nivel de ruido, alineación y amortiguamiento de la punta. Resulta útil realizar una calibración biológica, utilizando una derivación anteroposterior, ya que incluye ritmo alfa y actividad del movimiento de los ojos en el rango delta.

8) *Amplificador*. La interferencia de base debida a un acoplamiento capacitivo entre el paciente y fuentes externas, es muy común en electroencefalografía, debido a que la amplitud de la señal es sumamente pequeña. El amplificador debe tener al menos una relación de rechazo en modo común (RRMC) de 10000 a 1 (80 dB) para lograr registros libres de ruido.

La mayoría de los equipos cuenta con un control de ganancia general y controles independientes para cada canal, con el fin de igualar la sensibilidad en los canales. También cuentan con un control maestro de filtrado, para actuar en todos los canales o interruptores independientes. Para la mayoría de los propósitos es recomendable trabajar con el mismo ancho de banda en todos los canales (usar control maestro), pero se tiene la opción de seleccionar tres posibles filtros pasa bajas: uno con atenuación de 3 dB entre 70 y 100 Hz, otro en 30 Hz (para disminuir interferencia muscular) y el último en 15 Hz para aislar componentes lentos.

9) *Galvanómetro.* La respuesta en altas frecuencias, la linealidad en amplitud y el rango dinámico de un EEG está determinado por el desempeño del galvanómetro. La mejor respuesta en altas frecuencias se obtiene con galvanómetros con respuesta a una onda cuadrada 5% subamortiguada.

Una característica no deseable en un galvanómetro es que, aunque presente respuesta lineal en la mayor parte de su rango dinámico, no muestre sensibilidad a señales muy pequeñas. Para probar esta deficiencia debe aplicarse una señal tal que produzca una deflexión de 1 mm.

Para lograr la reproducción satisfactoria de un EEG que contenga mezcla de ondas de baja y alta amplitud, el rango dinámico de la plumilla debe ser al menos de 1.5 cm a cada lado de la línea de base.

10) *Conductor de papel y características del registro.* La velocidad del papel usada para registros de rutina es de 3 cm/seg. En registros neonatales, algunas veces se utiliza una velocidad de 1.5 cm/s.

El papel puede conducirse mediante un motor de DC controlado por retroalimentación, y el marcador de tiempo controlado con un oscilador independiente.

El registro debe ser visible y accesible durante 20 segundos después de haber dejado las plumillas a velocidad normal, para permitir la revisión y anotaciones por parte del técnico. Debe incluir todos los datos del paciente, fecha y condiciones de registro, así como medicamentos (si existen). Cualquier cambio realizado en los parámetros debe anotarse en el registro.

El registro basal debe contener al menos 20 minutos de registro técnicamente satisfactorio. Si se utiliza estimulación fótica, hiperventilación y especialmente sueño (el cual debe ser registrado siempre que sea posible), la duración del registro suele aumentar. Se deben incluir periodos con ojos abiertos y con ojos cerrados, ya que algunas actividades sólo pueden ser observadas en una u otra modalidad. Se debe usar la hiperventilación de forma rutinaria, a menos que alguna razón médica

lo contraindique (reciente hemorragia intracraneal, daño cardiopulmonar o inhabilidad del paciente para cooperar). Debe realizarse por un mínimo de 3 minutos, con registro continuo de al menos un minuto, después de que cese la agitación.

Los registros durante el sueño agregan información adicional considerable y son esenciales en pacientes en los que se sospecha o se conocen desórdenes convulsivos.

Siempre deben anotarse el grado de conciencia (despierto, soñoliento, dormido o comatoso), y cualquier cambio en el paciente. Cuando se aplica algún tipo de estímulo debe anotarse el momento del mismo y la respuesta del paciente (marcador de eventos).

Para evaluación de sedación y de muerte cerebral se requieren procedimientos especiales y extrema precaución.

*11) Lineamientos especiales.* Existen lineamientos especiales en casos de monitoreo prolongado para epilepsia y en casos de sospecha de muerte cerebral y de desórdenes relacionados con el sueño (polisomnografía).

### ***Monitoreo de largo término para epilepsia (MLTE)***

Se refiere al registro simultáneo del EEG y del comportamiento clínico por períodos extensos, para evaluar a pacientes con disturbios paroxísticos de la función cerebral (presa de ataques epilépticos), que son difíciles de registrar durante una sesión de EEG de rutina. El proceso puede requerir horas o semanas de estudio.

El EEG puede ser registrado con electrodos extra o intracraneales y transmitido por cable directo o telemetría, también puede haber monitoreo en video. Para diferenciar estas categorías de monitoreo de largo término existen diferentes terminologías, como son:

Monitoreo de EEG de largo término: electrodos en el cuero cabelludo/esfenoidal, cable directo y sin video; monitoreo intracraneal de EEG de largo término: electrodos profundos, subdurales, epidurales u ovales

de foramen, con cable directo y sin video; monitoreo de EEG de largo término: electrodos en el cuero cabelludo/esfenoidal, cable directo y video, etc.

## 5.6 Artefactos e interferencias

Toda una serie de oscilaciones de potencial extracerebrales pueden superponerse a la actividad del cerebro, perturbando considerablemente el curso de las curvas. En general, tales artefactos son fáciles de reconocer como tales. El conocimiento de sus variadas formas y distribución en la curva, así como de sus fuentes, es de máxima importancia para evitar los juicios erróneos por confusión de potenciales cerebrales. Las señales no deseadas se pueden clasificar en artefactos e interferencias.

### *Artefactos*

Son las señales no deseadas debidas al sujeto o al sistema de registro. Pueden ser de origen biológico, físico o de ambos. En la figura 5.11 se muestran y a continuación se describen algunos de ellos:

Las fluctuaciones en la resistencia o en el potencial de los electrodos producen transientes abruptos en el trazo (frecuentemente de alto voltaje), los cuales se deben a una mala técnica de aplicación o de preparación de electrodos, o bien, a movimientos del sujeto, estas señales pueden ser eliminadas recolocando los electrodos y asegurándose que el sujeto esté confortable para evitar movimientos innecesarios.

Otros artefactos importantes son provocados por difusiones de la red, es decir, superposiciones de corriente alterna por mala derivación a tierra del aparato o del paciente, por elevadas resistencias en los electrodos o por campos electromagnéticos variables, que se constituyen en torno a los aparatos eléctricos instalados en las inmediaciones; también pueden

estar provocados por instalaciones de alta tensión en las paredes de la habitación, con aislamiento deficiente. Los artefactos electrostáticos son provocados por las cargas de electricidad estática en las suelas de crepé o de goma, cuando quien las calza pasa rápidamente al lado de la cabecera del paciente.

Muchos de los artefactos biológicos: movimientos de los párpados y bulbos oculares (electro-oculograma), sudoración, electromiograma, electrocardiograma, oscilaciones del pulso (cuando el electrodo está situado sobre un vaso pulsátil o en sus inmediaciones), etc., aun cuando disminuyen la calidad del registro, en algunos casos proporcionan información valiosa acerca del estado del sujeto.

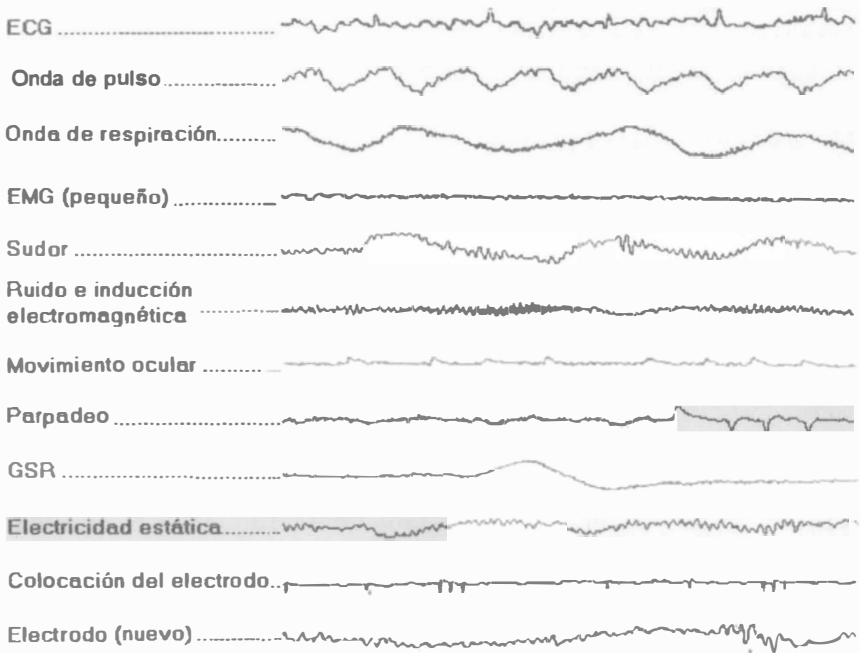


Figura 5.11. Ejemplos de señales de artefactos externos al equipo de electroencefalografía (ECG: señal de electrocardiografía; EMG: señal de electromiografía; GSR: resistencia galvánica de la piel).

### *Interferencias*

Convencionalmente se llaman interferencias a todas aquellas señales que se adquieren de fuentes eléctricas lejanas (figura 5.12).

a) *Por acoplamiento capacitivo.* Puede ocurrir acoplamiento capacitivo entre el sujeto y objetos cercanos, que cambia el potencial eléctrico con respecto al aparato. Para reducir este tipo de interferencia se puede

aterrizar el paciente al equipo, o por medio de circuitos supresores, los cuales minimizan la diferencia de potencial entre sujeto y tierra del equipo, haciendo uso de la retroalimentación.

*b) Por inducción magnética.* Se puede presentar inducción electromagnética en el circuito formado por el aparato, los cables y el paciente. La interferencia inductiva es más problemática en áreas donde se utiliza gran cantidad de equipo eléctrico, como es el caso de unidades de terapia intensiva. Como la fuerza electromotriz inducida depende del número de líneas de fuerza que conforman el circuito, este tipo de interferencia puede reducirse manteniendo los cables del paciente trenzados y variando la orientación del aparato, de los cables y del paciente con respecto al campo eléctrico, hasta que por prueba y error se encuentre la posición óptima.

El primer paso a seguir en la reducción de interferencias es eliminar la fuente, el siguiente es optimizar el aparato y las técnicas de registro. El uso de cubiertas de registro protegidas, que resultan costosas y a menudo ineficientes, debe ser el último recurso.

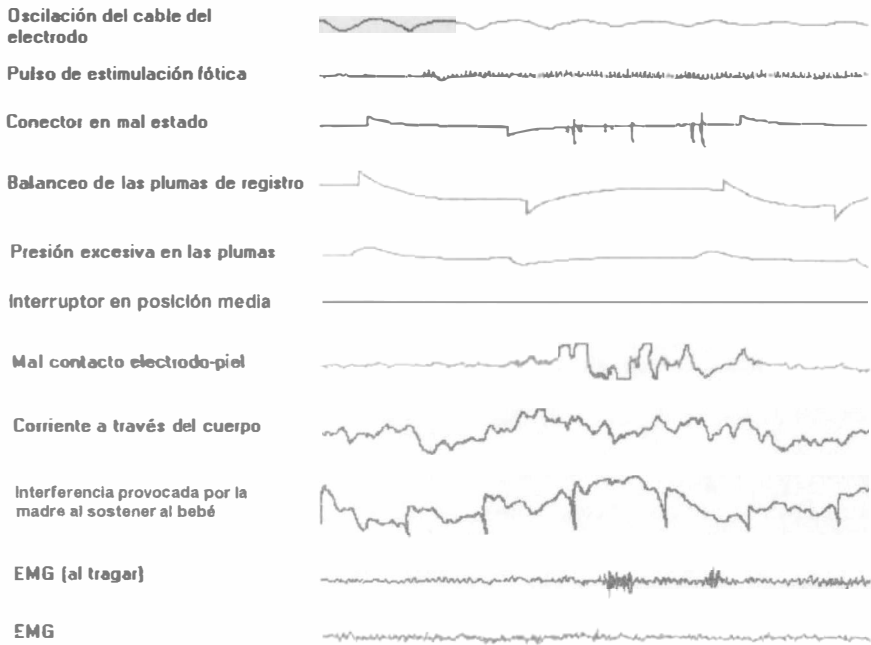


Figura 5.12. *Tipos de ruidos e interferencias presentes en electroencefalografía (EMG: señal de electromiografía).*

## 5.7 Potenciales evocados

El potencial evocado es la respuesta eléctrica del cerebro a un estímulo específico. Debido a que la amplitud de la señal es muy baja, en relación con la señal eléctrica del electroencefalograma (EEG), la señal generada por el estímulo no puede ser identificada a partir de los registros de EEG. Con el fin de mejorar la relación señal (potencial evocado) / ruido

(actividad de EEG de fondo), se utilizan técnicas de promediación de señales. Este tipo de procedimientos remarcan las señales que ocurren en un tiempo constante en relación con el estímulo, mientras que la actividad del EEG y los artefactos que no estén relacionados en tiempo con el estímulo, son eliminados.

Los estudios de potenciales evocados proporcionan información importante en la evaluación integradora de las vías sensoras, detectando y localizando lesiones de estas vías. Suministran un soporte al diagnóstico neurológico, y permiten el seguimiento de cierto tipo de daños, además ayudan a evaluar las funciones sensoras (tales como la auditiva y la visual) cuando el comportamiento o pruebas subjetivas no pueden ser emprendidas.

### ***Potenciales evocados visuales***

Las técnicas de potenciales evocados son de amplia utilización cuando se trata de evaluar el sistema visual. Principalmente se tienen dos métodos de estimulación de este sistema:

*VEP-P.* Es el potencial evocado derivado del lóbulo occipital de la cabeza, el cual recibe estimulación visual por medio de un tablero patrón que, con un contador de fase, alterna cuadros iluminados y oscuros sin cambios en la iluminación total.

*VEP-F.* Es el potencial evocado obtenido a partir del lóbulo occipital de la cabeza, cuando se aplica estimulación fótica por medio de un destello luminoso.

En este tipo de registros se utilizan tres electrodos, uno colocado en la posición media occipital (O1 u O2 del sistema internacional 10-20), con su referencia en el mastoides o en la región media frontal y la tierra colocada en el lóbulo de la oreja.

La morfología y latencia de la respuesta del potencial evocado visual depende de los parámetros del estímulo. En general, se presta atención a la primera y mayor onda positiva encontrada, ya que el máximo de la onda ocurre alrededor de 100 ms después del patrón, la onda es referida como P100. Para propósitos clínicos, es de primordial importancia las latencias encontradas, por ejemplo de la onda P100, más que la amplitud de la señal.

La disminución de la actividad visual puede afectar bastante la amplitud de P100, pero usualmente no afecta la latencia a menos que la intensidad del estímulo visual sea reducida. como puede ocurrir, por ejemplo, en presencia de cataratas.

### ***Potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (ABR)***

Es la actividad eléctrica generada por la vía auditiva, cuando ésta es estimulada con sonido. La respuesta auditiva de tallo cerebral fue investigada y descrita por Jewett en 1970, y es registrada en el vertex de la cabeza cuando una estimulación sonora es aplicada por medio de audífonos. El registro utiliza tres electrodos, uno situado en el vertex (Cz del sistema internacional 10-20), con su referencia en el lóbulo de la oreja y la tierra en la región frontal.

Para propósitos clínicos, los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral son obtenidos por medio de repeticiones monoaurales de estimulación, con “clics” de cerca de 10 Hz generados en audífonos convencionales. El oído contra-lateral es enmascarado con ruido blanco para prevenir su respuesta al estímulo y ocultar las anomalías unilaterales. La intensidad del clic es usualmente de 60 a 70 dB por encima del umbral de audición del paciente (60 a 70 dBSL). La respuesta se da dentro de los 10 ms después del estímulo. La amplitud y el tiempo entre las diferentes ondas están influidos por diferentes factores, como la intensidad, la frecuencia y la fase del estímulo, además del sitio de referencia utilizado para el registro.

Con frecuencia se observan cinco ondas en un registro de este tipo (I, II, ..., V), con atención especial sobre la onda V. En estos casos se realiza una gráfica, en la que uno de los ejes es la intensidad y el otro la latencia de la onda V. Las desviaciones de la curva generada con respecto a lo “normal”, dan información útil de la conducción de la señal desde el oído medio hasta la corteza cerebral.

