
TB: Tecnologías Biomédicas

Universidad de Sevilla
2012

Tema II

Fundamentos Físicos

Usted es libre de copiar, distribuir y comunicar públicamente la obra y de hacer obras derivadas siempre que se cite la fuente y se respeten las condiciones de la licencia Attribution-Share alike de Creative Commons.

Texto completo de la licencia: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/es/>

Guión

1. Introducción
2. La membrana celular
3. Tejidos nervioso, muscular y cardiaco
4. Captación de biopotenciales
5. Referencias

1. Introducción

1. Objetivos
2. Breve referencia histórica
3. Conducción a través de medios orgánicos.

1.Introducción

1.Objetivos

Describir y modelar los fenómenos físicos del transporte iónico a través de la membrana celular.

Estudiar la génesis de los biopotenciales y describir los procesos que tienen lugar a nivel de membrana.

Modelar matemáticamente la captación de los biopotenciales.

Presentar técnicas de captación (EEG, EMG, ECG y otras) y características de un bioamplificador.

1.Introducción

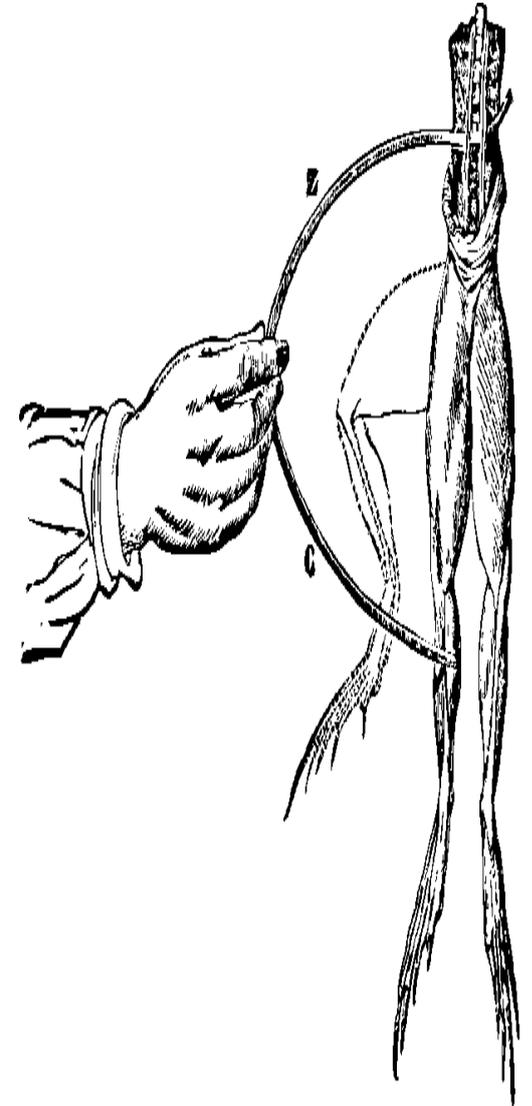
2. Breve introducción histórica

El pionero fue Galvani en 1775 que supuso que la “electricidad animal” conducida por un nervio provoca la contracción muscular.

(Video)

Volta en 1793 refutó la existencia de la “electricidad animal”.

E. Du Bois-Reymond mostró por primera vez la existencia de los campos eléctricos en los nervios.



<http://tedhuntington.com/bim.htm>

1.Introducción

3. Conducción a través de medios orgánicos

¿Cuál es el origen de la bioelectricidad?

El cuerpo humano está formado por células que se agrupan en tejidos.

La membrana celular separa el medio interno del exterior.

Todas las células están rodeadas de líquido extracelular (LEC) y encierran líquido (LIC), cuyo principal componente es el agua.

Disuelto en el agua existen diferentes sustancias tales como proteínas, enzimas, iones, etc. y las concentraciones de éstas pueden variar entre el LIC y el LEC.

Por tanto existen, dentro del organismo, compartimentos líquidos con propiedades ligeramente diferentes.

1.Introducción

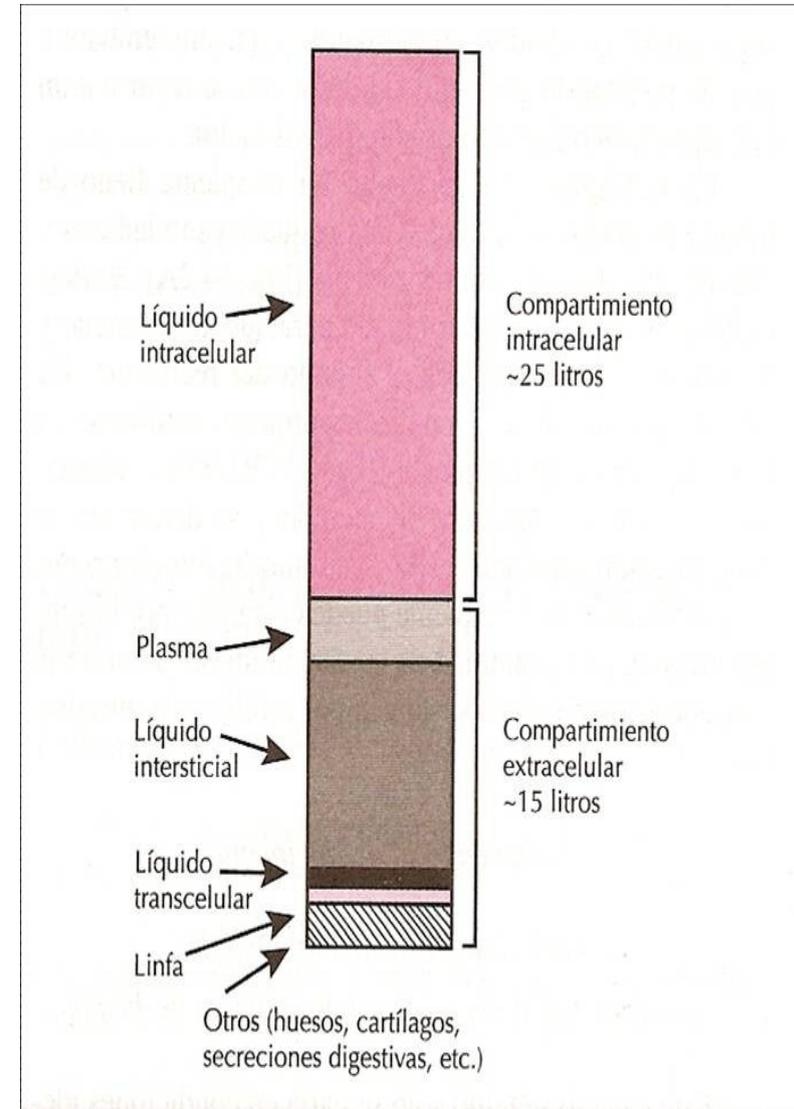
3.Conducción a través de medios orgánicos

Compartimentos líquidos

- El componente principal es el agua
Existen iones (cationes, aniones) cuyas concentraciones varían entre los compartimentos.
- Líquido intracelular (25 l)
- Líquido extracelular: (15l)
 - Líquido intersticial (cerca del 80% del LEC)
 - Plasma (3l)
 - Linfa, LCR, sinovial, secreciones digestivas, intraocular, ..)

Interfase Membrana-Barrera Capilar

- Barreras
 - Membrana plasmática (LIC-Líquido intersticial)
 - Barrera Capilar(Plasma-Líquido Intersticial)
 - Barrera Hemato-encefálica (LCR -plasma sanguíneo)



1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Concentraciones típicas en algunos compartimentos

<i>ION</i>	<i>PLASMA (meq/l)</i>	<i>LÍQUIDO INTERSTICIAL (meq/l)</i>	<i>LÍQUIDO INTRACELULAR (meq/l)</i>
Na+	144	137	10
K+	5	4.7	141
Cl-	107	112.7	4
Ca⁺⁺	5	4.8	0

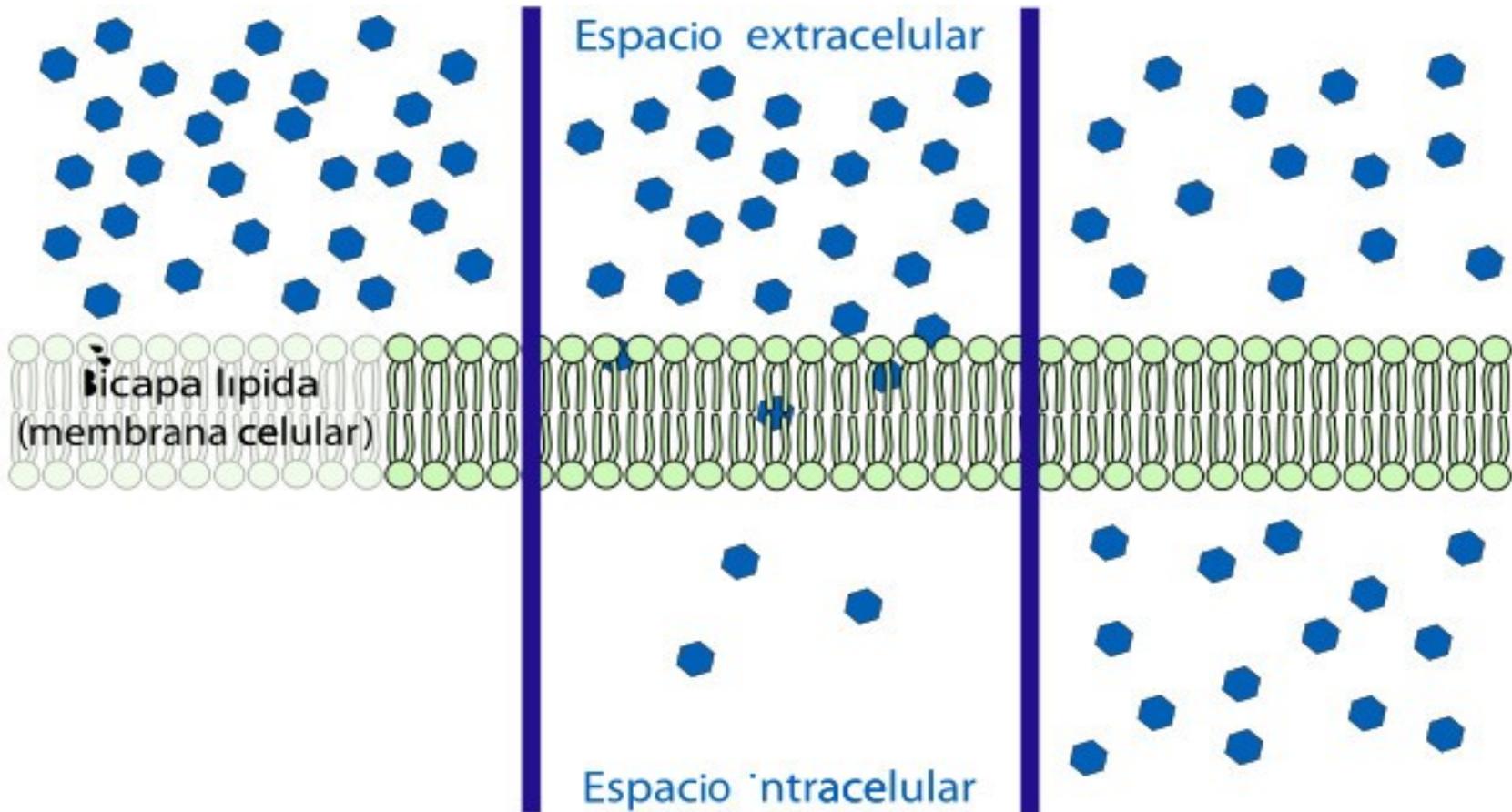
La diferencia de concentración produce movimiento por difusión de los iones y, por tanto, corriente eléctrica.