### *Potenciales evocados somatosensoriales (SEP)*

Los potenciales evocados somatosensoriales son obtenidos cuando se aplica una estimulación eléctrica a un receptor en la piel o en un nervio sensor periférico. El potencial evocado aparece con mayor claridad en el área de la cabeza localizada en el lado derecho superior del campo sensor de la corteza cerebral, opuesta al lado del cuerpo donde fue aplicado el estímulo. El electrodo de polaridad negativa se coloca a 2 cm por encima de C3 o C4 (del sistema internacional 10-20), la referencia en el lóbulo de la oreja y la tierra en la muñeca. La estimulación se realiza en el nervio medio con un estímulo de 2 a 5 Hz, y se promedia la respuesta de cerca de 1000 estímulos. Los potenciales evocados somatosensoriales son utilizados para evaluar la función nerviosa periférica, determinar la velocidad de conducción sensora y detectar lesiones que involucran el plexo braquial.

# Capítulo 6

## Electromiografía (EMG)

### Introducción

La electromiografía tiene sus orígenes en Grecia, en donde se usaban las descargas producidas por las mantarrayas para “alejar las enfermedades del cuerpo”. Sin embargo, no fue sino en el año de 1666 cuando el italiano Francesco Redi asoció dicha actividad con el tejido muscular. En 1791, Luigi Galvani corroboró este hecho en sus experimentos con ranas. En 1849, DuBois-Raymond encontró que podía ser detectada una señal eléctrica en la musculatura humana durante su contracción voluntaria. Este último descubrimiento tuvo que esperar el desarrollo de diversas herramientas tecnológicas (tubo de rayos catódicos, amplificadores de vacío, electrodos metálicos y de aguja), durante ocho décadas, para que los implementos introducidos por Adrian and Bronk en 1929, dispararan la imaginación de muchos investigadores clínicos y tomaran a la electromiografía como una herramienta esencial en los procedimientos de diagnóstico.

Desde mediados de los años cuarenta y hasta mediados de los cincuenta, fue cuando se encontró y comenzó a estudiar ampliamente la relación monotonica entre la amplitud de la señal electromiográfica, la fuerza y la velocidad de una contracción muscular. Así, a principios de los sesenta surgió otro avance fantástico al utilizar la señal electromiográfica para el control mioeléctrico de prótesis alimentadas exter-

namente. En la década de los setenta se dio un gran avance, cuando De Luca y Lindstrom introdujeron un modelo matemático que explicaba muchas propiedades de la señal electromiográfica, en el dominio del tiempo y la frecuencia respectivamente. Además, con la introducción de técnicas de simulación y análisis surgieron otras formas de procesamiento de la señal electromiográfica, en donde el trabajo realizado por Graupe y Cline son dignos de mencionarse, ya que utilizaron modelos autorregresivos (ARMA) para extraer información de dicha señal. A finales de los setenta y principios de los ochenta se comenzaron a emplear algoritmos más sofisticados y teoría de comunicaciones, para descomponer la señal electromiográfica en actividades eléctricas individuales de las fibras musculares. Hoy en día se están desarrollando nuevas técnicas (frecuencia media y mediana) para describir el estado funcional del músculo, y para obtener información de la morfología de las fibras musculares se emplea la velocidad de conducción.

## 6.1 Origen del electromiograma

La electromiografía no sólo es el registro de los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad de los músculos, sino que también involucra la detección, análisis y uso de dicha señal eléctrica. Cuando se habla de electromiografía generalmente se hace referencia al músculo estriado, sin embargo, esta consideración es errónea ya que también se pueden obtener potenciales eléctricos de la musculatura lisa. Esta señal representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, la cual se propaga a través de los tejidos hasta llegar al lugar donde se registrará. Así, esta señal se ve afectada tanto por las propiedades anatómicas como por las fisiológicas de los múscu-

los, por el esquema de control del sistema nervioso y por las características de la instrumentación empleada para su detección.

### ***Unidad funcional***

La unidad funcional del músculo es llamada unidad motora, la cual consiste de una motoneurona alfa y todas las fibras musculares inervadas por sus ramificaciones. Cuando se activan las fibras musculares de una unidad motora, se genera una señal eléctrica que emana de éstas y que puede registrarse a través de un electrodo como un potencial de acción de esa unidad motora; esto constituye la unidad fundamental de la señal electromiográfica. La manifestación eléctrica de un potencial de unidad motora se acompaña de un movimiento contráctil de las fibras musculares. Si se desea mantener dicha contracción, las unidades motoras deben activarse repetidamente, formando así lo que se conoce como tren de potenciales de acción de la unidad motora.

### ***Características***

Se conoce en la actualidad que la amplitud de la señal electromiográfica es de naturaleza aleatoria, y que puede ser representada de una manera bastante razonable a través de la función de distribución gaussiana. Sus valores generalmente se encuentran ubicados entre 0 y 6 mV pico a pico o de 0 a 1.5 mVrms.

La frecuencia de la señal electromiográfica se reporta limitada dentro del rango de 0 a 500 Hz, con energía dominante entre 50 y 150 Hz. Sin embargo, pueden encontrarse casos y músculos especiales, como los de esfínteres, donde se ha llegado a reportar un límite superior hasta de 2 kHz, como se muestra en la figura 6.1.

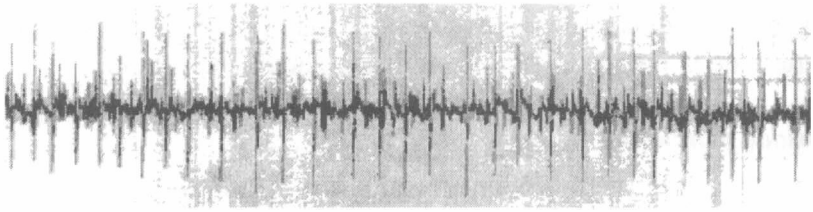


Figura 6.1. *Registro de la señal electromiográfica obtenido del músculo estriado del esfínter anal externo.*

La fidelidad de la señal electromiográfica puede ser maximizada con equipos de registro que procesen la señal de forma lineal, que presenten una respuesta en frecuencia adecuada y no filtren componentes de interés. Así, la maximización de la relación señal/ruido debe ser tal que produzca la mínima distorsión de la señal electromiográfica.

Los potenciales eléctricos generados en una fibra o grupo de fibras musculares, pueden ser medidos desde la superficie del cuerpo o directamente sobre ellas, utilizando electrodos de superficie y de aguja, respectivamente. Los potenciales de acción generados por un músculo cualquiera presentan una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que generó la respuesta.

La amplitud del potencial de acción generado en un músculo no se incrementa con la intensidad con que actúa éste, pero sí incrementa la razón con la cual cada fibra muscular dispara y el número de fibras que son activadas en un cierto tiempo. Esta amplitud es la suma instantánea de todos los potenciales de acción generados en un tiempo dado, bajo los electrodos de medición.

## **6.2 Aplicación clínica de la electromiografía**

Su aplicación es muy valiosa en los siguientes campos: neurofisiología, quinesiología, control motor, psicología, medicina de rehabilitación y en ingeniería biomédica, ya que permite:

1. Obtener y evaluar la cantidad de actividad de un músculo dado o grupo de músculos, a través de la determinación del tiempo de activación del músculo, esto es, cuándo la excitación del músculo comienza y cuándo termina.
2. Estimar la fuerza producida por el músculo, la cual se sabe en la actualidad que tiene una relación lineal con la amplitud de la señal electromiográfica en músculos pequeños; mientras que en músculos grandes la relación es no lineal, debido a que el reclutamiento de las unidades motoras continúa aun en la parte alta del rango de fuerza y la frecuencia de disparo tiene un intervalo dinámico menor.
3. Obtener la razón con la cual el músculo se fatiga, a través del análisis espectral de la señal.

En años recientes se han desarrollado proyectos de investigación orientados al estudio de la señal electromiográfica, con el fin de caracterizar e identificar el estado normal o patológico de los músculos estriados y lisos, a través del análisis de frecuencia de este tipo de señal. Asimismo, se busca conocer los componentes de frecuencia que identifiquen (como si fuera una huella digital) a cierto músculo específico, durante ciertas maniobras y condiciones.

En el futuro se espera poder aplicar esta técnica en la evaluación de patologías neurológicas, las cuales afectan la tipificación de las fibras o el área de la sección transversal de las fibras musculares.

Cuando se detecta y registra una señal electromiográfica, hay que considerar dos factores importantes que influyen directamente en la fidelidad de la señal:

- La relación señal/ruido. Razón de la energía de la señal electromiográfica en relación con la energía de la señal de ruido (éste se define como la señal eléctrica que no forma parte de la señal deseada).

- La distorsión de la señal. Se presenta cuando la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia en la señal electromiográfica, se altera.

### **6.3 Tipos de electrodos utilizados para el registro de EMG**

El diseño de los electrodos es crítico, ya que la fidelidad del registro de la señal electromiográfica depende de éstos.

Cuando se coloca un electrodo en la piel, su superficie de detección hace contacto con los electrolitos de ésta y se presenta una reacción química que requiere (cuando el electrodo está diseñado correctamente) de unos cuantos segundos para estabilizarse. Sin embargo, lo deseable es que la reacción química permanezca estable durante toda la sesión de registro y que no cambie de manera importante, a pesar de que las características eléctricas de la piel cambien a causa de la sudoración y cambios en la humedad.

En la actualidad, gracias al advenimiento de nuevas técnicas de procesamiento, es posible extraer información cuantitativa de la señal electromiográfica, para lo cual se requiere un mejor control y diseño de los electrodos a través de dos factores principales:

- a) La distancia entre las superficies de detección. Afecta el ancho de banda y la amplitud de la señal electromiografía. Una distancia pequeña entre las superficies de detección desplaza el ancho de banda a frecuencias altas y la amplitud de la señal disminuye. Se ha encontrado que una distancia de 1.0 cm entre las superficies de detección provee una configuración que detecta la actividad eléctrica representativa del músculo durante una contracción, y que aunque deben considerarse también el tamaño del electrodo y del músculo

- en estudio, la distancia mencionada sigue siendo adecuada, sobre todo si se considera que para una distancia menor, las entradas del (pre) amplificador diferencial al cual se conecta finalmente el electrodo, podría eventualmente comportarse como un corto circuito.
- b) El tamaño y la forma de las superficies de detección. Cuando el tamaño de las superficies de detección es grande, la amplitud de la señal de EMG detectada es mayor y menor el ruido eléctrico que pudiera generarse en la interfase: superficie de detección-piel. Sin embargo, esto involucraría electrodos grandes, lo cual no siempre es posible. Para resolver este conflicto, se ha encontrado de una manera heurística que una barra de 1.0 cm de longitud y 1 o 2 mm de ancho, provee una muy buena aproximación práctica.

Cuando se desea registrar una fibra muscular se utilizan electrodos de aguja, y cuando se desea registrar un grupo de fibras musculares es mejor utilizar electrodos de superficie.

La configuración utilizada para la colocación de los electrodos de registro, es de suma importancia para detectar los potenciales eléctricos del músculo en cuestión. Así, podemos mencionar la *configuración monopolar* que consiste en colocar un electrodo con una sola superficie de detección en cierto lugar, de tal manera que detecte los potenciales eléctricos de este punto específico con respecto a un electrodo de referencia (ver figura 6.2), el cual estará localizado en otro lugar que se considera eléctricamente inactivo o que contiene señales eléctricas no relacionadas con el evento a medir. Esta configuración detecta todas las señales eléctricas de la vecindad de la superficie de detección, incluyendo las señales no deseadas. La *configuración bipolar* no presenta los problemas anteriores, ya que utiliza dos superficies de detección para registrar dos potenciales en el tejido muscular de interés, con respecto a un electrodo de referencia. Ambos electrodos activos se conectan a un amplificador diferencial que amplifica la diferencia de las dos señales, lo cual permite eliminar cualquier señal común como el ruido ambiental.

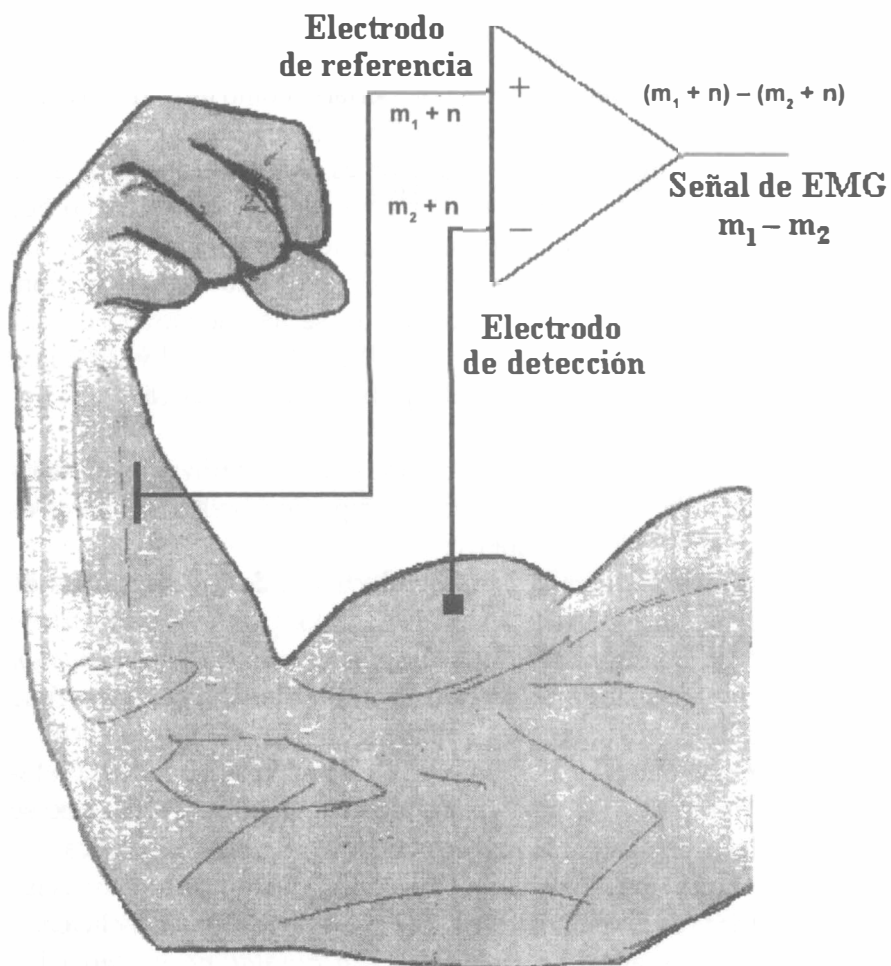


Figura 6.2. Colocación de los electrodos para registro de EMG en el bíceps (registro monopolar).

## 6.4 Configuraciones utilizadas para el registro de EMG

### *Colocación de los electrodos de registro y del electrodo de referencia*

Los electrodos de detección de la señal emg deben colocarse entre un punto motor y la inserción del tendón, o entre dos puntos motores y a lo largo de la línea media longitudinal del músculo.

El eje longitudinal del electrodo debe alinearse de manera paralela con la longitud de las fibras musculares. La figura 6. 3 muestra la colocación preferida para los electrodos.

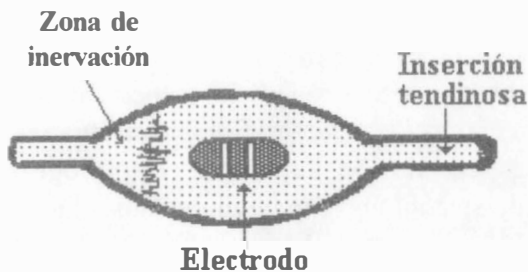


Figura 6.3. *Colocación de los electrodos para EMG.*

Nunca deben colocarse los electrodos de detección cerca del tendón del músculo, ya que conforme las fibras musculares se acercan a éste se vuelven menos numerosas y más delgadas, lo que reduce la amplitud de la señal emg que puede registrarse en este punto, además de que es una zona mucho más susceptible a interferencias, debido a la proximidad con músculos antagonistas.

De la misma manera, no deben colocarse los electrodos de detección en puntos motores, como se pensaba en la primera mitad de siglo, ya que desde el punto de vista de la estabilidad de la señal, un despla-

zamiento mínimo (0.1 mm) afecta de una manera impredecible la cantidad de cambios en las características de frecuencia de la señal. En la región de un punto motor, los potenciales de acción viajan longitudinal y transversalmente a lo largo de las fibras musculares, entonces, las fases negativas y positivas de los potenciales de acción (detectados de manera diferencial), se sumarán y restarán aun con una diferencia mínima de fase, lo cual resultará en una señal electromiográfica con componentes de alta frecuencia y, en el dominio del tiempo, como una señal muy cambiante y con picos más agudos.

Cuando los electrodos se colocan en los extremos del músculo son susceptibles a detectar señales cruzadas, provenientes de los músculos adyacentes.

Los ejes longitudinales de los electrodos (que pasan a través de ambas superficies de detección), deben alinearse de forma paralela con la longitud de las fibras musculares. De esta manera, ambas superficies de detección intersectarán las mismas fibras musculares, de donde las características espectrales de la señal electromiográfica reflejarán las propiedades de un conjunto fijo de fibras musculares en la región de los electrodos. Así, el espectro de frecuencias de la señal electromiográfica será independiente de cualquier factor trigonométrico que pudiera estimar erróneamente la velocidad de conducción. El valor resultante de la velocidad de conducción afecta la señal electromiográfica, alterando las características temporales de ésta y en consecuencia su espectro de frecuencias.

El electrodo de referencia (llamado usualmente electrodo de tierra) se requiere para proveer de una referencia común para la entrada diferencial del preamplificador en el electrodo.

## 6.5 Precauciones durante el registro de EMG

Es recomendable que paciente, electrodo y equipo de registro se encuentren en un campo electromagnético estable. Asimismo, minimizar cualquier movimiento relativo entre la superficie de detección del electrodo y las fibras musculares, ya que un movimiento relativo de 0.1 mm puede alterar de manera drástica las características de la señal electromiográfica detectada, pudiendo además causar que el electrodo detecte una población diferente de unidades motoras. Por otro lado, puesto que la amplitud de la señal electromiográfica decrece como una función de la distancia (conforme se propaga a través de los diferentes tejidos, a una razón de aproximadamente 25% en 100 micras), es recomendable utilizar electrodos que detecten sólo señales de fibras musculares cercanas. Es importante remarcar el hecho de que el tejido se comporta como un filtro pasa-bajas, cuyo ancho de banda y ganancia decrecen conforme la distancia aumenta. De igual manera, se debe tener presente que el tejido muscular es anisotrópico y, por lo tanto, la orientación de la superficie de detección de los electrodos, con respecto a la longitud de las fibras musculares, es crítica.

Por otro lado, es de suma importancia considerar que siempre que se tiene contacto galvánico directo o indirecto de la piel con cualquier instrumento eléctrico, existe el riesgo potencial de que fluya una corriente de fuga o dañina a través del sujeto conectado. Este riesgo disminuye cuando el dispositivo eléctrico se encuentra alimentado con voltajes bajos (3-15 volts) o bien con baterías. Así, para minimizar el riesgo de daño, el sujeto debe encontrarse aislado de cualquier conexión eléctrica (línea de alimentación o tierra) asociada con la fuente de poder. Para ello se requiere el uso de aisladores ópticos o bien de transformadores de aislamiento, los cuales presentan características satisfactorias de seguridad, así como reducción en la cantidad de ruido radiado por las líneas de alimentación hacia la superficie de los electrodos de detección;

sin embargo, debe considerarse también la posible distorsión que pueden introducir.

### *Características del ruido eléctrico presente en EMG*

Por desgracia todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico, el cual contiene componentes de frecuencia que van desde 0 hasta varios miles de Hz. Este ruido no puede ser eliminado, sólo puede reducirse usando componentes electrónicos de alta calidad, diseñando circuitos inteligentes y con técnicas de construcción adecuadas.

El ruido ambiental es aquel que se origina de radiación electromagnética, tal como la generada en la transmisión de radio y televisión, en alambres conductores de la potencia eléctrica, por bulbos de luz, lámparas fluorescentes, etc. De hecho, cualquier dispositivo electromagnético genera y puede contribuir con ruido. La superficie del cuerpo está constantemente expuesta a radiación electromagnética y es virtualmente imposible evitar dicha exposición. Una de las principales interferencias es la radiación de las líneas de potencia que tienen una frecuencia entre 50 y 60 Hz. Cabe mencionar que el ruido ambiental puede llegar a tener una amplitud de 1 a 3 órdenes de magnitud mayor a la de la señal de electromiografía.

Otra señal no deseada o ruido que debe eliminarse es el artefacto de movimiento, el cual proviene de dos fuentes principales: de la interfase entre la superficie de detección del electrodo y la piel, y del movimiento del cable que conecta al electrodo con el amplificador. Afortunadamente, ambas interferencias pueden reducirse con el diseño propio de los circuitos electrónicos. Estas señales tienen un intervalo de frecuencia entre 0 y 20 Hz.

La amplitud de la señal electromiográfica es aleatoria por naturaleza, lo cual genera una inestabilidad inherente de la señal. Los componentes de frecuencia entre 0 y 20 Hz son particularmente inestables, puesto que son afectados por la naturaleza cuasi-aleatoria de la razón de disparo

de las unidades motoras, las cuales en algunas condiciones disparan en esta región de frecuencia. Debido a la naturaleza inestable de estos componentes es recomendable considerarlos como ruido no deseado y removerlos de la señal electromiográfica.

La fidelidad de la señal electromiográfica puede ser maximizada utilizando dispositivos que procesen la señal de manera lineal, de tal manera que los picos de la señal no sean distorsionados y se filtre de manera innecesaria.

## **6.6 Características de los amplificadores utilizados para el registro de EMG**

Los amplificadores utilizados para este fin deben diseñarse de tal manera que minimicen la distorsión de la señal electromiográfica detectada por los electrodos. Además de tener mucho cuidado en la selección de los cables de conducción de los electrodos hacia la entrada de los amplificadores, los cuales deben ser lo más cortos posible y tener el menor movimiento. Con frecuencia se recomienda la construcción de una primera etapa de amplificación (preamplificación), localizada a lo más a 10 cm del electrodo de detección. Asimismo, se recomienda cumplir con los siguientes valores y características del amplificador que se utilizará para el registro de la señal electromiográfica:

1. Poseer una ganancia que permita obtener a la salida una amplitud aproximada de 1 volt.
2. Presentar una impedancia en la entrada del amplificador mayor de 10  $\Omega$  de resistencia en paralelo, con una capacitancia de 5  $\mu\text{F}$ .
3. Alcanzar una relación de rechazo en modo común (RRMC) mayor a los 80 dB.

4. Contar con una corriente de polarización de entrada tan baja como sea posible, típicamente menos de 50 pA.
5. Que el ruido sea menor de 5  $\mu\text{V}$  rms.
6. Con un ancho de banda en hertz (3 dB por década o bien 12 dB por octava) de:
  - a) 20 - 500 para electrodos de superficie.
  - b) 20 - 2 000 para electrodos de alambre.
  - c) 20 - 10 000 para electrodos de aguja monopares y bipolares.
  - d) 1 000 - 10 000 para electrodos de aguja para la descomposición de la señal.
  - e) 1 000 - 10 000 para electrodos de fibra única.
  - f) 20 - 10 000 para macroelectrodos.

## 6.7 Procesamiento de la señal electromiográfica

El procesamiento de la señal electromiográfica utilizado durante varias décadas, fue la rectificación e integración de la señal bajo un determinado intervalo de tiempo, para formar series de tiempo de los valores resultantes de dicha integración. El éxito de este procesamiento se debió a su bajo costo, necesidad de tecnología con poca electrónica y cálculos exactos. Sin embargo, debido a los grandes avances tecnológicos de las últimas dos décadas, desarrollados en los dispositivos electrónicos, se ha facilitado el cálculo del valor rms, que proporciona una medida de la potencia de la señal, la cual tiene un significado físico claro que puede ayudar a valorar el estado del músculo en cuestión; se ha facilitado también el cálculo del valor promedio rectificado de la señal electromiográfica, el cual provee una buena medición del área bajo la señal, aunque no tiene un significado físico particular.

Por otro lado, se sabe que la señal electromiográfica es dependiente del tiempo y la fuerza. Su amplitud varía de una manera aleatoria, tanto

por encima de cero como por debajo; por ello una simple *promediación* no posee información muy útil. Sin embargo, si se efectúa la *rectificación* de la señal invirtiendo los valores negativos para conservar toda la energía de la señal, se obtiene una operación equivalente al suavizado cuya expresión matemática es la siguiente:

$$|\overline{m(t)}|_{t_j - t_i} = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt \quad (6.1)$$

Así, entre más corto sea el intervalo de tiempo, menos suavizado se tendrá. La expresión anterior provee sólo un valor sobre la ventana de tiempo  $T = t_j - t_i$ . Entonces, para obtener el promedio variante con el tiempo de un registro completo de la señal, es necesario mover la ventana de duración  $T$  a lo largo del registro. Esta operación está representada por la siguiente fórmula:

$$|\overline{m(t)}| = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} |m(t)| dt \quad (6.2)$$

En aplicaciones típicas se sugieren valores que van desde 100 hasta 200 ms para la ventana de tiempo. Como ya se había mencionado, entre más pequeña sea la ventana el suavizado será menor para la señal rectificadas.

Otro de los procedimientos utilizados para procesar la señal electromiográfica rectificadas, es la *integración*, la cual consiste en obtener el área bajo la señal en unidades de volts-segundos. Así, si se selecciona un tiempo de integración suficientemente largo, el valor obtenido proporcionará una medición que varía suavemente como función del tiempo.

Debido a la dependencia de la señal en relación con el tiempo y la fuerza, el *valor rms* de la señal electromiográfica provee mayor información que los parámetros estudiados antes, y queda expresado como:

$$m(t)_{rms} = \left( \frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{(2)} \quad (6.3)$$

Otro método para procesar la señal emg consiste en contar el número de veces, por unidad de tiempo, que la amplitud de la señal contiene un pico o que *cruza el nivel cero*. Cabe mencionar que este método de análisis tuvo amplio uso clínico, pues con él se podía discriminar entre un músculo normal y alguna miopatía. Sin embargo, no se recomienda para medir el comportamiento de la señal en función de la fuerza, o como función del tiempo que dura una contracción, ya que la relación entre los cruces por cero y el número de potenciales de acción de la unidad motora es lineal sólo para contracciones de bajo nivel. Sin embargo, cuando la amplitud alcanza el carácter de un ruido gaussiano, la proporcionalidad lineal no se mantiene.

Más recientemente, se han utilizado técnicas para obtener *información de la señal en el dominio de la frecuencia*, como es el espectro de la densidad de potencia de la señal. La transformada rápida de Fourier o FFT es una técnica utilizada para descomponer una señal dada en sus componentes de frecuencia. Tres parámetros del espectro de la densidad de potencia se utilizan para proveer mediciones útiles del espectro de la señal: la frecuencia media, la frecuencia promedio y el ancho de banda del espectro, definidos por las siguientes ecuaciones:

$$\int_0^{\infty} S m(f) df = \int_{f_{med}}^{\infty} S m(f) df \quad (6.4)$$

$$f_{media} = \frac{\int_0^f f S_m(f) df}{\int_0^f S_m(f) df} \quad (6.5)$$

Donde:  $S_m$  es el espectro de la densidad de potencia de la señal electromiográfica.



# Capítulo 7

## Electrorretinografía (ERG)

### Introducción

La electroretinografía es una medida objetiva de la actividad bioeléctrica en la retina. Cuando la retina es estimulada con la luz, se inician una serie de eventos complejos fotoquímicos y neurales, que se transmiten hacia el cerebro y finalmente se da la percepción visual. Las corrientes eléctricas que se generan en las células de la retina y que fluyen a través, alrededor y afuera del ojo, forman un campo eléctrico. El electroretinograma (ERG) es la medición de la diferencia de potencial entre cualesquiera dos puntos del campo eléctrico tridimensional. El registro resultante no depende sólo de la función de la retina sino de otros parámetros como el estímulo, la técnica de registro y de propiedades de otras estructuras del ojo. Aun cuando la electroretinografía fue descubierta hace muchos años, tiene relativamente poco tiempo de ser utilizada en aplicaciones clínicas.

En 1849 Du Bois-Reymond demostró que la córnea de ranas, peces y tortugas es eléctricamente positiva con respecto al polo posterior de los ojos; otros investigadores confirmaron tal reporte. A esta diferencia de potencial se le llama potencial de reposo del ojo o potencial corneoretinal, y no es una respuesta a la luz.

En 1865, Holmgren demostró que el potencial de reposo del ojo de la rana podía verse modificado, debido a la acción de la luz que llega a

la retina; en 1873, Dewar y McKendricken reportaron los mismos resultados. En un principio colocaron electrodos de registro en la córnea y en el polo posterior del ojo del animal, pero después demostraron que se registraba un cambio de potencial similar entre la córnea y alguna zona de la piel adyacente. En algunos de los primeros experimentos el ojo era extraído, pero más tarde dejó de practicarse la extirpación.

En 1880 Holmgren examinó el campo eléctrico y demostró que realmente el potencial de la córnea era el mayor. En el mismo año Kuhne y Steiner demostraron que la corriente fluye de atrás hacia el frente del ojo. Estas observaciones se relacionaron con el potencial de reposo y no con el electroretinograma.

Algunos otros investigadores encontraron que el potencial de reposo no era constante, sino que presentaba ligeras fluctuaciones con el tiempo. En 1902 Himstedt y Nagel encontraron que el potencial de reposo dependía de la iluminación que caía dentro del ojo, lo que implicaba que existía una relación entre el potencial de reposo y el ERG. Con esto, todos los investigadores se dieron cuenta que había muchas fuentes de error en sus mediciones, y surgió la duda de si los electroretinogramas registrados eran una variación del potencial de reposo del ojo o si representaban alguna actividad independiente. También se preocuparon de las técnicas de registro y estimulación del ojo.

Kohlraush, en 1931, sugirió que los dos potenciales eran sólo parcialmente independientes uno del otro.

En 1903 Gotch demostró que el ERG registrado después de un breve “flash” de luz producía una respuesta bifásica. En 1908 Einthoven y Jolly demostraron la presencia de un tercer componente. Las tres ondas se conocen como ondas a, b y c, y se ilustran en la figura 7.1.

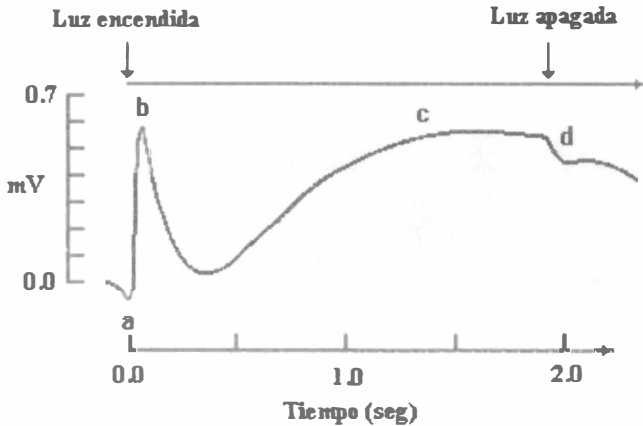


Figura 7.1. Respuesta electroretinográfica típica en humanos, en presencia de un estímulo luminoso de alta intensidad.

En el ojo de los vertebrados la iluminación de la retina causa que el potencial corneoretinal primero disminuya suavemente (onda *a*), y después sufra un marcado aumento (onda *b*); a la combinación de estas ondas se le suele llamar “efecto de encendido”. Si se mantiene iluminada la retina, el potencial comenzará a decaer describiendo la onda *c*. Una vez que se suspende la iluminación se presenta la onda *d* (también llamada efecto de apagado).

Los trabajos en ojo humano reportados en 1925 y años después, demostraron que la forma de onda registrada era producida por la retina. En un trabajo clásico subsecuente, en 1962, Granit reportó que el electroretinograma podía ser representado como la suma de tres ondas PI, PII y PIII, que reflejaban los diferentes procesos retinales lentos y rápidos del ERG. En este estudio, Granit utilizó numerosas técnicas experimentales en retinas donde dominaban los conos o los bastones, en situaciones de adaptación a la luz y a la obscuridad; realizó variaciones en la intensidad, color y duración de la luz, y utilizó también anestesia, hipoxia y drogas.