Los iones presenta menor movilidad que los electrones.

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Difusión



TIEMPO

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Difusión iónica

Desplazamiento de iones por variaciones espaciales en su concentración.

El movimiento de los iones crea un flujo molar

$$j_d \propto -\frac{\Delta C}{\Delta x}$$

El signo menos indica que el flujo se dirige desde la región de mayor concentración a la de menor.

Para $\Delta x \rightarrow 0$

$$j_d = -D \frac{\partial C}{\partial x} \quad 1^{\text{a}} \text{ Ley de Fick}$$

Si el gradiente de concentración es constante (como ocurre en estacionario): $j_d = -P \Delta C$

P es la permeabilidad y se relaciona con la constante D/d (Ley de Fick y la separación de los medios)

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Difusión iónica

En realidad j es un vector:

$$\vec{j}_d \propto \vec{\nabla} C$$

Además, el flujo de moles crea un flujo de corriente por difusión depende de

- La fuerza que el gradiente de concentración ejerce sobre los iones de un “elemento de volumen”, $(RT/C) dC/dx$ (ley de los gases perfectos),
- la velocidad con la éstos se mueven gracias a ésta en un medio con movilidad μ , y
- la carga de dicho “elemento” FzC

$$j_d = -\mu RT F z \frac{dC}{dx} = -D F z \frac{dC}{dx}$$

$$\vec{j}_d = -\mu RT F z \vec{\nabla} C$$

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Corriente por gradiente de potencial

Una carga q en un campo de potencial eléctrico experimenta una fuerza:

$$F = -q \frac{du}{dx}$$

La densidad de corriente eléctrica es proporcional a la fuerza eléctrica

$$j \propto F$$

Por tanto

$$j_E = -\mu C F^2 z^2 \frac{du}{dx}$$

$$\vec{j}_E = -\mu C F^2 z^2 \vec{\nabla} u$$

1. Introducción

3. Conducción a través de medios orgánicos

Corriente total $j = -\mu F Z \left(RT \frac{dC}{dx} + F z C \frac{du}{dx} \right)$

Potencial de equilibrio. La densidad de corriente total en equilibrio es nula.

$$\frac{du}{dx} = -\frac{RT}{Fz} \frac{1}{C} \frac{dC}{dx} = -\frac{RT}{Fz} \frac{d \ln C}{dx}$$

Potencial de equilibrio (Nernst)

$$\Delta u = u_E - u_I = -\frac{RT}{Fz} \ln \frac{C_E}{C_I}$$

<http://www.nernstgoldman.physiology.arizona.edu/launch/>

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

Para diferentes especies iónicas la corriente total sería

$$j = -F \sum \left(RT \mu_i z_i \frac{dC_i}{dx} + \mu_i F z_i^2 C_i \frac{du_i}{dx} \right)$$

Si existen n especies iónicas capaces de difundir a través de la interfase

$$u_E - u_I = -\frac{RT}{F z_1} \ln \frac{C_{E1}}{C_{I1}} = \dots = -\frac{RT}{F z_1} \ln \frac{C_{EN}}{C_{IN}}$$

$$\left[\frac{C_{E1}}{C_{I1}} \right]^{\frac{1}{z_1}} = \dots = \left[\frac{C_{EN}}{C_{IN}} \right]^{\frac{1}{z_N}}$$

Ecuación de Donnan

Midiendo las concentraciones de iones Na^+ , K^+ , Cl^- extracelulares (E), se pueden determinar las concentraciones intracelulares (I), y con ambas, el potencial. Teóricamente da -10.5 mV frente a los -80mV del valor experimental.

2.La membrana celular

3.Potencial de reposo

Ecuación de Goldman

Parte de la intensidad iónica y eléctrica y supone un potencial lineal a través de la membrana de espesor δ

Equilibrio en la membrana para todas las especies iónicas.

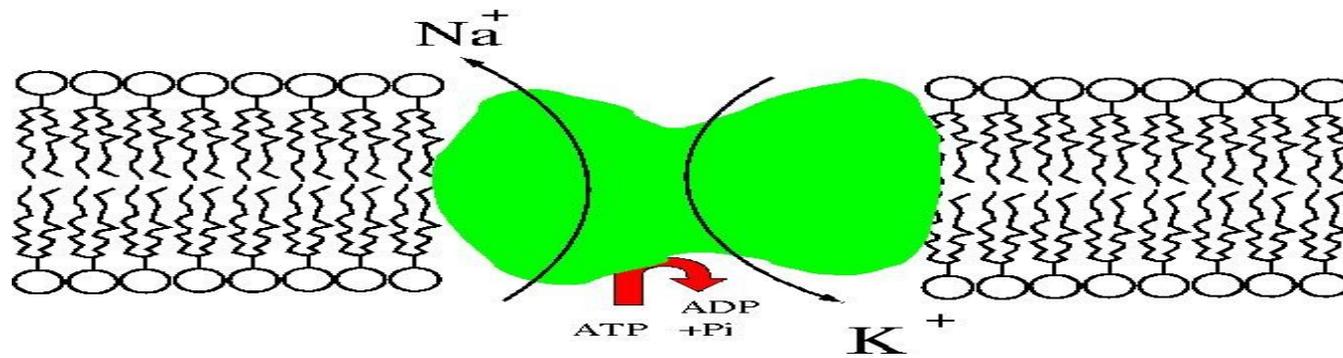
$$U_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{Na} [Na]_E + P_K [K]_E + P_{Cl} [Cl]_I}{P_{Na} [Na]_I + P_K [K]_I + P_{Cl} [Cl]_E}$$

<http://www.nernstgoldman.physiology.arizona.edu/launch>

1.Introducción

3.Conducción a través de medios orgánicos

La diferencia entre el potencial de reposo determinado y el experimental se debe a la existencia de bombas transportadoras que alteran las concentraciones intra-extra celulares debidas a los fenómenos de difusión y potencial.



2.La membrana celular

1. Estructura
2. Transporte a través de la membrana celular
3. Potencial de reposo
4. Modelo eléctrico de la membrana
5. Potencial de acción

2. La membrana celular

1. Estructura

Espesor 75-100 A

Fosfolípidos (55%), colesterol ,
otros lípidos y carbohidratos.

2 capas moléculas lipídicas
orientadas

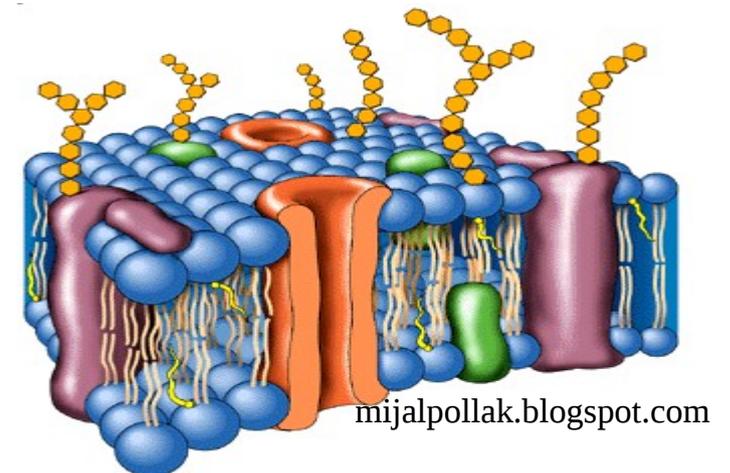
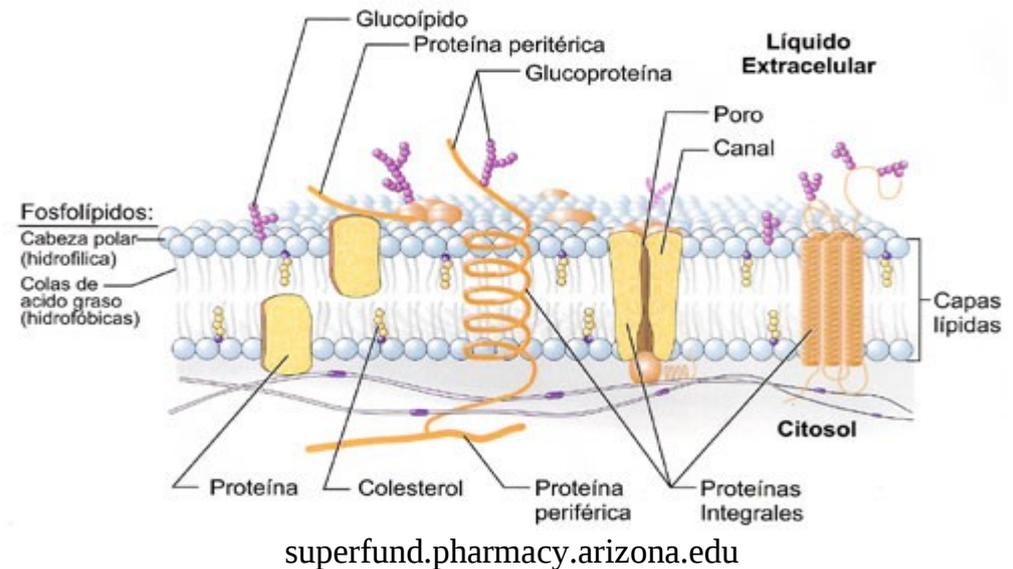
Moléculas de proteínas.

Moléculas de canal:

Poros deformables

Poros de sección invariable

Bombas Na-K y Ca (en fibras
musculares)



2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

- Transporte pasivo
 - Ósmosis
 - Difusión (*)
 - Campo eléctrico (*)
- Transporte activo
 - Bombas transportadoras (*)
 - Secundario
- Transporte en masa
 - Endocitosis
 - Exocitosis (*)

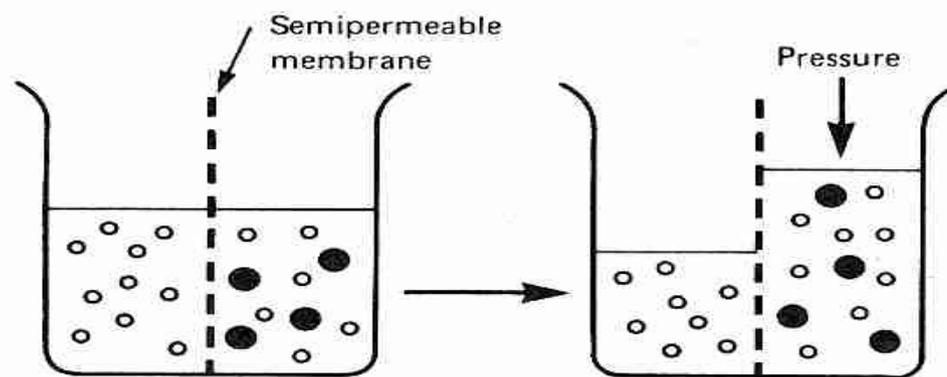
2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

Transporte pasivo: Ósmosis

Circulación de agua a través de la membrana.

Se produce por la diferencia de presión del agua entre dos medios separados por una membrana semipermeable que impide el paso de solutos.



No debe existir presión hidrostática a través de la membrana porque ésta estallaría (isotónicas).

<http://www.youtube.com/watch?v=sdiJtDRJQEc&NR=1>

<http://www.youtube.com/watch?v=oONjIH39uUw&NR=1>

2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

Transporte pasivo: difusión y campo eléctrico

Para los potenciales intervienen fundamentalmente las concentraciones de tres iones:

Na^+ : Mayor concentración extracelular. El campo eléctrico y la difusión tiende a introducirlo en la célula. Bomba de Na^+ .

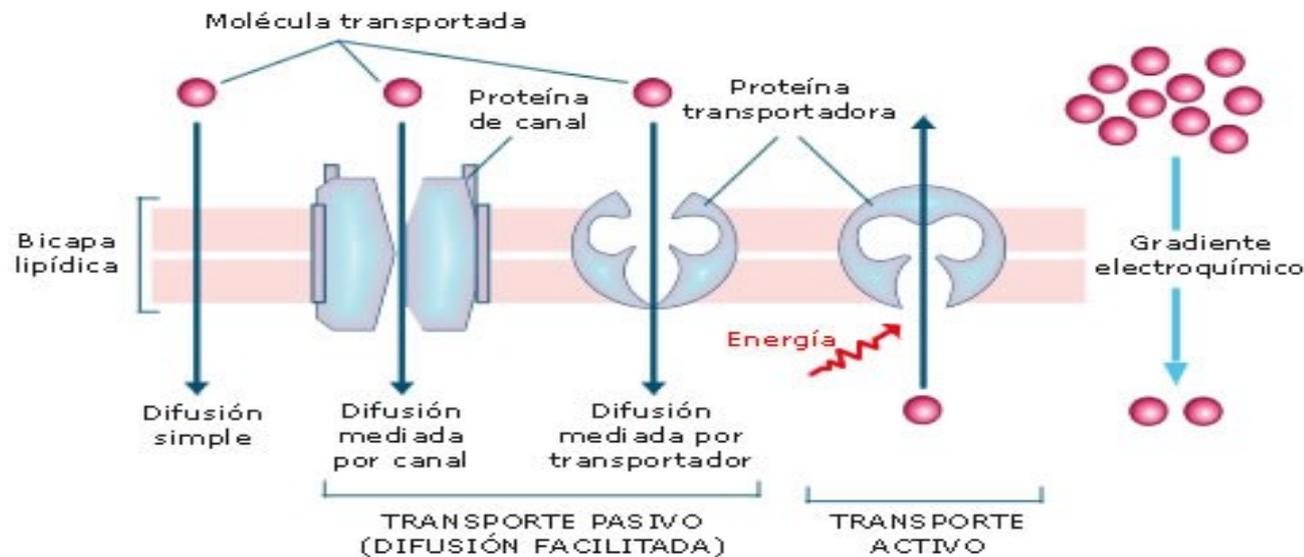
K^+ : Mayor concentración intracelular. El campo eléctrico tiende a introducir K^+ en el interior pero la difusión tiene sentido opuesto. En la realidad el transporte por difusión es superior al eléctrico, por lo que la diferencia es suministrada por la bomba de K^+ .

Cl^- : Mayor concentración extracelular. El campo eléctrico actúa en sentido opuesto a la difusión. Existe equilibrio entre ambos. No hay bomba de Cl^- .

2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

- Tipos de difusión
- Difusión simple (alcoholes,..)
- Difusión facilitada
 - Por canal (proteína que abre y cierra el paso de las moléculas)
 - Por transportador



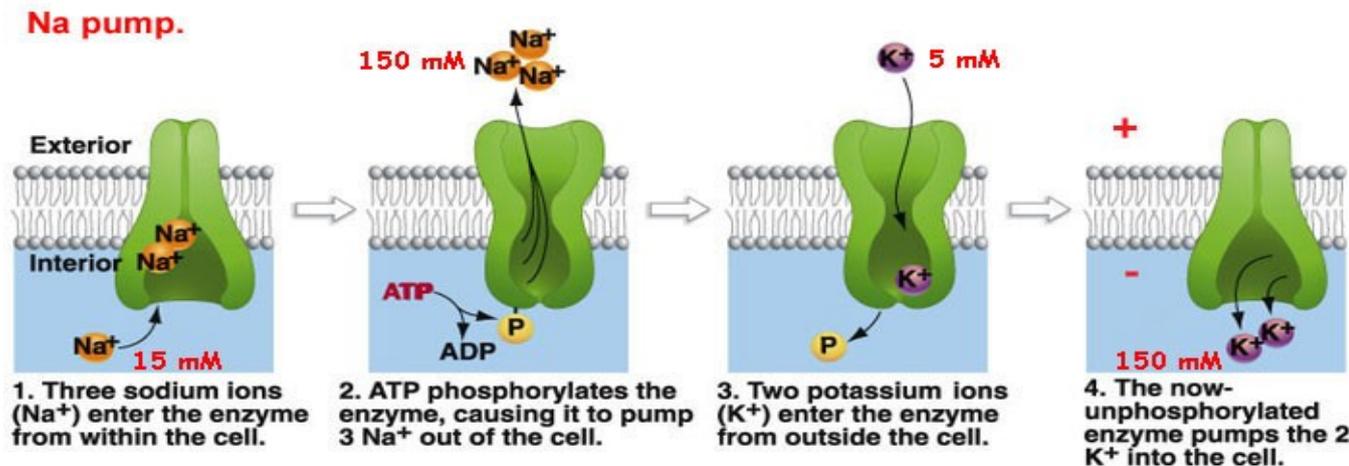
recursos.cnice.mec.es

2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

- Transporte activo: bombas transportadoras
- Proteínas transportadoras que consumen ATP
 - Dos puntos receptores de K^+ en el exterior
 - Tres puntos receptores de Na^+ en el interior
 - Actividad enzimática en los puntos de fijación del Na^+ para segmentar el ATP.
- Bombas de Ca^{++} en fibras musculares.

<http://www.youtube.com/watch?v=STzOiRqzzL4&NR=1>



<http://www.youtube.com/watch?v=yz7EHJFDEJs>

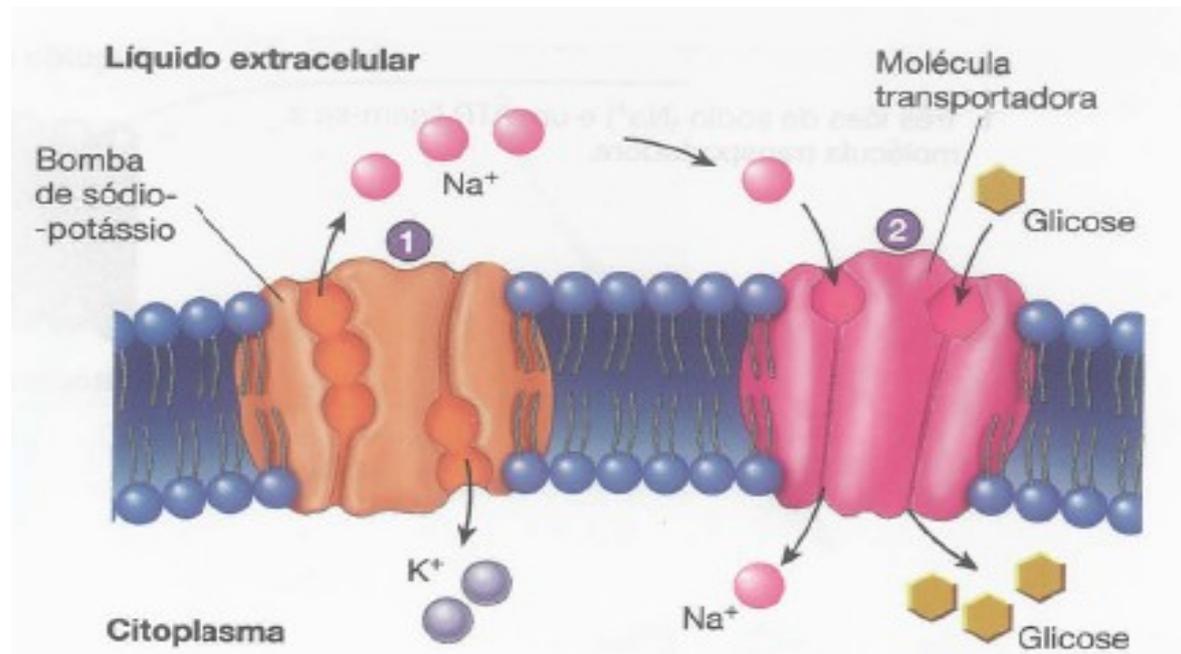
<http://www.youtube.com/watch?v=SBYeTZKAR1Q>

2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

Transporte activo secundario

Es el transporte de sustancias (aminoácidos y glucosa), cuya energía requerida deriva del gradiente de concentración de los iones sodio de la membrana celular (Bomba Glucosa/Sodio ATPasa).