## 7.1 Origen del electroretinograma

En la figura 7.2 se muestra la estructura interna del ojo. El globo ocular tiene forma más o menos esférica, con diámetro anteroposterior de 24 mm, diámetro vertical de 23 mm y diámetro horizontal de 23.5 mm. La cubierta protectora externa consiste de la esclerótica (lo blanco del ojo) y la córnea (transparente). La siguiente capa interna es principalmente vascular y consiste de la coroides, el músculo ciliar y el iris, el cual le da el color al ojo. Más hacia adentro y adyacente a la mayor parte de la coroides está la retina, que contiene los receptores y las neuronas responsables del inicio de las señales visuales. En la parte interna del ojo se encuentran la cámara anterior, el iris, el lente o cristalino y la cámara posterior. Durante la visión, la luz entra a través de la córnea, donde ocurren la mayor parte de las refracciones, enseguida atraviesa el lente y llega a la retina, usualmente en la vecindad de la fovea. La retina transforma la señal óptica en señal neurológica, la cual viaja por el nervio óptico, hace sinapsis con neuronas del núcleo geniculado lateral del tálamo y viaja hacia la corteza cerebral (occipital), dando como resultado la percepción visual.

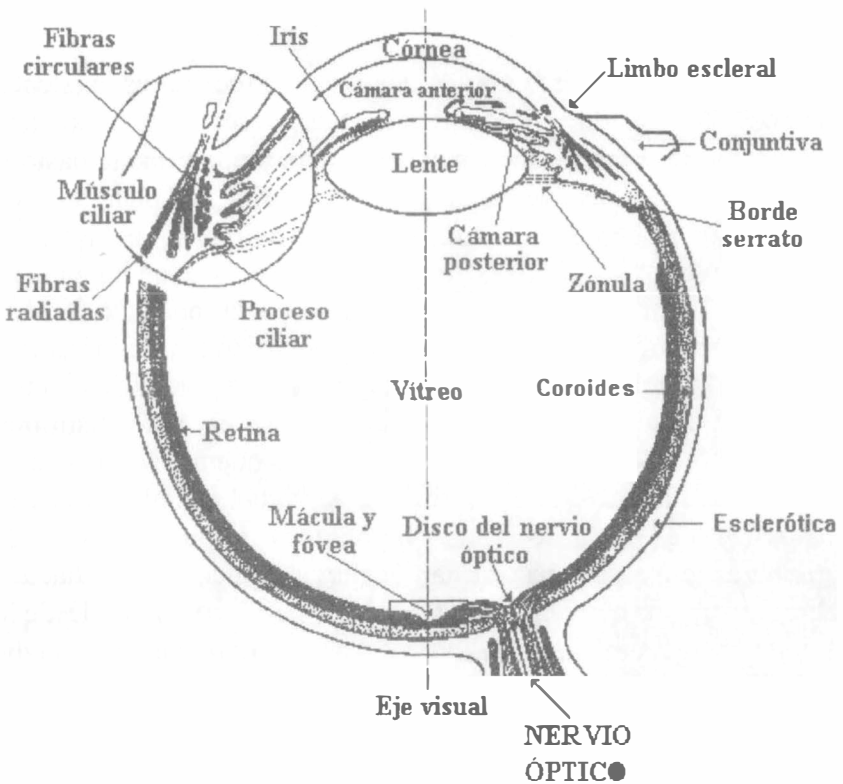


Figura 7.2. Esquema de un corte horizontal del ojo humano.

El globo ocular está situado dentro de la órbita y el cráneo y está rodeado por una configuración compleja de grasa, músculos, nervios, vasos sanguíneos, huesos y tejido cerebral rodeando parte de la órbita. La órbita tiene forma parecida a una pirámide cuadrangular, sin embargo, puede considerarse casi esférica con simetría alrededor del eje del ojo.

## *La retina*

La llegada de la luz estimula a los dos tipos de receptores existentes: los conos y los bastones. Los animales que presentan una excelente visión nocturna (escotópica) tienen de manera predominante bastones en sus retinas, mientras que en los de visión diurna (fotópica) dominan los conos. Sin embargo, en la mayoría de los animales, incluyendo al hombre, las retinas son mixtas. Cada uno de los ojos de un humano tiene cerca de 120 millones de bastones y 7 millones de conos. La densidad de bastones en la fovea es muy baja (ninguno al centro), se incrementa a lo largo de la periferia y vuelve a disminuir en los bordes de la retina. La densidad de los conos es muy alta en la fovea, pero disminuye rápidamente fuera de ella. En la figura 7.3 se esquematizan los cuatro tipos de células nerviosas de la retina. La actividad neural se transfiere de los receptores hacia las células bipolares y después a las células ganglionares, cuyos axones forman el nervio óptico que va hacia el cerebro. Existe una convergencia del camino nervioso que va desde los receptores hacia las células ganglionares. Las células bipolares y ganglionares están mezcladas con otros dos tipos de interneuronas que establecen conexiones colaterales. Éstas son las células horizontales en el nivel bipolar-receptor, y las células amacrinas en el nivel ganglionar-bipolar. Existen diferencias marcadas en el comportamiento eléctrico de estas neuronas: aunque las células ganglionares y amacrinas muestran descargas en espiga en respuesta a la estimulación retiniana, las células bipolares y las horizontales, así como los receptores mismos, no lo hacen; éstos son lo suficientemente pequeños para ser capaces de interactuar en forma electrónica sin la necesidad de la propagación activa.

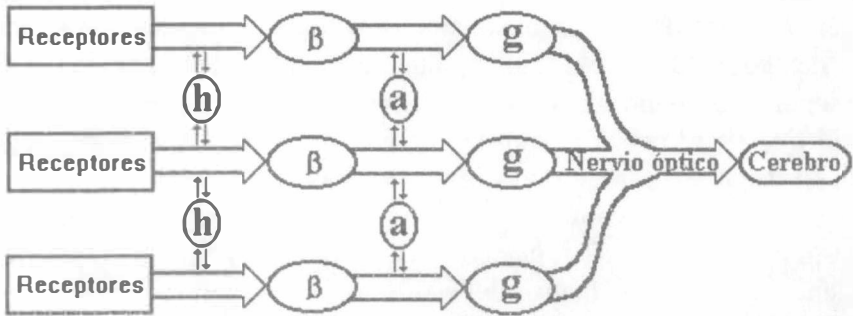


Figura 7.3. Esquema de las células nerviosas de la retina ( $\beta$  = células bipolares;  $g$  = células ganglionares;  $h$  = células horizontales y  $a$  = células amacrinas).

### Origen de las ondas del ERG

La primera parte de la respuesta a la luz es el potencial receptor temprano (PRt), generado por los cambios iniciales en el fotorpigmento causados por la luz. Después de una breve latencia de al menos 1.7 mseg ocurre el potencial receptor tardío (PRT) y, junto con el PRt remanente, forman el borde principal de la *onda a*. En su forma más simple, el ERG comprende tres componentes básicos: la *onda a*, la *onda b* y la *onda c*. Cuando el estímulo luminoso se suspende, se presenta una *onda d*. Existen varias investigaciones sobre diferentes especies animales, encaminadas a precisar el lugar específico donde se generan los diferentes componentes del ERG. Estos trabajos se realizaron insertando microelectrodos en la retina y observando dónde eran más grandes los diferentes componentes del ERG. Se piensa que:

*La onda a:* Es un potencial gradual ligeramente hiperpolarizado, generado por los fotorreceptores (conos y bastones).

*La onda b:* Surge de las células de Müller, aunque no se cree que estén involucradas en la transmisión directa de la información neural. Las células de Müller son células gliales que reaccionan a la acumulación de iones potasio, producida por la activación de las neuronas retinales.

*La onda c:* Es producida por el pigmento retinal de las células epiteliales, en respuesta a la estimulación de los bastones.

Todas las células contribuyen de alguna manera al diagrama del ERG mostrado en la figura 7.1, que en la actualidad es mucho más complejo y depende de los parámetros del estímulo.

Las corrientes eléctricas generadas en la retina fluyen a través de las estructuras y las paredes del ojo y alrededor de la región extraocular, regresan a la retina y forman así un circuito cerrado. Esto resulta en el establecimiento de un campo eléctrico, de tal manera que cuando se registra un ERG se mide la diferencia de potencial entre algún lugar, principalmente la córnea, y otro lugar de referencia. En la actualidad el ERG puede medirse en cualquier parte dentro de este campo relativo a la referencia.

## 7.2 El sistema de registro del electroretinograma

El ERG se mide mediante la utilización de un electrodo activo y uno de referencia. Aun cuando el ERG puede registrarse entre cualesquiera dos lugares sobre (o dentro) del ojo, la mayoría de las veces el electrodo activo se coloca en la córnea y el electrodo de referencia en algún lugar alejado eléctricamente del potencial de la córnea (usualmente la frente, mastoides o mejilla). Debe emplearse un tercer electrodo de tierra (se acostumbra colocarlo en el lóbulo de la oreja), para conducir la diferencia de potencial entre el electrodo activo y el de referencia con respecto a tierra hacia un amplificador diferencial.

## *Los electrodos*

Los electrodos utilizados como referencia y tierra, pueden ser cualquier tipo de electrodo de superficie de alta calidad. A lo largo de los años se ha desarrollado una gran variedad de electrodos activos:

1. Electrodos tipo lente de contacto.
2. Lentes que cuando se colocaban de manera apropiada, podían ser razonablemente confortables y era posible realizar registros prolongados sin necesidad de anestesia.
3. Electrodos que mantenían separados los párpados para evitar el parpadeo.
4. Dos lentes de contacto suaves con un alambre muy delgado entre ellos. Este es un electrodo casi ideal, excepto por la dificultad que se presenta al retirarlo y por la posibilidad de acarrear infección aun cuando sea esterilizado con regularidad.
5. Hilo conductivo de poca masa que flota en la córnea, es barato, no interfiere con la visión y no requiere de anestesia local, sin embargo, produce un gran artefacto de movimiento al parpadear.
6. De hojuela de oro con una película de Mylar. Este tipo de electrodo se engancha en el párpado inferior y puede usarse en registros prolongados, por ejemplo, en ojos con patologías de córnea, ya que no interfieren con la óptica del ojo. Sin embargo presentan la dificultad de que la amplitud de la señal es aproximadamente dos órdenes de magnitud menor que la registrada en la córnea, por lo que se requieren técnicas de promediación.
7. Electrodos sumergidos en una solución (lágrima artificial) dentro de unos “goggles”, los cuales tienen la ventaja de que el paciente parpadea muy poco, pero presentan la desventaja de que no se puede utilizar estimulación focal.

Se utilizan diversos materiales en la fabricación de los electrodos, plata, oro y platino, sin embargo, para evitar la polarización y la interferencia en la señal que ocasionan, se emplea muy frecuentemente plata-cloruro de plata.

### ***Instrumentación***

Si consideramos que la magnitud del ERG registrado en la córnea es de pocos cientos de  $\mu$ volts, es lógico pensar en la necesidad de una amplificación de la señal hacia el sistema de registro. El amplificador debe ser de tipo diferencial con un ancho de banda que va desde una fracción de hertz hasta varios cientos de ellos. Es muy importante que el filtro sea capaz de filtrar los componentes de la señal debidos a ligeras variaciones del potencial de polarización entre la piel y el electrodo.

El sistema de registro puede ser del tipo de inyección de tinta, o bien, de reflexión de luz sobre papel sensible a ésta, sin embargo, la mejor y más rápida forma de registrar un ERG es mediante una computadora, con la que se puede filtrar y procesar la señal después del registro. El uso de la computadora permite, además, promediar la señal sincronizada con el estímulo, de tal manera que algunas señales de interferencia (como son las de los músculos faciales, el EEG y el ECG) pueden ser eliminadas.

Es importante contar con un buen sistema de aterrizaje y blindaje, usar cables cortos y trabajar en un laboratorio (o área de registro) libre de interferencias de 60 Hz.

## **7.3 El estímulo retinográfico**

### ***Estimuladores***

Existen dos categorías dentro de las cuales se pueden clasificar los estimuladores que proporcionan luz:

1) *Estimuladores ópticos*. Son aquellos en los que la luz llega al ojo a través de un sistema compuesto de varios lentes y cuya intensidad puede ser controlada, como se muestra en la figura 7.4. Ese tipo de estimulador presenta las siguientes ventajas:

- La luz que se ve no contiene ninguna propiedad de superficie de la fuente luminosa.
- El área retinal afectada por la luz es máxima, por lo que existe una dilatación razonable de la pupila y ésta sufre tan sólo pequeñas variaciones de tamaño que no afectan la irradiación de la retina.
- La intensidad de la luz puede ser controlada mediante la colocación de filtros de densidad neutral.
- La longitud de onda de la luz puede regularse mediante filtros.

Una posible desventaja es que se requiere una total participación del sujeto (paciente), y de la alineación del ojo con el estimulador. Es común que se utilicen aditamentos para descansar la cabeza o la mandíbula.

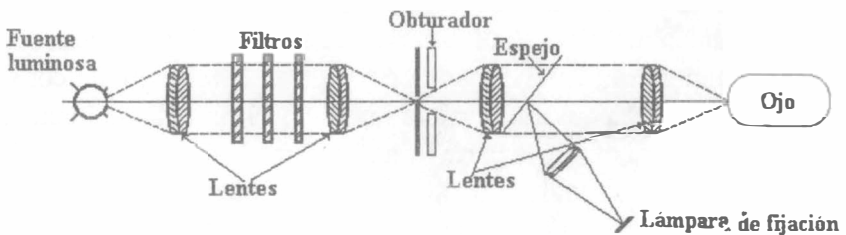


Figura 7.4. Esquema de un estimulador óptico.

2) *Estimuladores de visión directa*. Son aquellos en los que la luz se ve directamente desde una pantalla iluminada o una superficie, sin ninguna intervención óptica (a diferencia del caso anterior). La posición del ojo

no es tan crítica y, por lo tanto, no se requiere de aditamentos de sujeción de la barbilla o la cabeza. En la figura 7.5 se muestra un diagrama de este tipo de estimulador. La duración del destello de luz puede controlarse por medio del obturador frente al proyector, y la intensidad y color del estímulo mediante filtros. Una pequeña desventaja de este método es que el tamaño de la pupila afecta la cantidad de luz que estimula la retina, por lo que es necesario dilatarla.

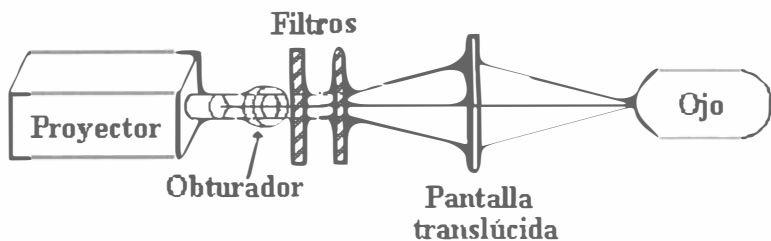


Figura 7.5. Esquema de un estimulador de visión directa.

3) *Estimuladores Ganzfeld*. En los dos tipos de estimuladores mencionados hasta ahora existe la desventaja de que la retina no se estimula de manera uniforme. El estimulador Ganzfeld (figura 7.6) puede producir una distribución uniforme de la luz a través de la retina. Éste consiste de una esfera hueca cuya superficie interna está pintada de blanco. El sujeto coloca la cabeza en la parte frontal abierta de la esfera y la barbilla en un soporte que sirve de apoyo. Las paredes internas de la esfera son iluminadas mediante una lámpara fotoestimuladora que tiene filtros y lentes difusos enfrente, los cuales permiten controlar la intensidad y longitud de onda de la iluminación.

En ocasiones resulta muy útil el ERG obtenido de estímulos repetidos y no de uno solo.

Existen diferentes tipos de estímulo: de pulso rectangular o *burst*, o bien una onda senoidal.



Figura 7.6. Estimulador Ganzfeld tipo comercial.

### ***Parámetros del estímulo***

El ojo humano responde a una banda muy angosta de longitudes de onda del espectro electromagnético. Cualesquiera de estas longitudes de onda de la luz visible pueden producir un ERG, sin embargo, deben tomarse en cuenta varios parámetros importantes:

- a) La adaptación previa a la luz de la retina.
- b) La duración del estímulo.
- c) La intensidad del mismo.
- d) La frecuencia (o longitud de onda) del estímulo.

- e) La frecuencia de repetición del estímulo luminoso.
- f) La cantidad de retina estimulada.

### ***Parámetros de la respuesta***

Los parámetros más comúnmente evaluados en el ERG son las latencias y amplitudes de las ondas *a* y *b*, sin embargo, existen varios investigadores que prefieren observar la relación  $b/a$ . Cuando se intenta conocer el progreso de algún daño retiniano, es muy importante asegurarse de que todas las condiciones de estudio sean las mismas, cada vez que se lleva a cabo el registro electroretinográfico. Es muy difícil hacer comparaciones cuantitativas de ERG's registrados en laboratorios diferentes, debido a que las características del estímulo, de los equipos de registro y de las técnicas empleadas en el laboratorio son muy diferentes. En la actualidad se están haciendo esfuerzos por estandarizar todos estos aspectos.

### ***Adaptación a la oscuridad y a la luz***

El ojo no responde tanto a la luminosidad de los objetos (cantidad de luz emitida por una fuente de radiación), como a su *albedo* (medida de la blancura de una superficie que la convierte en luminosa, debido a la tendencia que tienen los objetos de reflejar algo de la luz que incide sobre ellos). El albedo es una cualidad sensorial mucho más útil, debido a que es una propiedad intrínseca de los objetos, en tanto que su luminosidad depende de cuánto sean iluminados. En la figura 7.7 se puede observar el grado de luminosidad encontrado en la naturaleza, el cual abarca un rango de  $10^{15}$  veces entre la luz más brillante tolerada y las luces que apenas pueden ser percibidas. En la práctica, sin embargo, en cualquier momento el rango efectivo de luminosidad al cual está ex-

puesto el ojo es mucho más pequeño, ya que los albedos naturales varían sólo de 0.05 a 0.95. En otras palabras, el ojo opera sobre una escala móvil de brillantez que puede ser movida hacia arriba y hacia abajo, dentro de un rango de 15 unidades logarítmicas, de manera que se haga coincidir el nivel prevalente de luminosidad. Por ejemplo, una pieza de papel blanco que está débilmente iluminada se observa blanca debido a que su luminosidad está en el extremo superior de su escala local (dada por el rango de luminosidad del ambiente), mientras que una pieza de papel negro claramente iluminada se ve negra porque está en la parte baja de su escala local, es decir, existe una escala de grises completa (desde el negro hasta el blanco) para cada grado de luminosidad de una habitación.

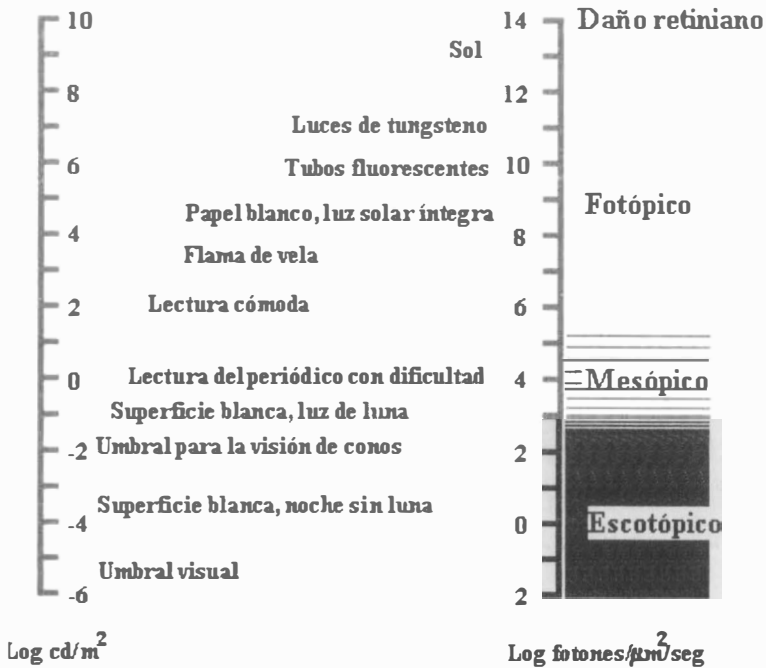


Figura 7.7. Rango de luminosidades (izquierda) e iluminación retiniana (derecha, aproximada) encontrada en el mundo natural.

Cuando el ojo está en la obscuridad, la sensibilidad visual se incrementa con el tiempo (adaptación a la obscuridad). De manera similar, la onda *b* del ERG se incrementa conforme ocurre esta adaptación. En la figura 7.8 se grafica la amplitud de la onda *b* con respecto al tiempo en la obscuridad. Cuando la preadaptación es débil, como se muestra en la curva (a) de la figura, únicamente aparece el componente escotópico (relacionado con la obscuridad) del ERG; pero cuando existe una preadaptación más fuerte, como se muestra en la curva (b), pueden observarse tanto el componente fotópico (relacionado con la iluminación) como el escotópico, cuando se utiliza luz blanca como estímulo.

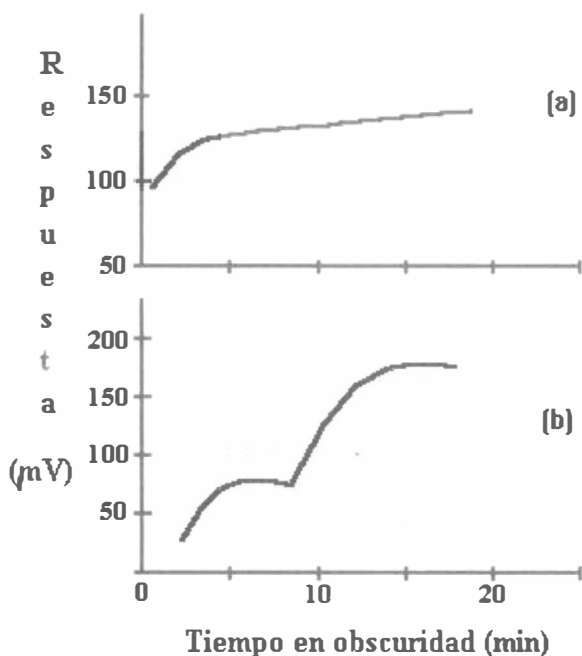


Figura 7.8. Amplitud de la onda *b* con respecto al tiempo en la obscuridad.

La adaptación a la luz reduce las amplitudes y cambia la morfología de las ondas del ERG, pero también hay que tener en cuenta que la intensidad del estímulo luminoso es un factor muy importante. El procedimiento experimental para determinar el tiempo de adaptación a la luz, se dificulta, debido a que el estímulo luminoso de adaptación produce un ERG al momento que se enciende. Sin embargo, la curva de la figura 7.9 es una aproximación realizada con cuidado experimental.

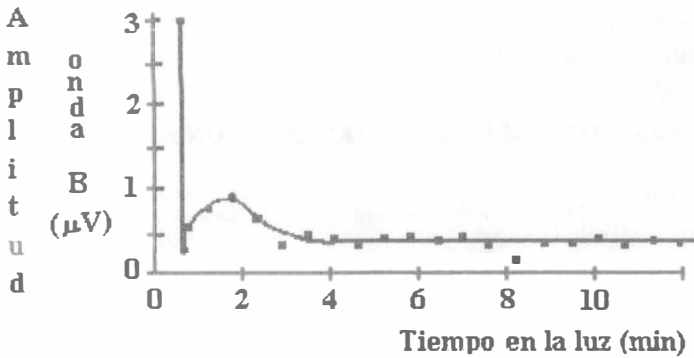


Figura 7.9. Amplitud de la onda b con respecto a la adaptación a la luz.

### *La longitud de onda del estímulo (color)*

Tanto los conos como los bastones pueden provocar un ERG, pero el grado de adaptación, la longitud de onda y la intensidad del estímulo, son factores importantes que conducen a un ERG combinado. Adrian utilizó las palabras fotópico y escotópico para referirse al ERG iniciado por conos y por bastones, respectivamente. La longitud de onda del estímulo luminoso es una excelente forma de probar la presencia de actividad fotópica o escotópica. Los conos son relativamente sensibles a las longitudes de onda larga (naranja-rojo) y los bastones a las de corta (azul-verde). En la figura 7.10 se muestran los retinogramas que

pueden ser obtenidos utilizando un arreglo de electrodos córnea-mejilla, y aplicando un destello simple de 25 mseg de luz de diferentes colores a retinas adaptadas primero a la luz y después a la oscuridad. En esta figura se observa que el ERG de un ojo adaptado a la luz (que representa la respuesta de los conos) es máximo para luz naranja-roja, mientras que no hay respuesta para el color azul. En un ojo adaptado a la oscuridad (respuesta de los bastones), el ERG es máximo para luz azul-verde y es mucho más pequeño para un color rojo profundo. También puede observarse que las amplitudes y duraciones del ERG para ojos adaptados a la luz y a la oscuridad son diferentes.

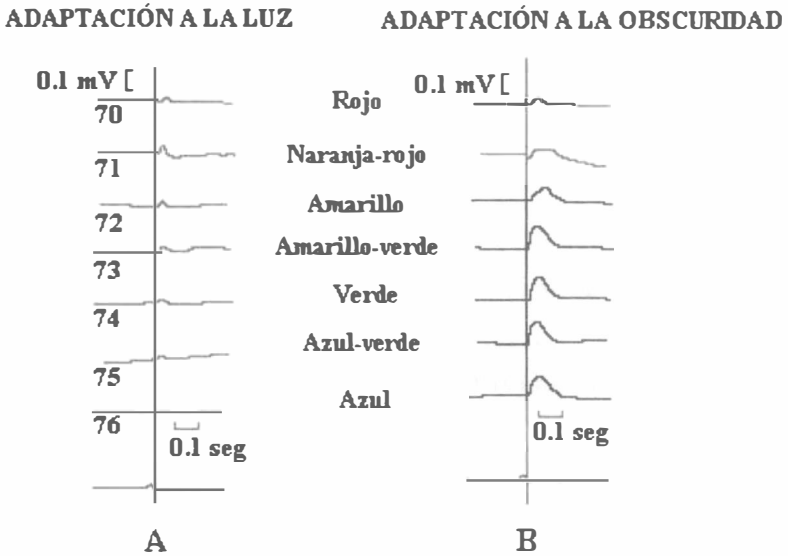


Figura 7.10. *Electrorretinograma humano en respuesta a destellos luminosos de diferentes colores: (A) adaptación a la luz y (B) adaptación a la oscuridad.*

Para obtener las curvas de sensibilidad espectral puede variarse la longitud de onda del estímulo luminoso y medir la amplitud del ERG,

sin embargo, debe tenerse mucho cuidado de mantener controlados la adaptación a la obscuridad y la intensidad del estímulo luminoso.

### *La intensidad del estímulo*

La amplitud del ERG se incrementa (mostrando una curva en forma de S) y la latencia decrece (la curva aparece antes), conforme la intensidad del estímulo aumenta. Cuando se utiliza un destello simple de luz intensa, en condiciones de adaptación a la obscuridad, la parte principal de la onda *b* presenta una serie de rizados superpuestos, algunas veces llamados potenciales oscilatorios, que aunque se conocen desde hace algún tiempo, no han sido bien comprendidos. Se han utilizado en electroretinografía clínica y se observan en forma aislada del resto del ERG (para ello es necesario emplear filtros de alta frecuencia).

Los componentes fotópicos están superpuestos casi por completo con los potenciales escotópicos, debido a que un destello simple difícilmente estimula de manera selectiva a los conos. Además de que existen muchos más bastones que conos, parte de la luz estimula a los bastones presentes en altas concentraciones en las partes periféricas de la retina y a los existentes en el área de la fóvea. Con el fin de minimizar la respuesta de los bastones, es muy útil la preadaptación de la retina, o bien, se puede utilizar un estímulo de destello simple con una duración mayor, para producir una respuesta fotópica que minimice la escotópica.

### *La duración del estímulo*

Cuando el estímulo consiste de un breve destello de 50 msec de luz, se registran únicamente las ondas *a* y *b*.

La figura 7.11 muestra el efecto de la duración del estímulo en la curva de sensibilidad espectral. Cuando se tienen duraciones cortas (11 msec) se produce una relación actividad fotópica/escotópica mayor (la curva es más plana debido a que no hay cambios tan abruptos en la sensibilidad

a bajas y altas longitudes de onda, como en el caso de duraciones prolongadas). La mejor forma de aislar la respuesta fotópica es el uso de trenes de estímulos (30 en un segundo) y promediar. La razón por la que se puede utilizar este tipo de estimulación es que el sistema fotópico responde más rápidamente que el escotópico, lo cual ocasiona, por un lado, que los ERG's escotópicos sucesivos interfieran unos con otros (tendiendo a eliminarse con la promediación) y, por el otro, que los ERG's fotópicos respondan separadamente a cada destello y se puedan sumar con la promediación.

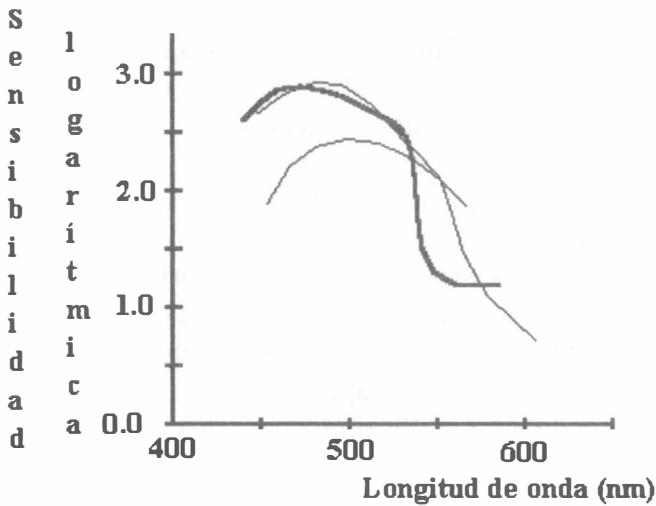


Figura 7.11. Efecto de la duración del estímulo en la curva de sensibilidad espectral.

### Cantidad de retina estimulada

El ERG focal (local) es el resultado de la estimulación de los conos o bastones de pequeñas áreas de la retina. En este tipo de registro existe la dificultad de dirigir el estímulo sólo al área deseada, ya que existe

“fuga” de luz debido a la dispersión y reflexión. El grado de afección causado por la fuga de luz depende de la preadaptación. Por ejemplo, puede darse el caso de que la totalidad de la retina haya sido adaptada a cierto nivel y enseguida se aplica un estímulo luminoso en un área específica de la retina, la luz de fuga estimulará otras partes contribuyendo a la superposición del ERG. De esta manera, resulta muy difícil saber si la principal contribución al ERG está dada por el área de interés, o por las áreas adyacentes estimuladas por la luz de fuga.

Con el fin de reducir el efecto de la luz de fuga puede “desensibilizarse” una porción de la retina (adaptando a la luz), con un estímulo luminoso constante y después superponer un estímulo intermitente en el área de interés de la retina. Con esta técnica, la luz de fuga no será capaz de activar la retina adyacente, debido a que ha sido desensibilizada por medio de la luz de fondo. Este efecto puede ser mejorado si se utiliza un color apropiado de luz. Por ejemplo, si se desea registrar el ERG de la fovea, la pequeña área de ésta que contiene a los conos deberá ser estimulada con un tren de destellos luminosos de color rojo, y las áreas que lo rodean (bastones) deberán desensibilizarse con un fondo uniforme de color azul. Si se aplica el tren de destellos varias veces y se promedia, el ERG que emana de la sección estimulada de la retina crecerá mientras que el proveniente de la luz de fuga decrecerá.

## 7.4 El electroretinograma clínico

Existen situaciones clínicas en las que ambos ojos se ven afectados por algún tipo de daño y deben ser estudiados cada uno en forma individual cubriendo al otro durante el registro, el ERG resultante puede ser comparado con ERGs de ojos normales realizados en el mismo laboratorio y con las mismas técnicas. En los casos en que sólo uno de los ojos está afectado, puede compararse el ERG de éste con respecto al del otro ojo.