2.La membrana celular

2.Transporte a través de la membrana celular

Transporte en masa

bionova.org.es

Endocitosis

Exocitosis

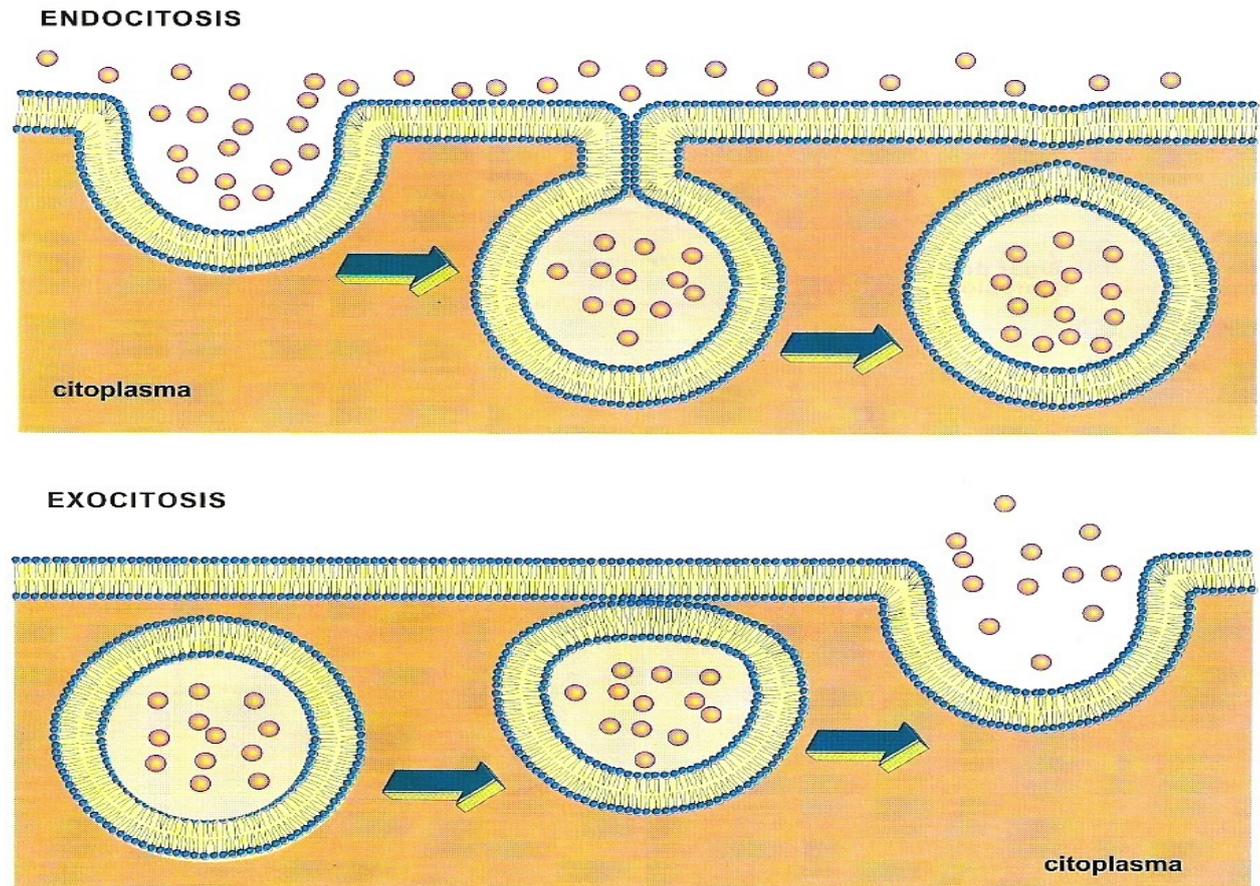


Figura 12.7

<http://www.youtube.com/watch?v=4gLtk8Yc1Zc>

2. La membrana celular

3. Potencial de reposo

Equilibrio dinámico de la membrana (debe incluir el efecto de las bombas de Na/K)

$$j = j_B - \mu Fz \left(RT \frac{dC}{dx} + FzC \frac{du}{dx} \right) = 0$$

Para cada especie: $j_{B_{Na}} - \mu_{Na} Fz \left(RT \frac{dC}{dx} + FzC \frac{du}{dx} \right) = 0$

$$j_{B_K} - \mu_K Fz \left(RT \frac{dC}{dx} + FzC \frac{du}{dx} \right) = 0$$

$$\mu_{Cl} Fz \left(RT \frac{dC}{dx} + FzC \frac{du}{dx} \right) = 0$$

Resolviendo la ecuación para $C(x)$, tomando $C(x=0) = C_E$ (concentración extracelular), despejando el potencial de membrana e igualando para las tres especies iónicas, se obtiene:

$$\frac{\mu_{Na} \left([Cl]_E [Na]_E - [Cl]_I [Na]_I \right)}{\mu_K \left([Cl]_E [K]_E - [Cl]_I [K]_I \right)} = \frac{j_{B_{Na}}}{j_{B_K}} = \Gamma$$

Desequilibrio del cloruro sódico

Desequilibrio del cloruro potásico

2.La membrana celular

3.Potencial de reposo

Medidas experimentales (axón del calamar)

<i>ION</i>	<i>INTRACELULAR (meq/l)</i>	<i>EXTRACELULAR (meq/l)</i>	<i>POTENCIAL EQUILIBRIO (mV) Nernst</i>
Na+	50	440	54
K+	400	20	-75
Cl-	40	500	-63
Potencial reposo medido: -60mV Factor de acoplamiento: $\Gamma = -1.5$ Relación movilidades Na/K = 0.037			

Factor de acoplamiento medido $\Gamma = -1.35$

Relación bomba 2K+ frente a 3Na+

2.La membrana celular

3.Potencial de reposo

Ecuación de Goldman modificada.

Incluye el efecto de las bombas (J_p).

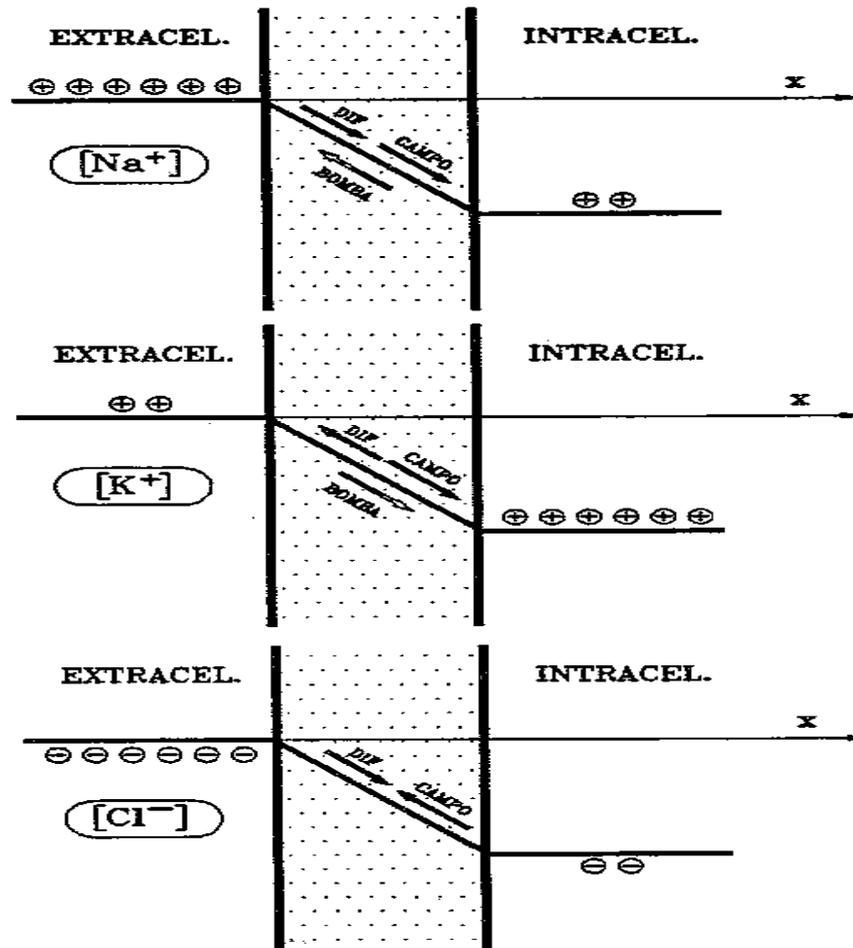
$$U_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{Na} [Na]_E + P_K [K]_E + P_{Cl} [Cl]_I - \frac{RT}{F^2} \left(\frac{J_p}{U_m} \right)}{P_{Na} [Na]_I + P_K [K]_I + P_{Cl} [Cl]_E - \frac{RT}{F^2} \left(\frac{J_p}{U_m} \right)}$$

El efecto que las corrientes de bombeo tiene sobre U_m es pequeño.

2.La membrana celular

3.Potencial de reposo

Ilustración del equilibrio dinámico



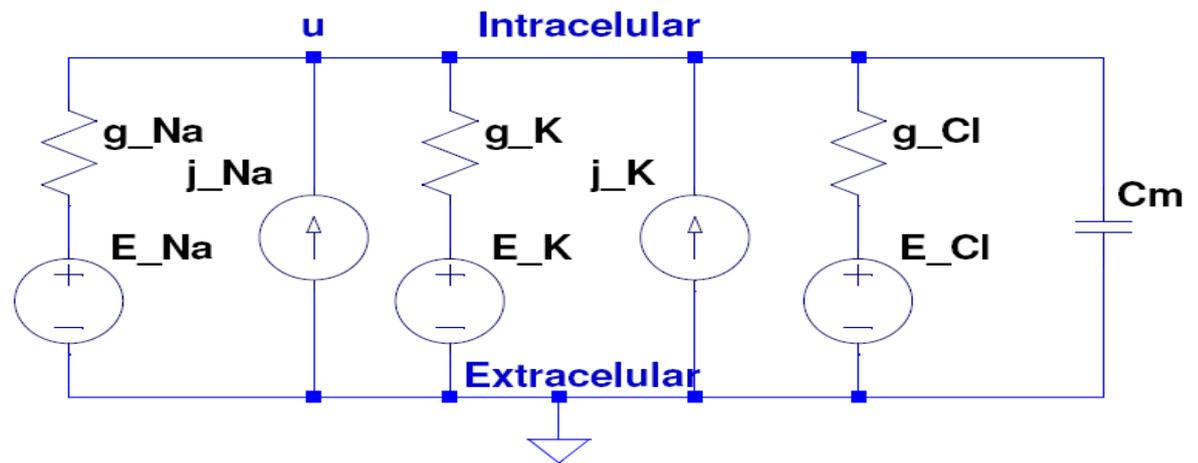
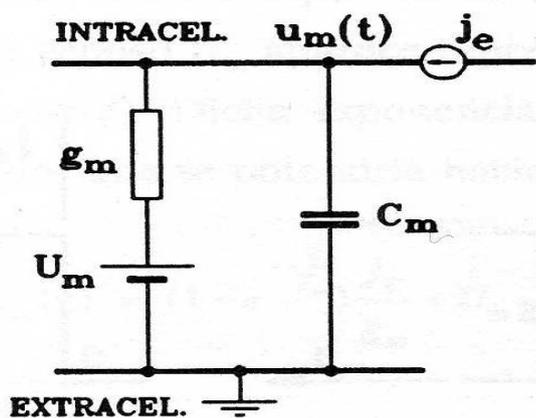
2. La membrana celular

4. Modelo eléctrico de la membrana

En equilibrio, la membrana se encuentra POLARIZADA, $V=U_m$

Si aumenta el potencial intracelular (DESPOLARIZACIÓN) y aparece flujo de corriente por la membrana.