Cuando se encuentra una diferencia de amplitud mayor al 25 % entre uno y otro ojo es indicativo de daño retinal, mientras que cuando la diferencia es del 10 % se considera dentro de los límites normales.

*Retinitis pigmentosa* (RP). Es una enfermedad hereditaria y degenerativa de la retina que afecta a los bastones; es de fácil diagnóstico mediante examen oftalmoscópico de la retina. El síntoma de los pacientes que presentan esta enfermedad es la baja visión nocturna en la niñez, con el tiempo la agudeza visual persiste, pero la visión periférica se reduce considerablemente.

El ERG, a diferencia de otras técnicas, permite detectar este daño desde sus primeras etapas, ya que es una medida objetiva del grado de degeneración de la retina y del progreso de la enfermedad. Puede darse el caso de que el fondo del ojo tenga apariencia normal, pero el ERG muestra una reducción de amplitud y latencia prolongada. Un indicador excelente de la severidad de la RP es el grado de disminución de los potenciales oscilatorios .

Se tiene conocimiento de que el ERG depende de la cantidad de área funcional de la retina estimulada, bajo condiciones de adaptación a la obscuridad, sin embargo, resulta imposible estimar con exactitud la cantidad de retina que permanece funcional.

Existen algunas consideraciones técnicas especiales para el diagnóstico de la RP: se deben aplicar filtros rojos y azules al estímulo retinográfico, y utilizar técnicas focales o de campo total, bajo diferentes grados de preadaptación, con el fin de estimular partes selectivas de la retina (conos y bastones).

*Daltonismo*. Algunos estudios muestran que en sujetos daltónicos (ceguera al color rojo), la amplitud del ERG se encuentra disminuida, como respuesta a la estimulación de color rojo.

*Degeneración del pigmento y desprendimiento de la retina.* En este tipo de daño la amplitud del ERG se ve notablemente reducida.

*Enfermedades que afectan a los bastones.* En estos casos, la amplitud del ERG registrado en respuesta a un destello de luz de 40 msec de duración, con preadaptación a la oscuridad y utilizando un par de electrodos (tipo lente de contacto y de superficie en la frente) se ve disminuida.

*Otras enfermedades.* La retinopatía diabética, ceguera nocturna, degeneración vascular, desprendimiento de retina, disturbios circulatorios, el glaucoma, la hemorragia vítrea y las cataratas, son algunas de las enfermedades en las que el ERG es una herramienta útil, no invasiva y también objetiva.



# Capítulo 8

## Electro-oculografía (EOG) y electronistagmografía (ENG)

### Introducción

Existen diversas técnicas de medición del movimiento de los ojos con una variedad de aplicaciones: investigación durante la lectura, estudios del sueño, neurología, otorrinolaringología, planeación de instrumentos tipo tablero, etc. Dentro de estas técnicas se cuentan la electro-oculografía (EOG) y la electronistagmografía (ENG), con las cuales se puede conocer la dirección de la mirada con respecto a la cabeza y la velocidad del movimiento ocular, respectivamente. Para estos registros se utilizan electrodos de superficie colocados alrededor del ojo.

En general, pero no siempre, se llama electro-oculografía al método de registro de corriente directa (CD) para determinar la posición del ojo, mientras que al registro que incluye las fases rápida y lenta del reflejo del nistagmus se le llama electronistagmografía.

La electronistagmografía puede ser considerada como una aplicación de la electro-oculografía y es un método electrónico de monitoreo del movimiento ocular. Se utiliza para la evaluación diagnóstica de pacientes en los que existe sospecha de algún daño vestibular.

Schott, interesado en examinar el nistagmus, registró por primera vez en 1922 la posición del ojo, utilizando electrodos periorbitales de

cobre (colocados en la nariz y en la conjuntiva) y un galvanómetro de resorte.

En 1929 Meers utilizó un par de electrodos en forma de herradura, colocados en los temporales con la sección abierta hacia los ojos, y registró no sólo los movimientos laterales, sino que además pudo registrar los verticales, cuando colocaba los electrodos arriba y abajo del ojo. Aun cuando sus registros mostraban una polaridad opuesta, cuando la dirección de la mirada se invertía, no estudió la relación entre la amplitud y el ángulo de desviación del ojo con respecto al centro, probablemente debido a que su interés era estudiar el nistagmus. Él llamó a su técnica electronistagmografía, pero atribuía (erróneamente) el origen de la señal a la suma de los potenciales de acción de los músculos oculares.

Hasta 1930 existían tres principales teorías del origen de las señales que reflejaban la posición del ojo:

1. Algunos pensaban que la contracción de los músculos que ocasionaba la desviación del ojo, producía potenciales de acción que se sumaban y eran detectados por los electrodos.
2. Otros pensaban que dado que el galvanómetro de resorte utilizaba un flujo de corriente, los cambios en la resistencia del interelectrodo causaba que el galvanómetro sufriera una deflexión con las desviaciones de la mirada.
3. El tercer grupo suponía la existencia de un potencial constante entre la córnea y el fondo del ojo, y que el movimiento del mismo variaba el voltaje presente en los electrodos periorbitales.

En 1935-36 Mowrer demostró que la fuente de la señal electro-oculográfica era el potencial existente entre la córnea y la retina. Para hacerlo se basó en la lógica: si la señal la producía el cambio en la resistencia, el uso de electrodos transtemporales debería detectar el mismo cambio de resistencia de una desviación de la mirada hacia la derecha que hacia la izquierda, por lo tanto, el galvanómetro debería

desviarse en la misma dirección tanto para desviaciones oculares hacia la derecha como hacia la izquierda, sin embargo, el aparato se desviaba en direcciones opuestas.

Para agregar pruebas a la falsedad de la teoría de que la resistencia contribuye a la formación de la señal, registró el electro-oculograma con un amplificador de alta impedancia de entrada conectado al galvanómetro de resorte, de tal manera que el sujeto no condujera corriente alguna: los cambios de la mirada hacia la derecha y hacia la izquierda produjeron deflexiones opuestas en el registro.

Para probar que la suma de los potenciales de acción de los músculos oculares no eran la base del electro-oculograma, colocó electrodos transtemporales en un gato anestesiado y desvió los ojos pasivamente. El galvanómetro mostró deflexiones, relacionadas con la dirección del movimiento ocular, sin que existiera contracción muscular.

También demostró que la destrucción de la retina por inyección intraocular de un 5% de solución de ácido crómico, elimina por completo el voltaje producido por el movimiento pasivo del ojo.

## 8.1 Origen del EOG

El potencial corneorretinal mencionado en el capítulo anterior, constituye un dipolo constante que se propaga en un volumen conductor inhomogéneo (la cabeza). Si tomamos en cuenta este dipolo, es posible medir la posición del ojo, colocando electrodos de superficie a la derecha e izquierda del mismo (en la nariz y la sien) y midiendo la diferencia de potencial existente. En la figura 8.1 se muestra un esquema de la representación del dipolo, su circuito equivalente y el comportamiento de la diferencia de potencial, medida en diferentes ángulos de la mirada. Cuando se fija la mirada al frente, el dipolo está colocado en forma simétrica entre los dos electrodos, por lo que la salida del electro-

oculograma será cero. Cuando se desplace la mirada hacia la izquierda, la córnea (positiva de 0.4 a 1 mV con respecto a la retina) se acerca al electrodo de la izquierda haciéndolo más positivo. Dicho en otras palabras, cuando gira el ojo, el dipolo electrostático gira con él y ocasiona una variación en la diferencia de potencial en el plano normal al eje principal. Han existido diversos estudios para determinar la relación entre el voltaje y el ángulo de la mirada, en teoría existe una relación casi lineal entre el ángulo horizontal de la mirada y las salidas del EOG y el ENG hasta un arco de  $\pm 45^\circ$ . Con estas técnicas se puede lograr una resolución aproximada de un  $1^\circ$  de arco y el paciente puede estar con ojos abiertos o cerrados.

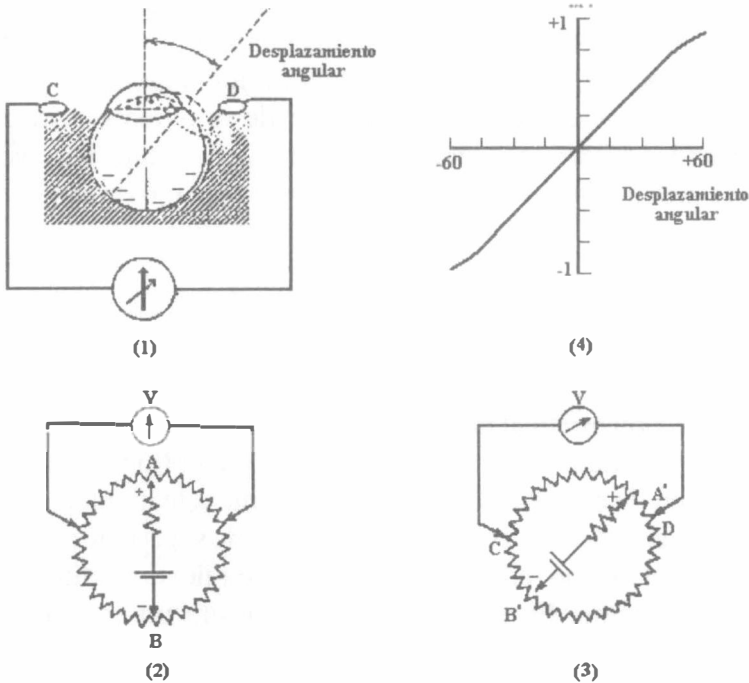


Figura 8.1. Potencial corneorretinal (1); su representación como circuito equivalente para mirada hacia el frente (2); para una desviación de la mirada a la derecha (3) y voltaje típico con respecto al ángulo de la mirada (4).

## 8.2 Origen del nistagmus

El sistema vestibular registra los movimientos de la cabeza por medio de los receptores localizados en el laberinto y el oído interno. Cuando existe algún daño en este sistema se emite información errónea del movimiento de la cabeza, aun cuando éste no se presenta, lo que ocasiona vértigo. Sin embargo, debido a que el daño vestibular no es la única causa de este tipo de afección, el diagnóstico de la enfermedad resulta difícil para el médico.

Para determinar si el vértigo se debe a daño vestibular, es necesario un examen del movimiento del ojo mediante el reflejo vestibulo-ocular (nistagmus), éste representa el camino neural directo que conecta a los receptores vestibulares de movimiento y los músculos del ojo. El reflejo está diseñado para generar los movimientos oculares que mantienen a los ojos fijos en un objetivo visual, durante un movimiento rápido de la cabeza. Cuando existe un daño en este sistema, se transmiten señales vestibulares erróneas hacia los músculos de los ojos, provocando movimientos inapropiados. Debe tomarse en cuenta que la fijación visual suprime fuertemente los movimientos oculares vestibulares, por lo que la observación directa hacia los ojos del paciente, no es una técnica confiable por sí sola para detectar movimientos oculares vestibulares anormales, ya que el hecho de tener los ojos abiertos permite la fijación. Es por esta razón que se requiere monitorear los movimientos con medios electrónicos y evitar la fijación, ya sea manteniendo al paciente con los ojos cerrados o bien en una obscuridad total.

## 8.3 Instrumentación para el registro del EOG y del ENG

### *Electrodos*

Algunos electrodos comúnmente usados para el registro del EOG y del ENG, consisten de una pequeña hojuela de plata-cloruro de plata montada en una cubierta plástica que mantiene al electrodo alejado de la piel. El espacio entre el electrodo y la piel se llena de electrólito (electrodo flotante). También pueden utilizarse electrodos de superficie de plata-cloruro de plata o de oro plateado (no polarizables).

Los electrodos pueden colocarse en los lados externos de los ojos (cerca de la sien) y un tercer electrodo de referencia en el puente de la nariz, con el fin de obtener registros separados del movimiento horizontal de cada ojo (figura 8.2.a). Si los electrodos se colocan ligeramente alejados de las sienes se reducen los artefactos causados por la actividad muscular.

Cuando se desea registrar movimientos verticales y horizontales de uno o ambos ojos, deben ser considerados los posibles errores producidos por el acoplamiento entre los ejes y la no linealidad de los registros. Para reducir este problema se ha introducido el concepto de “vector electro-oculográfico” que utiliza el acoplamiento cruzado mostrado en la figura 8.2.b. En esta técnica de registro se despliegan de manera simultánea las coordenadas “x” y “y” del movimiento ocular, y se cortocircuitan los dos electrodos superiores y los dos inferiores. Pueden observarse artefactos en el registro vertical debidos al movimiento del párpado.

### *Amplificadores*

Los potenciales registrados son del orden de 15 a 200  $\mu\text{V}$ , con sensibilidad nominal del orden de 4  $\mu\text{V}$  por grado de movimiento del ojo. El

sistema de registro nistagmográfico debe contar con una sensibilidad aproximada de  $5 \mu\text{V}/\text{mm}$ , impedancia de entrada de al menos  $1 \text{ M}\Omega$ , RRMC de 80 dB a 60 Hz y respuesta de frecuencia de 15 Hz ( $-3 \text{ dB}$ ). Se puede contar con un sistema de registro de tinta o termosensible de 40 mm de ancho por canal y una velocidad de papel de 10 mm/seg.

Hasta hace pocos años el problema de desplazamiento de la línea basal (cero volts), tanto de los electrodos como de los amplificadores, hacía del registro en CD una práctica difícil. Los patrones de movimiento durante la lectura (número de regresiones y duración de las fijaciones) pueden obtenerse mediante registros con constantes de tiempo de 3 a 10 segundos o más. La ventaja del registro en corriente alterna (CA) es que se obtienen registros de alta sensibilidad sin temor a encontrar desplazamientos de la línea basal.

En la actualidad los registros en CD son posibles gracias a la utilización de electrodos de plata-cloruro de plata sobre la piel preparada (limpieza con alcohol o acetona) y de amplificadores de alta impedancia de entrada (FET), así como por el uso de preamplificadores de alta RRMC, colocados cerca de la cabeza del sujeto y aterrizados mediante un electrodo en el lóbulo de la oreja. Los electrodos se fabrican con cable blindado para eliminar interferencias electromagnéticas.

### *Características del registro*

- El EOG se utiliza para movimientos de entre  $\pm 70^\circ$ .
- La linealidad se pierde de manera progresiva conforme el ángulo sobrepasa los  $30^\circ$ , especialmente en el registro vertical.
- La exactitud con electrodos de superficie es de  $\pm 1.5^\circ$  a  $2^\circ$ .
- Las fuentes principales de error son los artefactos musculares, las interferencias del parpadeo, la no-linealidad de la técnica y las variaciones en el potencial corneorretinal, debidas a la adaptación a la luz y al estado de alerta.

- Para estudios en animales, la estabilidad de la relación señal/ruido del EOG puede mejorarse mucho utilizando electrodos de aguja de platino en la piel de alrededor de la órbita, o utilizando electrodos de plata-cloruro de plata miniatura implantados de manera permanente en los huecos de la órbita ósea.
- El potencial puede ser mejorado cuando se integra el amplificador al electrodo, y se ensambla directamente a la piel para eliminar susceptibilidad al ruido y minimizar los requerimientos de blindaje.

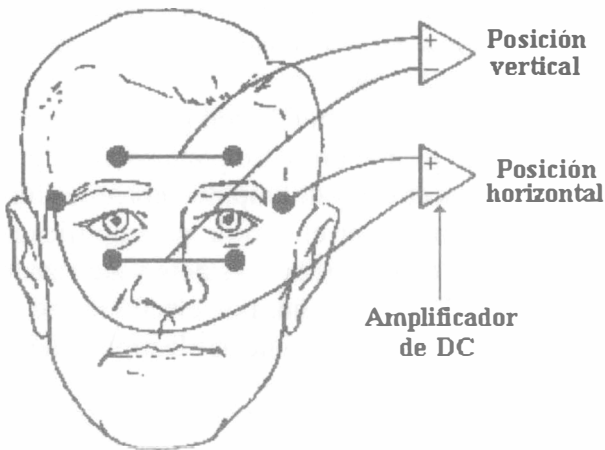


Figura 8.2. *Colocación de los electrodos para el registro conjugado horizontal y vertical.*

## 8.4 Pruebas nistagmográficas de pacientes

Entre las pruebas nistagmográficas de uso clínico se pueden mencionar: la calibración, las pruebas de posición y dirección de la mirada, las de rastreo y optocinética y la prueba calórica.