Si disminuye el potencial intracelular (HIPERPOLARIZACIÓN). Ahora el flujo de corriente tiene sentido opuesto al de la despolarización.



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

En la membrana existen canales (proteínas, lípidos) que pueden abrirse o cerrarse permitiendo el flujo de iones entre los medios que separa la membrana.

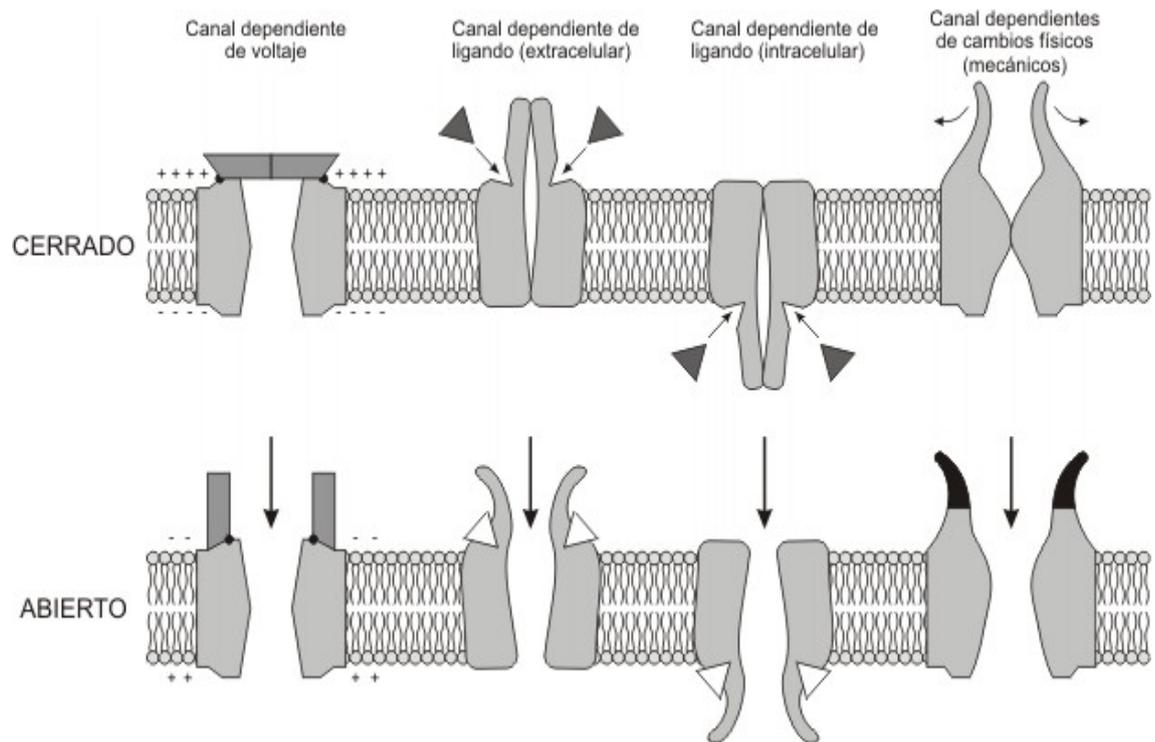
Dos tipos de canales:

-Rezumamiento (siempre abiertos)

-Puerta (estímulo)

El estímulo puede ser:

- Voltaje
- Químico
- Mecánico
- Luminoso



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

Un estímulo provoca la apertura del canal y permite el flujo de iones, los cuales alteran, de forma local, el potencial de reposo de la membrana.

Cuanto mayor sea el número de canales estimulados por unidad de área, mayor será la alteración de dicho potencial de reposo.

Los estímulos pueden ser despolarizantes si tienden a incrementar el potencial de reposo de la membrana o hiperpolarizantes si tienden a hacerlo más negativo.

El potencial de la membrana vuelve a su valor de reposo un cierto tiempo después de la recepción del estímulo.

Existen células especializadas (neuronas y fibras musculares) que poseen membranas excitables que experimentan cambios transitorios en respuesta a estímulos despolarizantes y que generan el **potencial de acción**.

2. La membrana celular

5. Potencial de acción

El potencial de acción se produce si el potencial de membrana asociado estímulo despolarizante supera un cierto umbral (-60mV para neuronas y -30mV para células musculares).

Si el estímulo no supera el umbral (estimulación subumbral) no se genera el potencial de acción. Se retorna al potencial de reposo.

Si el estímulo supera el umbral (estimulación supraumbral), se genera el potencial de acción.

El umbral se puede superar aplicando secuencias de estímulos supraumbrales mientras que entre cada pareja de estímulos la membrana no haya retornado al reposo.

2. La membrana celular

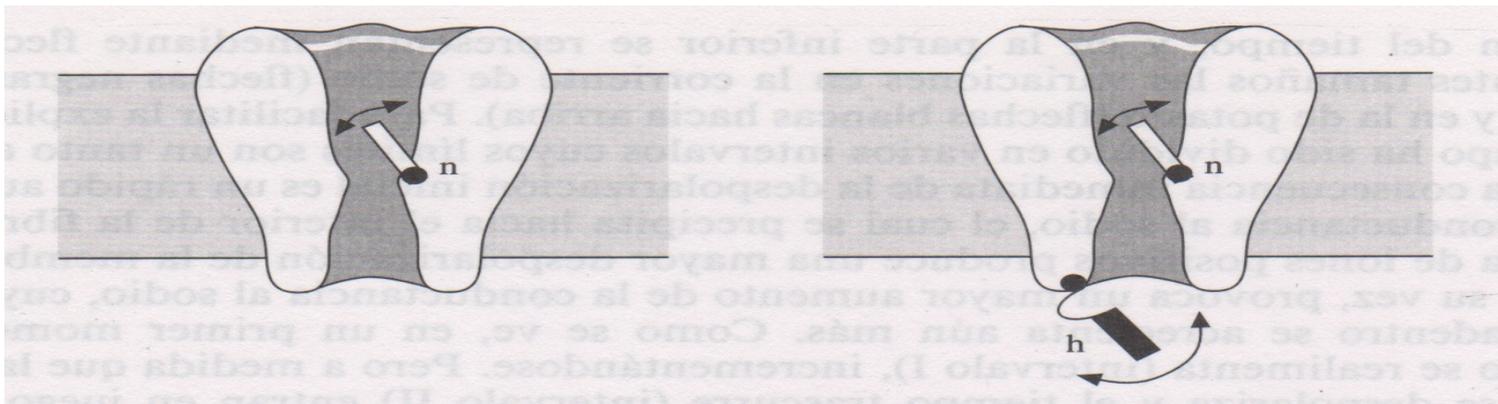
5. Potencial de acción

Existen canales específicos para el Na y el K.

El canal de voltaje del Na tiene dos puertas: activación e inactivación.

En una membrana en reposo la puerta de inactivación está abierta, mientras que la de activación está cerrada.

El canal de voltaje del K tiene una puerta de activación que está cerrada cuando la membrana está en reposo.



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

Descripción cualitativa de los fenómenos que ocurren durante el potencial de acción:

Pasado el umbral, se produce la fase de DESPOLARIZACIÓN

- Apertura de los canales de Na (cuanto mayor sea el potencial más permeabilidad presenta la membrana) que entran por difusión y empujados por el campo eléctrico.
- El potencial intracelular crece al aumentar la concentración de Na alcanzando un potencial similar al del reposo del ión Na⁺ (55mV). Esto produce su freno y el cierre de las vías de sodio (puerta inactivación).

A continuación se produce la apertura retardada de las vías de potasio (REPOLARIZACIÓN), que sale al medio extracelular (por difusión y campo).

- El potencial de membrana disminuye hasta alcanzar un potencial parecido al del equilibrio del potasio (-75mV).
- Disminuye el flujo y el potencial de membrana retorna al de reposo.

<http://www.youtube.com/watch?v=w5uaZ2nV0qg>

<http://www.blackwellpublishing.com/matthews/channel.html>

2. La membrana celular

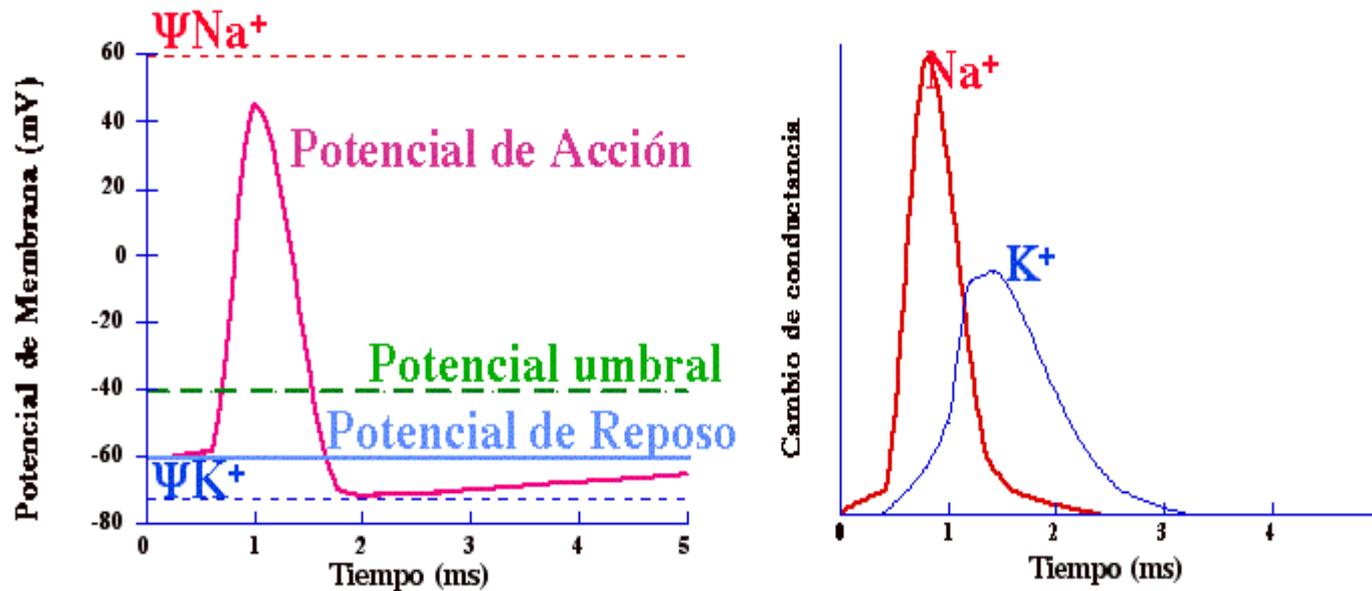
5. Potencial de acción

Descripción cualitativa (cont).