## Calibración

Antes de iniciar una prueba es necesario calibrar cada canal. Para hacerlo, se pide al paciente que dirija la mirada hacia un par de objetivos visuales separados entre sí en un cierto ángulo, usualmente  $20^\circ$  (movimiento ocular sacádico), y entonces se ajusta la ganancia para que ocurra una deflexión de  $1\text{mm}/^\circ$  de rotación del ojo.

Además de permitir la calibración del canal, este procedimiento es en sí mismo una prueba, ya que la forma de onda generada se ve modificada en algunos pacientes, como aquellos con daño cerebelar; durante esta prueba se puede observar una afección conocida como disimetría sacádica (figura 8.3).

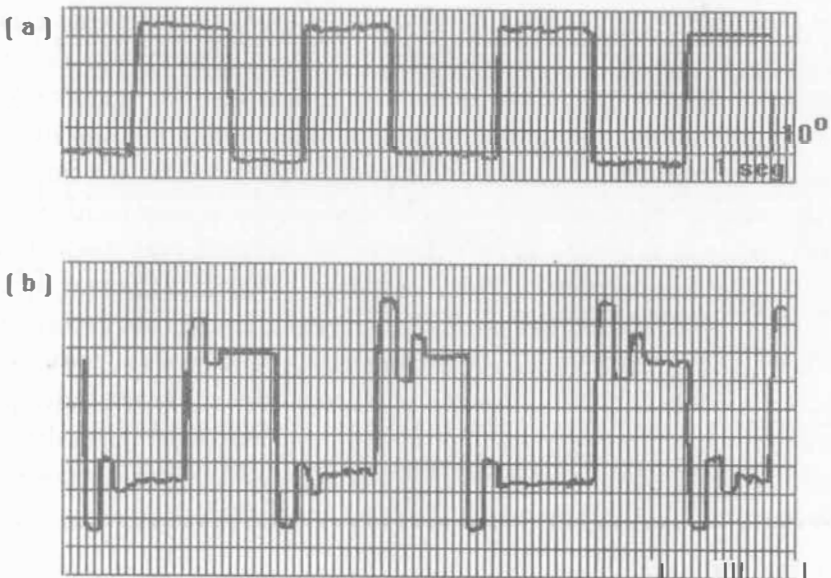


Figura 8.3. Movimientos oculares sacádicos: (a) individuo normal, (b) paciente con disimetría sacádica. En ambos casos se trata de movimiento horizontal, a la derecha sube y a la izquierda baja.

### *Pruebas de posición y dirección de la mirada*

En este tipo de prueba se monitorea al paciente mientras dirige la mirada hacia varios puntos (derecha, izquierda, arriba, abajo y al centro), en varias posiciones corporales (sentado, en posición supina, sobre el oído derecho, oído izquierdo y con la cabeza colgada) y con ojos abiertos y cerrados.

Se inspecciona el trazo del movimiento ocular para detectar nistagmus espontáneo, movimientos horizontales que avanzan y regresan, y que se presentan cuando existe daño vestibular. El nistagmus espontáneo es muy fuerte inmediatamente después de ocurrido el daño vestibular y va disminuyendo paulatinamente conforme el sistema nervioso central compensa el daño, para ello pueden transcurrir algunos días o semanas. El registro de este fenómeno está caracterizado por un movimiento rápido hacia la derecha o la izquierda (conocido como fase rápida del nistagmus), y un movimiento lento hacia el lado contrario (fase lenta), lo que genera una forma de onda tipo diente de sierra. En este tipo de pacientes, la fase rápida ocurre siempre del mismo lado, sin importar la dirección de la mirada, y es más intensa cuando ésta coincide con la dirección de la fase rápida. La manera más utilizada para medir la intensidad del fenómeno es la velocidad de la fase lenta (figura 8.4).

En la mayoría de los pacientes que presentan nistagmus espontáneo en la prueba de la mirada, el problema persiste en varias posiciones corporales. Sin embargo, algunos pacientes con daño vestibular presentan nistagmus espontáneo sólo en ciertas posiciones (generalmente cuando se recuestan sobre alguno de los oídos). La prueba de posición detecta nistagmus que de otra manera no se lograría.

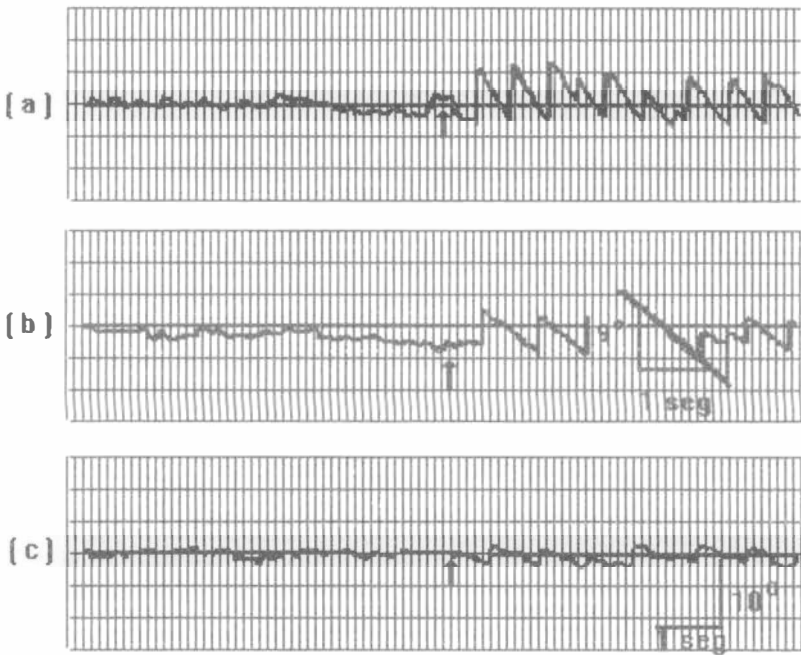
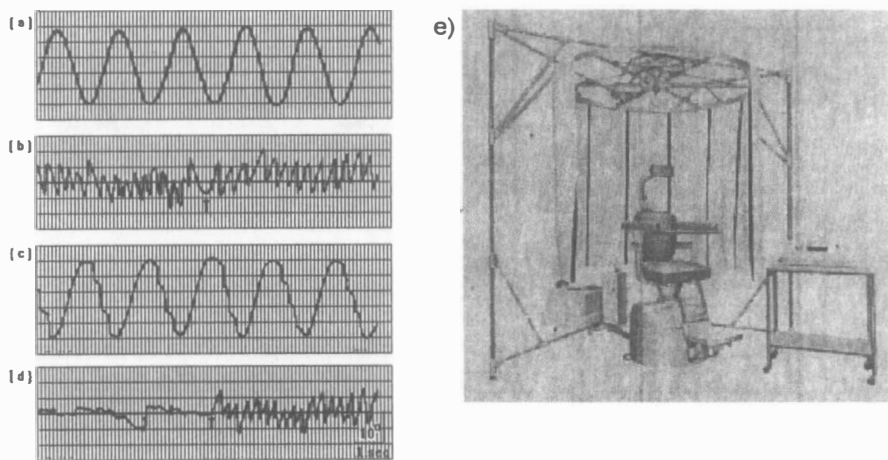


Figura 8.4. *Nistagmus espontáneo en un paciente con daño reciente en el laberinto izquierdo: (a) mirada hacia la derecha, (b) mirada al centro, (c) mirada hacia la izquierda. Se trata de movimiento horizontal que a la derecha sube y a la izquierda baja, mientras que a la derecha del indicador (flecha) se cierran los ojos.*

### ***Pruebas de rastreo y optocinética***

El sistema de persecución nos permite rastrear un objetivo visual en movimiento. En la prueba de rastreo, el paciente sigue con la mirada un objeto en movimiento, como puede ser una pelota de color brillante que se desplaza de un lado a otro en un resorte. Una persona normal puede seguir el objeto de manera exacta, produciendo una forma de onda senoidal casi perfecta.

En la prueba optocinética, el paciente observa una serie de líneas verticales que se mueven primero a la derecha y luego a la izquierda. El estímulo provoca nistagmus que consiste en fases lentas en dirección al movimiento de las líneas, interrumpidas por fases rápidas en dirección opuesta. En las personas normales, las velocidades de la fase lenta del nistagmus coinciden con la velocidad de movimiento de las líneas, tanto a la derecha como a la izquierda. Los pacientes con daño en el sistema de persecución no pueden dar seguimiento al movimiento de las líneas. En la figura 8.5 se muestra un estimulador para prueba optocinética, y un registro de esta prueba realizada en un paciente con daño unilateral en el sistema de persecución (asimetría optocinética).



*Figura 8.5. Movimiento ocular de rastreo y nistagmus optocinético: (a) rastreo de un individuo normal; (b) nistagmus optocinético del mismo individuo, las líneas se mueven a la izquierda en la sección izquierda de la flecha y a la derecha en la sección derecha; (c) rastreo de pacientes con el sistema de persecución izquierdo dañado; (d) nistagmus optocinético del mismo paciente. En todos los casos se trata de movimiento horizontal de los ojos, con deflexiones hacia arriba para movimientos a la derecha y hacia abajo para movimientos a la izquierda. (e) Estimulador optocinético.*

### *Prueba calórica*

La prueba calórica determina si el sistema vestibular responde a una estimulación. El estímulo natural para producir nistagmus es el movimiento de la cabeza, sin embargo, tiene el inconveniente de que actúa en ambos laberintos. Si consideramos que el daño vestibular es comúnmente unilateral, un estímulo de utilidad clínica para actuar en cada laberinto de forma independiente es la irrigación del canal auditivo externo con agua caliente y fría. El estímulo estándar consiste de 250 ml de agua a 30 y 44°C, aplicados durante 30 segundos; o bien 8 litros de aire a 24 y 50 °C aplicados durante 60 segundos. Para realizar la prueba se requiere un dispositivo llamado irrigador calórico.

El procedimiento es el siguiente: se coloca al paciente en posición supina con los ojos cerrados. Cada oído es irrigado en dos ocasiones (caliente y frío). El estímulo caliente provoca nistagmus con fase rápida en dirección al oído irrigado, y el estímulo frío lo inhibe provocando nistagmus con fase rápida en sentido contrario. El nistagmus ocurre aproximadamente 20 segundos después de la irrigación, crece durante los 40 segundos posteriores a la misma y desaparece después de varios minutos.

Una vez realizado el procedimiento anterior se mide y compara la intensidad de pico del nistagmus para cada respuesta. En los individuos normales las cuatro irrigaciones producen respuestas con intensidades de pico muy similares. En pacientes con daño crónico en un laberinto o nervio vestibular, el nistagmus provocado por la estimulación calórica es mucho más débil en el oído con daño que en el oído opuesto (debilidad unilateral).

## 8.5 Aplicaciones clínicas del EOG y del ENG

El electro-oculograma y el electronistagmograma pueden utilizarse en pruebas de vértigo; de reflejo del nistagmus; de nistagmus disociado, congénito o posicional; y en la detección de daños neurológicos, discriminando entre daño en el nervio vestibular, del laberinto y del sistema nervioso central para cada oído. Es poco posible identificar la etiología de algún daño utilizando únicamente el ENG, pero, en conjunto con una evaluación médica, la historia clínica del paciente, el examen clínico y otras pruebas de laboratorio, es de gran ayuda en la determinación de la posible etiología.

# Capítulo 9

## Impedancimetría

### Introducción

Durante el estudio de los eventos relacionados con la fisiología del organismo, muchas veces el investigador se encuentra con el problema de que no existe un transductor especializado para la medición de cierto fenómeno. Este hecho crea la necesidad del desarrollo de un método de transducción denominado *impedancimétrico*, que permite visualizar cambios en las características dieléctricas, de dimensión o conductividad. Su principal ventaja es que sólo requiere la aplicación de dos o más electrodos, esto ha generado un aumento en su uso para la medición de una gran variedad de eventos fisiológicos. Es muy práctico para el estudio de fenómenos que producen un gran cambio en una o más variables (que mencionaremos después), ya que la sola aplicación de los electrodos apropiados y la medición de la impedancia entre ellos, refleja variaciones temporales de parámetros como flujo sanguíneo, actividad cardíaca, volumen respiratorio, urinario, sanguíneo y renal, contracciones uterinas, actividad nerviosa, respuesta galvánica de la piel, volumen de las células sanguíneas, coagulación, presión sanguínea y salivación, entre otros.

En ocasiones la medición de la impedancia se divide en sus componentes resistivos y reactivos, en otras, se mide la impedancia total. Con frecuencia un solo cambio en la impedancia, con o sin resolución en sus

componentes, contiene información suficiente para describir el evento fisiológico de interés.

Las ventajas que ofrece esta técnica son las relacionadas con la aplicación de un método de medición indirecto usado en las ciencias biomédicas, y se indican a continuación:

1. No es necesario que el electrodo se inserte en la piel para llevar a cabo las mediciones.
2. La colocación de los electrodos es muy sencilla.
3. Debido a que en esta técnica no se requiere un transductor especializado, los electrodos en el medidor de impedancia se pueden emplear para registrar distintos eventos en animales y en el ser humano.
4. En ausencia de un transductor especializado, el tiempo de respuesta está en función del evento.
5. Si los electrodos son pequeños, ofrecen una molestia mínima al paciente y no modifican el fenómeno bajo estudio.
6. Los electrodos son escasamente afectados por cambios en la temperatura y presión barométrica. Por ello el método impedancimétrico resulta muy apropiado para el monitoreo de eventos que con frecuencia se encuentran sometidos a cambios en las condiciones ambientales.
7. En esta técnica no se miden los potenciales galvánicos generados cuando los electrodos metálicos entran en contacto con electrolitos (potenciales de media celda), por tanto, el problema de tener que cancelarlos es eliminado.
8. El empleo de sistemas de portadora permite el uso de amplificadores que incrementan la razón señal/ruido del sistema.

La impedancimetría también presenta algunas desventajas, la principal es que la señal se obtiene a cierta distancia del fenómeno en estudio, lo que altera la resolución y dificulta la calibración en términos fisiológicos.

Aun así, las señales sin calibración que reflejan en forma directa un evento fisiológico, pueden considerarse importantes en el monitoreo de cambios sujetos a una gran variedad de condiciones experimentales controladas.

## 9.1 Circuitos para medir la impedancia

Las variaciones de la impedancia del cuerpo, bajo la aplicación de una corriente eléctrica de alta frecuencia, permiten considerarlo como un conductor iónico de energía eléctrica, gracias a que la sangre es un buen conductor de esta electricidad en comparación con los otros tejidos. La disminución de la impedancia eléctrica se presenta cuando un volumen sanguíneo se introduce entre los electrodos de medición.

El término impedancia designa en forma generalizada a la resistencia que se mide bajo la aplicación de corriente alterna, en consecuencia, la impedancia puede cambiar en función de la frecuencia de la señal de excitación. Las frecuencias más usadas se encuentran en el rango de 20 - 100 kHz y la variación de la impedancia es principalmente resistiva.

Una vez que hemos identificado el principio de funcionamiento de esta técnica y que conocemos el comportamiento de la impedancia, estamos en condiciones de analizar los circuitos básicos para medición de la impedancia: el circuito puente y los circuitos bipolares y tetrapolares.

### *Circuito puente*

En este tipo de circuito, el puente es ajustado (balanceado) para que el voltaje de salida  $V_{sal}$  sea cero, cuando la impedancia (y el ángulo de fase) de R y C es equivalente a  $Z_0$ , esto hace que la salida sea propor-

cional a  $\Delta Z$ . El puente puede convertirse en un circuito de corriente constante haciendo  $Z_1$  alta con respecto a  $Z_0 + \Delta Z$ , lo cual significa que la corriente a través del sujeto es independiente de la impedancia del mismo ( $Z_0$ ).