Simulador (<http://www.unm.edu/~toolson/435ap.html>)

Potencial de Acción

1952, Hodgkin y Huxley



unizar.es

2. La membrana celular

5. Potencial de acción

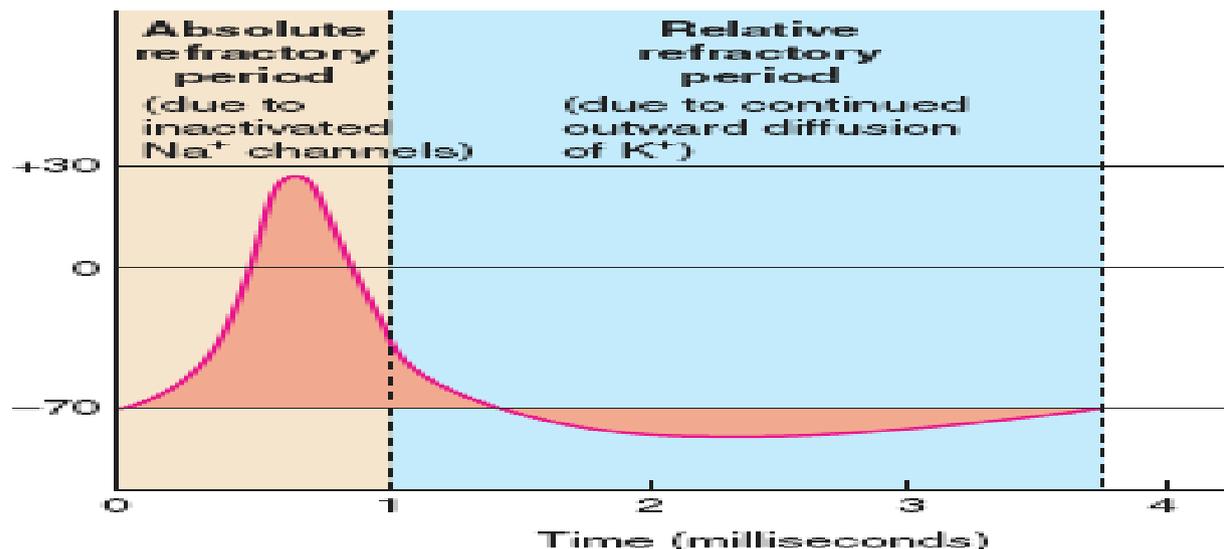
Periodos refractarios

Tiempo entre estímulos

Periodo refractario absoluto. La membrana no responde al estímulo independientemente de la intensidad del mismo.

Periodo refractario relativo. Se genera un nuevo PA aplicando estímulos de mayor amplitud. El PA es menor debido a que los canales de potasio están todavía abiertos.

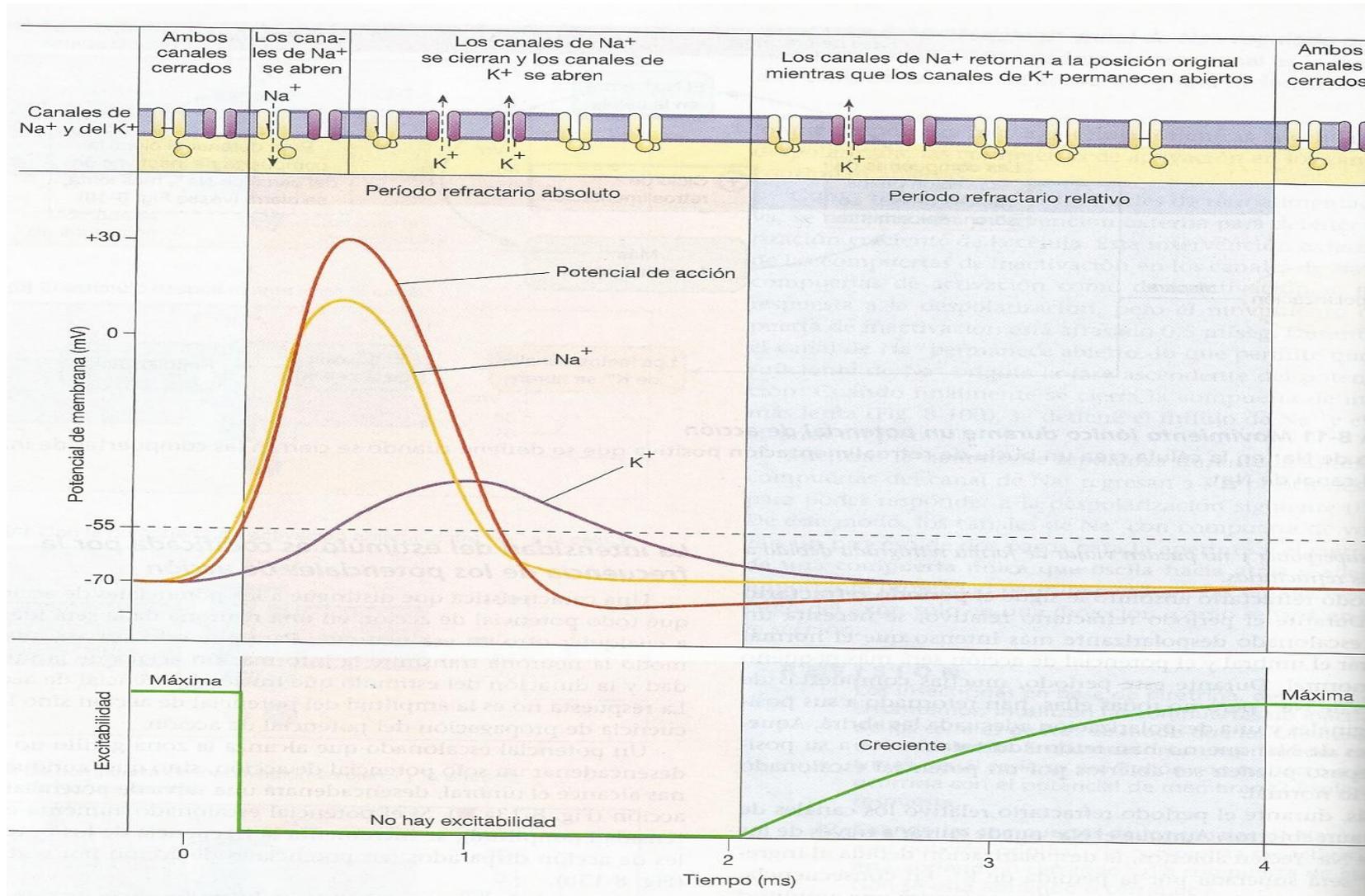
Relacionado con los tiempos de recuperación de los canales de sodio y potasio:



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

Periodos refractarios



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

Periodos refractarios

Permiten la conducción unidireccional.

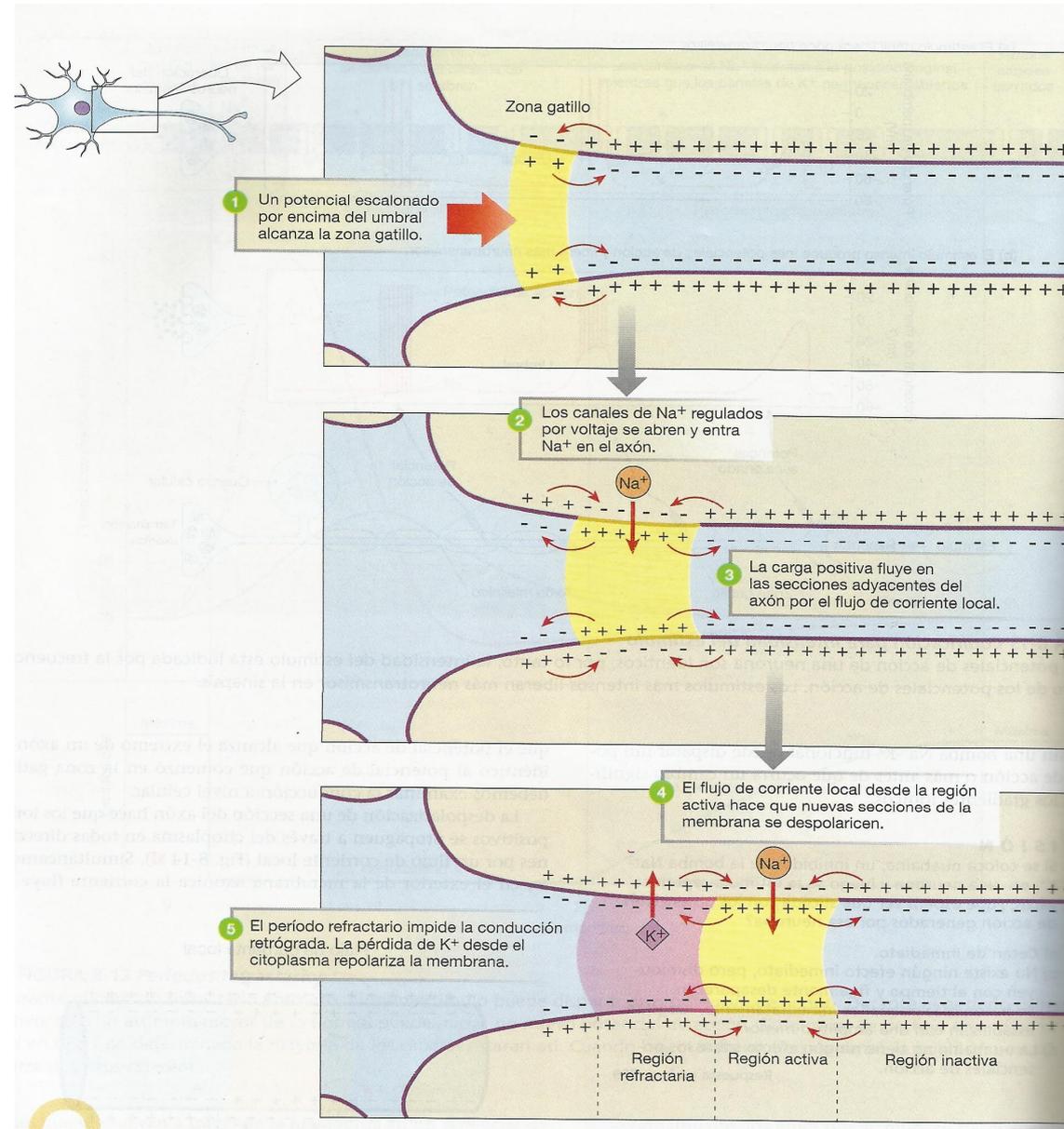
Limitan la frecuencia de transmisión de PA.

Acomodación

Umbral de disparo depende de cómo cambia el potencial durante la aplicación de un estímulo.

Está relacionado con el ahorro energético.

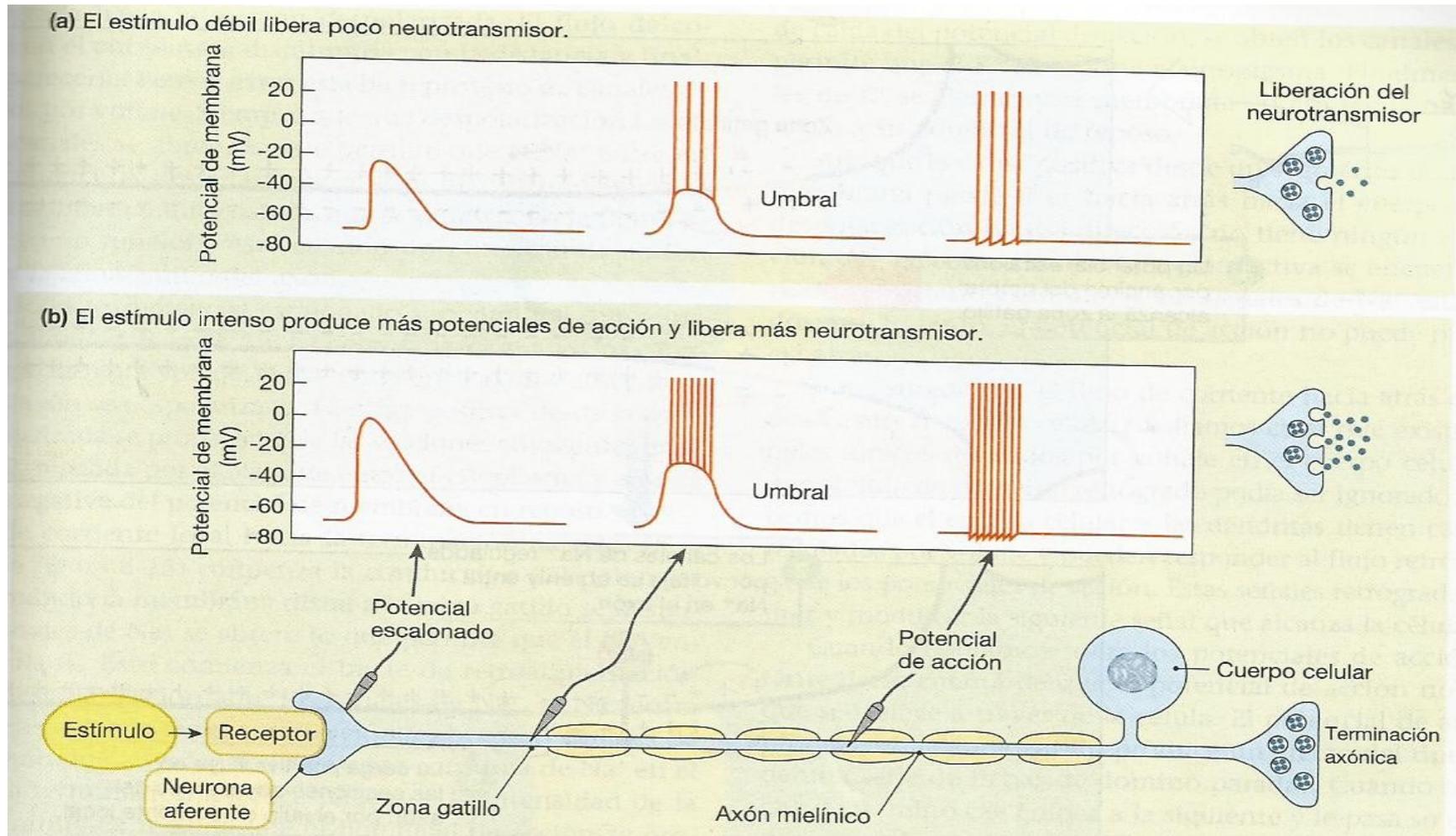
Se puede percibir la acomodación en la adaptación a la temperatura, el tacto, etc.



2. La membrana celular

5. Potencial de acción

Los PA se generan en ráfagas. Mayor intensidad del estímulo implica mayor frecuencia de ráfagas.

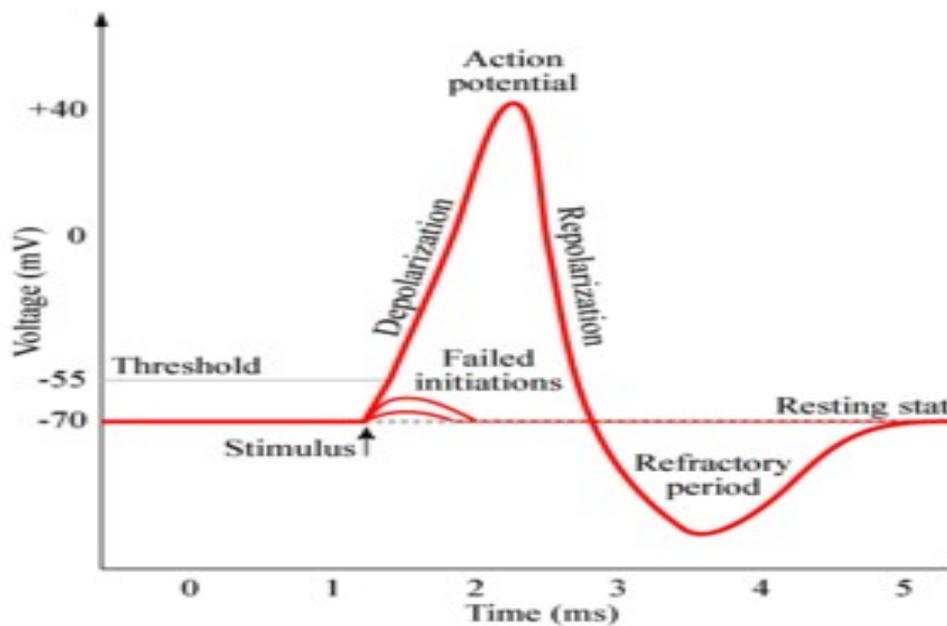


2. La membrana celular

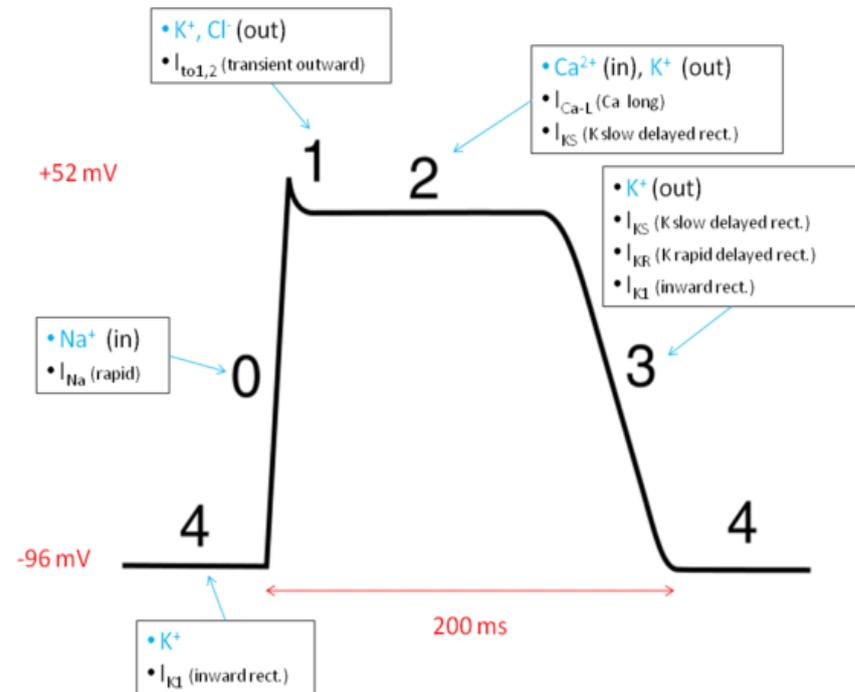
5. Potencial de acción

Existen diferentes tipos de potenciales de acción

Fases: Despolarización, repolarización, periodo refractario y reposo



cmio.wordpress.com



es.wikipedia.org

3. Tejidos nervioso, muscular y cardiaco

1. Tejido nervioso
2. Tejidos muscular
3. Tejido cardiaco

3.1 El tejido nervioso

1. Sistema nervioso
2. Células del tejido nervioso
3. Propagación eléctrica en axones
4. Sinapsis
5. Potenciales postsinápticos

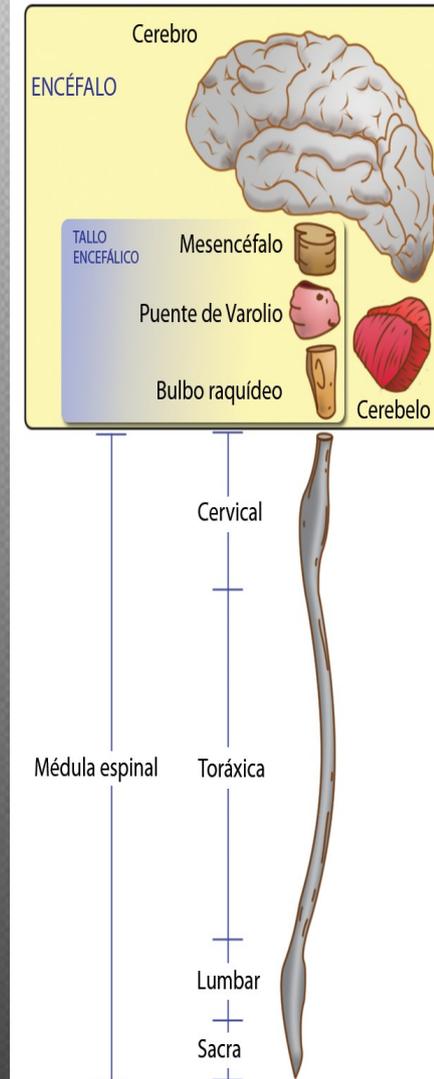
3.1 El tejido nervioso

1. Sistema Nervioso

- Sistema Nervioso Central (SNC)
 - Encéfalo:
 - Cerebro
 - Cerebelo
 - Tronco encefálico
 - Médula Espinal
- Sistema Nervioso Periférico (SNP)
 - Nervios craneales y nervios periféricos
 - Neuronas motoras y sensoriales
 - Sistema nervioso autónomo (SNA)
 - Sistema nervioso somático (SNS)