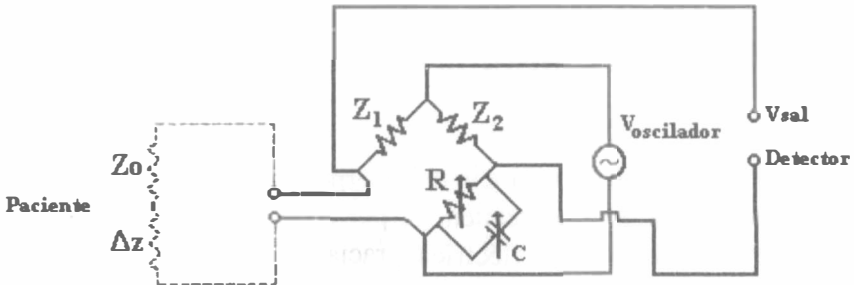


Figura 9.1. Circuito para medir impedancia en configuración de puente.

Cuando se emplean dos electrodos, se puede utilizar la configuración de la figura 9.1. En este caso, el oscilador de voltaje se aplica a dos esquinas opuestas del puente y el detector se conecta a las otras dos. Cuando se ajusta el valor de  $Z_1$  y  $Z_2$  para que sean iguales, el puente se convierte en un circuito de comparación; por tanto, el balanceo de la rama RC consiste en ajustar los valores de  $R$  y  $C$  para balancear el puente hacia la impedancia basal ( $Z_0$ ) entre las terminales de los electrodos, y así tener una salida  $V_{sal}$  igual a cero. Este balance convierte a la rama RC en el equivalente paralelo resistivo-reactivo del circuito formado por el electrodo-tejido. Por supuesto, estas equivalencias sólo son válidas para la frecuencia empleada en el oscilador.

En conclusión, con el circuito puente, los cambios de impedancia reflejan el evento fisiológico produciendo una variación en el voltaje de salida ( $V_{sal}$ ), éste, a su vez, tras ser amplificado y demodulado, es desplegado para producir un registro que representa los cambios en el

evento fisiológico bajo estudio. El voltaje  $V_{sal}$  se presenta ante un cambio en cualquiera de los componentes de la impedancia, ya sea resistivo, reactivo o ambos; y si se desea medir éstos en forma separada es necesario colocar un detector de fase.

### *Circuito simétrico bipolar de corriente constante*

Como se aprecia en la figura 9.2, consta de dos resistencias  $R$  cuyo valor debe ser muy alto en comparación con  $Z_0 + \Delta Z$ . Esta condición permite que la salida de voltaje ( $V_{sal}$ ) sea linealmente proporcional a  $Z_0 + \Delta Z$ , y que el circuito opere como una fuente de corriente constante para que la corriente a través del sujeto sea independiente de la impedancia del mismo ( $Z_0$ ).

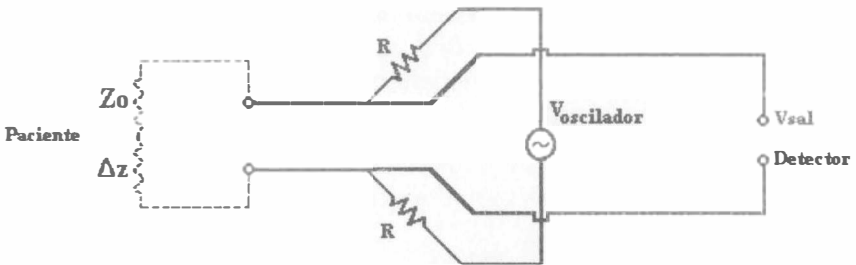


Figura 9.2. *Circuito simétrico bipolar de corriente constante.*

En este circuito, la corriente del oscilador es introducida de forma simétrica a los electrodos, a través de dos resistencias  $R$  que son de mucho mayor valor que el de la impedancia entre las terminales de los electrodos. Con esta configuración la corriente a través del sujeto está determinada por esas resistencias, mientras que el oscilador de voltaje  $V_{oscilador}$  es independiente de la impedancia del sistema sujeto-electrodo

$(Z_0 + \Delta Z)$ . El detector se conecta a través de los electrodos, y el voltaje presente es una función de la impedancia basal entre los electrodos ( $Z_0$ ) y de cualquier cambio en  $\Delta Z$  a raíz del evento fisiológico.

La demodulación de estas señales, después de la amplificación, proporciona información referente al evento bajo estudio.

### *Circuito tetrapolar de corriente constante*

Este circuito para medición de impedancia ofrece un buen nivel de exactitud, cuando se aplica de manera apropiada con una fuente de corriente constante que pueda eliminar todos los errores de impedancia provocados por el sistema electrodo-paciente. Fue implementado en 1884 para medir con exactitud la resistividad de electrolitos.

Con esta configuración (figura 9.3), la corriente se suministra al sujeto por medio de dos electrodos (1 y 4), que se encuentran conectados al oscilador de voltaje a través de dos resistencias ( $R$ ,  $R$ ), cuyo valor es muy alto comparado con la impedancia entre los electrodos 1 y 4. En forma alternativa, se puede emplear una fuente de corriente constante. El voltaje de salida ( $V_{sal}$ ) se obtiene desde dos electrodos para medir el potencial (2 y 3) y es proporcional a  $Z_0 + \Delta Z$ .

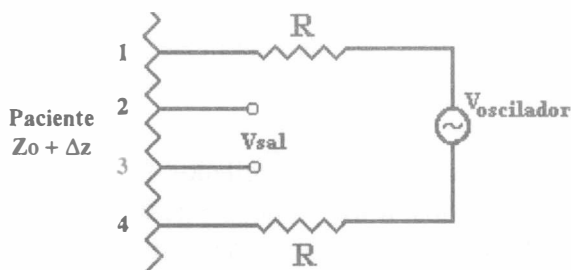


Figura 9.3. *Circuito tetrapolar de corriente constante.*

La corriente  $I$  es inyectada en el tejido por medio de dos electrodos (1 y 4) y el voltaje de salida  $V_{sal}$  se obtiene en los electrodos 2 y 3.

Cuando los electrodos de inyección de la corriente (1 y 4) están suficientemente espaciados con respecto a los electrodos de medición de potencial (2 y 3), existe una mayor posibilidad de obtener una distribución de corriente uniforme entre los electrodos de medición.

El voltaje ( $V_{sal}$ ) entre los electrodos 2 y 3 es proporcional a la corriente inyectada ( $I$ ), a la impedancia del tejido entre los electrodos 1 y 4, y a su separación, esto es:

$$V_{sal} = IZ_{23} \quad (9.1)$$

El método de calibración del sistema tetrapolar es simple, requiere desconectar los cuatro electrodos del sujeto y conectar los electrodos 2 y 3 a un resistor para calibración. El electrodo 1 se conecta al 2, el electrodo 4 se conecta al 3. Esto convierte el sistema tetrapolar en uno bipolar para llevar a cabo la calibración.

Cuando cualquiera de estos métodos (bipolar o tetrapolar) se emplean para evaluar algún fenómeno fisiológico, podemos realizar una selección entre la señal deseada y el nivel basal ( $Z_0$ ) eliminando la última. De esta manera (después de la demodulación) podemos visualizar el cambio de la impedancia, mediante un acoplamiento capacitivo con una constante de tiempo lo suficientemente larga.

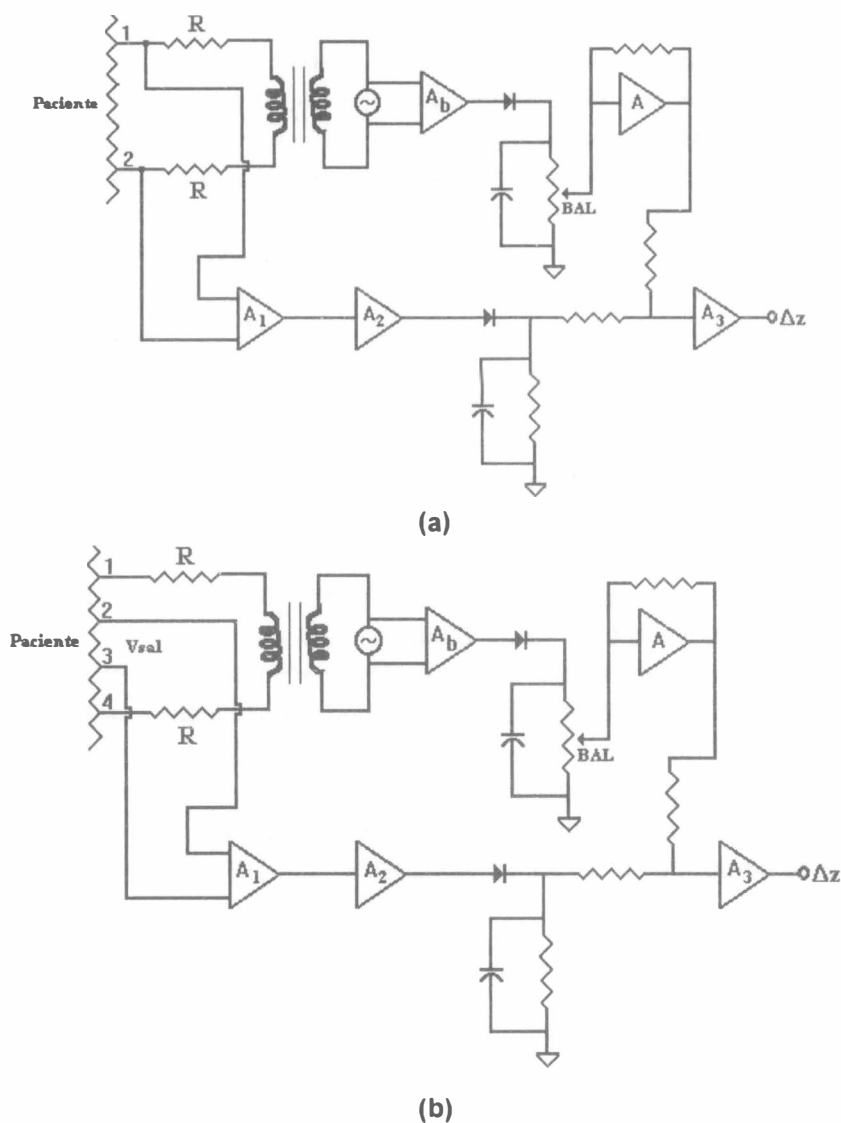


Figura 9.4. Circuito que permite un registro directamente acoplado con (a) un circuito simétrico bipolar y (b) un circuito tetrapolar de corriente constante.

La figura 9.4 muestra los diagramas de los circuitos bipolares y tetrapolares para medir impedancia, obsérvese que las fuentes de corriente constante se crean usando un oscilador conectado a un transformador, que transmite la corriente al sujeto vía dos resistores, cuyo valor es mucho mayor al de la impedancia del sujeto. El oscilador, a su vez, se conecta a un *buffer* amplificador ( $A_b$ ) que transmite su salida a un filtro-rectificador (demodulador) con una constante de tiempo grande. Desde este circuito se obtiene un voltaje directo proporcional a la impedancia basal  $Z_0$ . Esta señal se amplifica y conecta a un amplificador  $A_3$  para sustraer la señal de impedancia basal de la señal  $Z_0 + \Delta Z$ . El control de balance (BAL) ajusta la cancelación que se le aplica a esta señal, lo que permite llevar a cabo la selección de alguna de las componentes, en caso de ser necesario.

## 9.2 Consideraciones de seguridad

Siempre que se emplee la técnica impedancimétrica es necesario garantizar que la corriente aplicada no estimule o caliente el tejido en el cual se aplican los electrodos. Para esto es necesario analizar todas las estructuras que se encuentran entre los electrodos de estimulación (el tipo de músculo, los receptores sensoriales, glándulas y fluidos corporales). Los parámetros de estimulación eléctrica de los tejidos excitables pueden encontrarse con base en las curvas intensidad/duración, estas curvas indican los umbrales de corriente *versus* la duración requerida del estímulo para activar el tejido.

Cuando se utiliza una corriente senoidal alterna para esta técnica impedancimétrica, es necesario el empleo de frecuencias e intensidades que *no estimulen el tejido excitable*. Con este fin, la señal alterna de excitación se puede aplicar en forma de trenes de pulsos de corta

duración, la cual debe ser igual al período, es decir,  $1/\text{frecuencia}$ . Debido a que las curvas intensidad/duración ascienden conforme disminuye la duración del pulso, es obvio que el menor riesgo de estimulación se alcanza al aplicar corriente alterna de alta frecuencia. En la práctica, se emplean frecuencias entre 10 y 100 kHz.

Pero no sólo es necesario considerar la frecuencia de la señal de excitación: con corrientes de baja intensidad, el calentamiento del tejido deja de ser un problema. Esto es, corrientes que van de  $50 \mu\text{A}$ , con frecuencias sobre 1 kHz, hasta algunos miliamperes con frecuencias de 100 kHz son típicas. Por supuesto, la colocación de los electrodos con respecto al tejido excitable, constituye un importante factor en la toma de decisión respecto al nivel y frecuencia de la corriente aplicable. Por ejemplo, la estimulación del nervio frénico produce contracción tetánica del diafragma. Si aplicamos electrodos en el cuello y abdomen, y hacemos pasar una corriente de 50 mA, se presenta estimulación vagal disminuyendo la frecuencia cardíaca.



*Potenciales bioeléctricos: origen y registro*  
se terminó de imprimir en enero de 1998  
en Grupo Gráfico.  
La edición consta de 1000 ejemplares.







María del Rocío Ortiz Pedroza realizó sus estudios de licenciatura en Ingeniería Biomédica en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa (UAM-I), donde obtuvo el título correspondiente en 1988. Trabajó durante tres años en la Dirección General de Servicios Médicos del Departamento del

Distrito Federal como jefe de oficina de equipamiento médico, posteriormente como encargada del área de Ingeniería Biomédica de 5 hospitales y finalmente como Jefe de Mantenimiento y Servicios Generales del Hospital General «La Villa». En 1990 ingresó a la planta académica en el Área de Ingeniería Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la UAM-I. En 1991 inició sus estudios de maestría en Ingeniería Biomédica en la División de Ciencias Básicas e Ingeniería de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa y en 1994 recibió la Medalla al Mérito Universitario, otorgada por dicha universidad, por las calificaciones obtenidas. Ha impartido cursos en las líneas de circuitos eléctricos, instrumentación médica e ingeniería clínica. Su experiencia e interés en la investigación se centran en el monitoreo materno-fetal, mediante la aplicación de técnicas de registro y análisis de las señales electrocardiográficas abdominales y fonocardiográficas fetales.



Miguel Ángel Peña Castillo realizó sus estudios de licenciatura en Ingeniería Biomédica en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa (UAM-I), donde obtuvo el título correspondiente en 1988. Trabajó durante dos años como ingeniero responsable de la oficina de Investi-

gación y Desarrollo Tecnológico del Departamento de Bioingeniería en el Instituto Nacional de Perinatología. Tiene una antigüedad de 10 años como profesor investigador en el Área de Ingeniería Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la UAM-I. En 1996 obtuvo el grado de maestro en Ingeniería Biomédica en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa y en 1997 recibió la Medalla al Mérito Universitario, otorgada por dicha universidad, por las calificaciones obtenidas. Ha impartido cursos en las líneas de electrónica, instrumentación médica e ingeniería clínica. Su experiencia e interés en la investigación versan sobre el monitoreo materno-fetal, mediante la aplicación de técnicas de registro y análisis de las señales electrocardiográficas abdominales y fonocardiográficas fetales.

---

---

Los potenciales bioeléctricos son el resultado de la actividad eléctrica de las células excitables, y su registro proporciona información sobre el estado de éstas. Por tal motivo es importante el estudio y comprensión de su origen y formas de registro.

En este trabajo se pretende introducir al lector en el campo de la instrumentación biomédica dedicada al estudio de los potenciales bioeléctricos; para ello, el libro se ha dividido en 8 capítulos que abarcan tres grandes temas: el primero (origen) se aborda en el capítulo 1 y trata las propiedades de las membranas celulares y su participación en el origen y propagación del potencial de acción; el segundo (registro) se expone en los capítulos 2 y 3, y examina las bases teóricas de los transductores y los sistemas de acondicionamiento de la señal, incluyendo los requerimientos necesarios para garantizar un registro confiable; finalmente, el tercer tema (biopotenciales) comprende los capítulos 4, 5, 6, 7 y 8, en los cuales se describen los potenciales bioeléctricos de mayor uso clínico (ECG, EEG, EMG, ERG, EOG y los potenciales evocados), sus bases fisiológicas, características, técnicas de registro e información que aportan.

---