SISTEMA NERVIOSO CENTRAL (humano)



<https://www.biodigitalhuman.com>

3.1 El tejido nervioso

2. Células del tejido nervioso

Neuronas

Estructura:

Soma, múltiples dendritas y un axón

Fisiología: Sensitivas (1,2), Motoras (3) y Asociación (3)

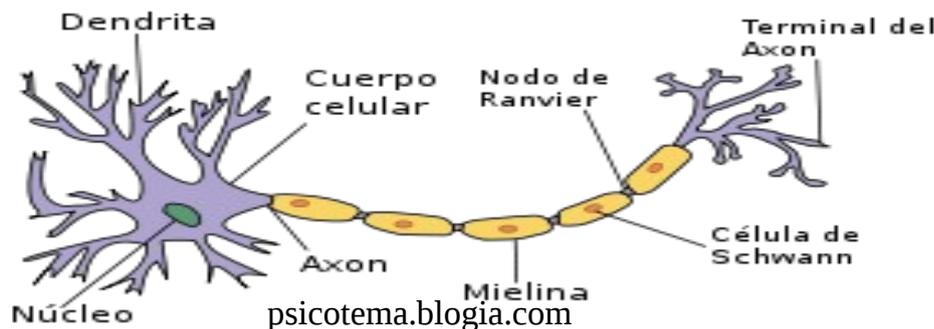
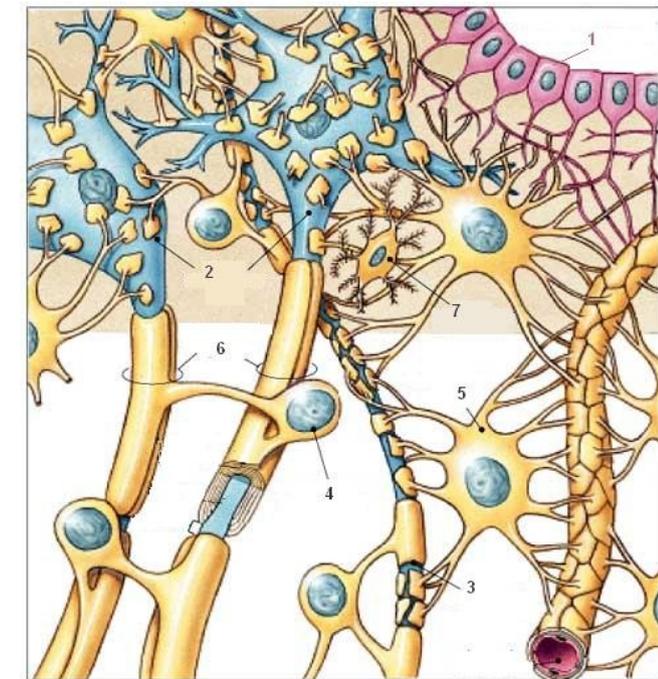
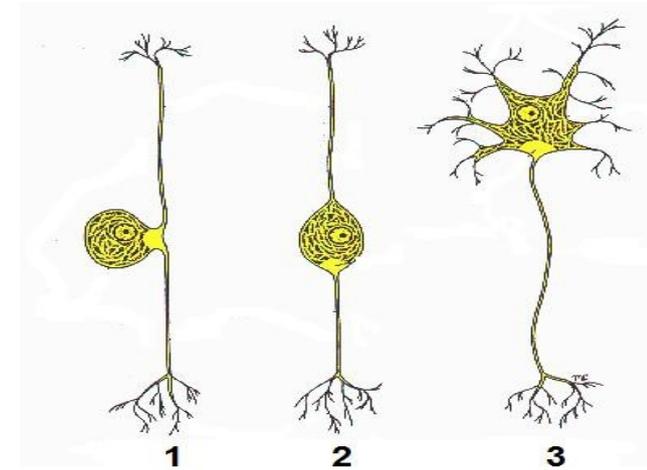
Células glias (neuroglías)

Suministran sostén, alimento y protección

SNC: Astrocitos (5), Oligodendrocitos (4)

Microglia y Células Ependimarias (1)

SNP: Células de Schwann



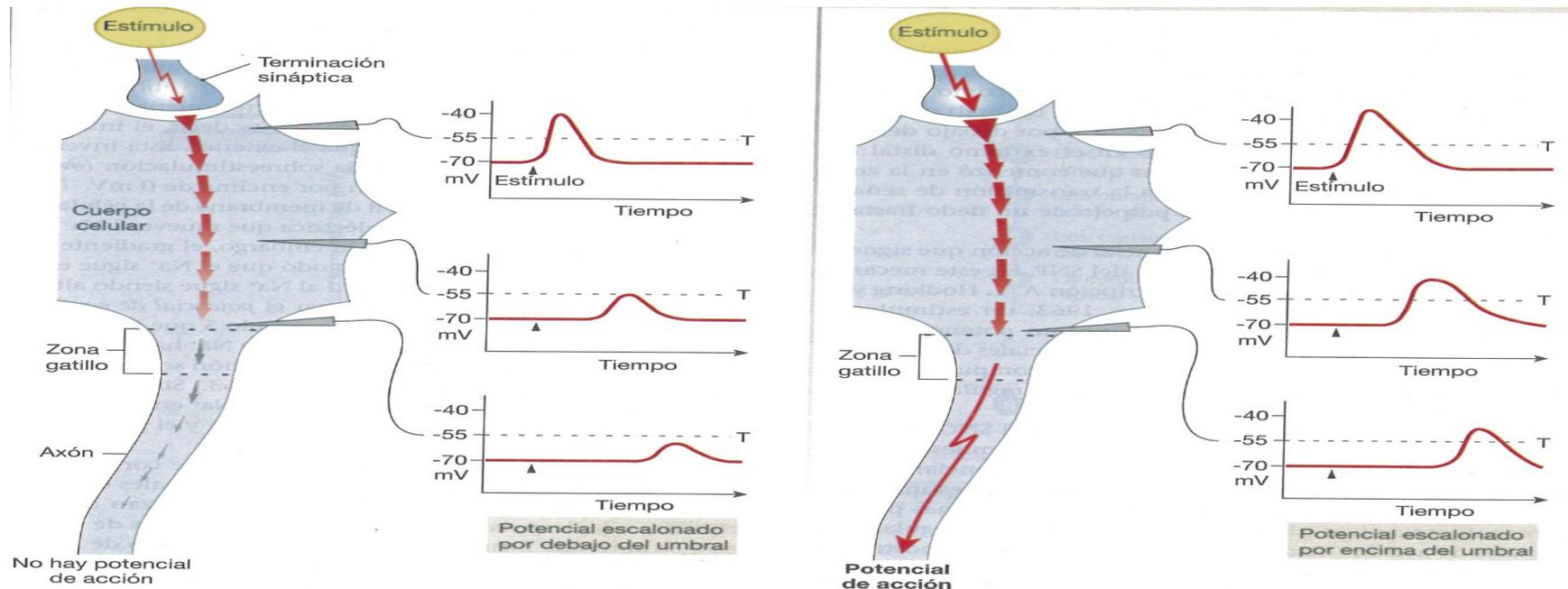
3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

La propagación del PA se realiza desde las dendritas al axón.

En el cuerpo de la neurona se suman los efectos de despolarización e hiperpolarización ocasionados por los estímulos recibidos en las dendritas.

El impulso total alcanza la zona de “gatillo”, y si es superior al umbral, se genera un PA hacia el axón.



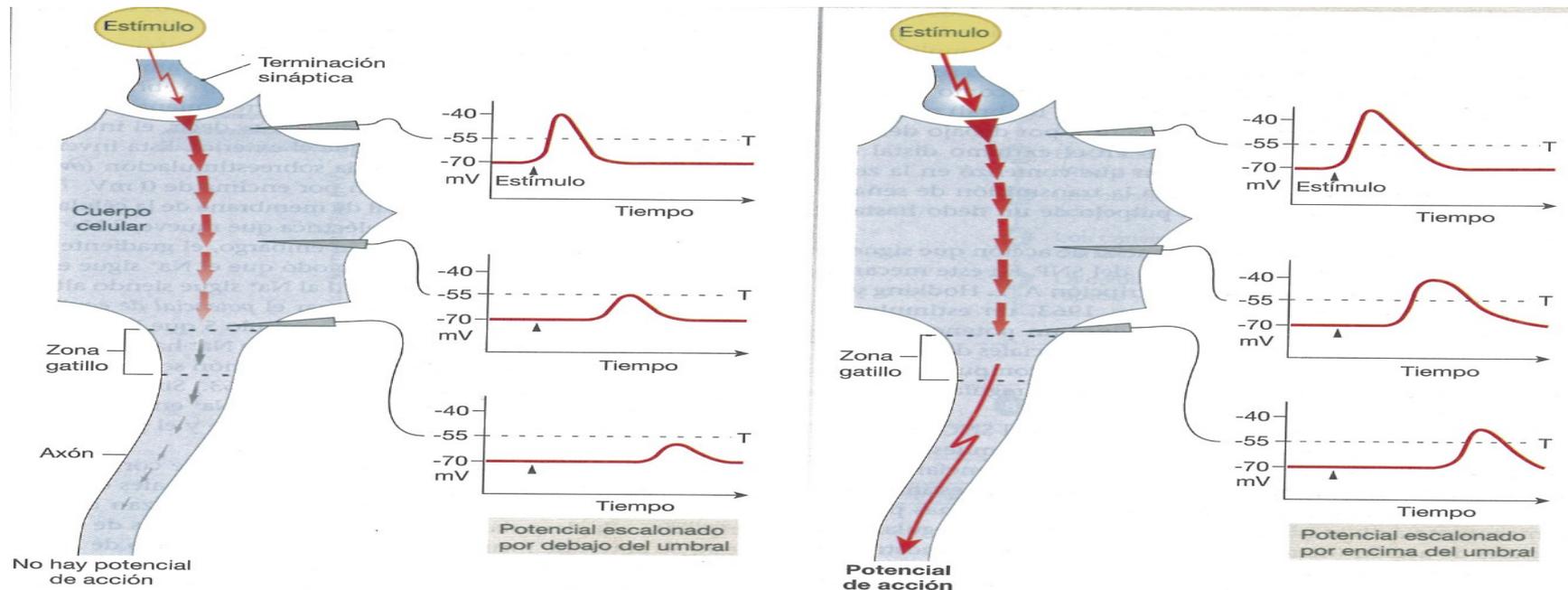
3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

La propagación del PA se realiza desde las dendritas al axón.

En el cuerpo de la neurona se suman los efectos de despolarización e hiperpolarización ocasionados por los estímulos recibidos en las dendritas.

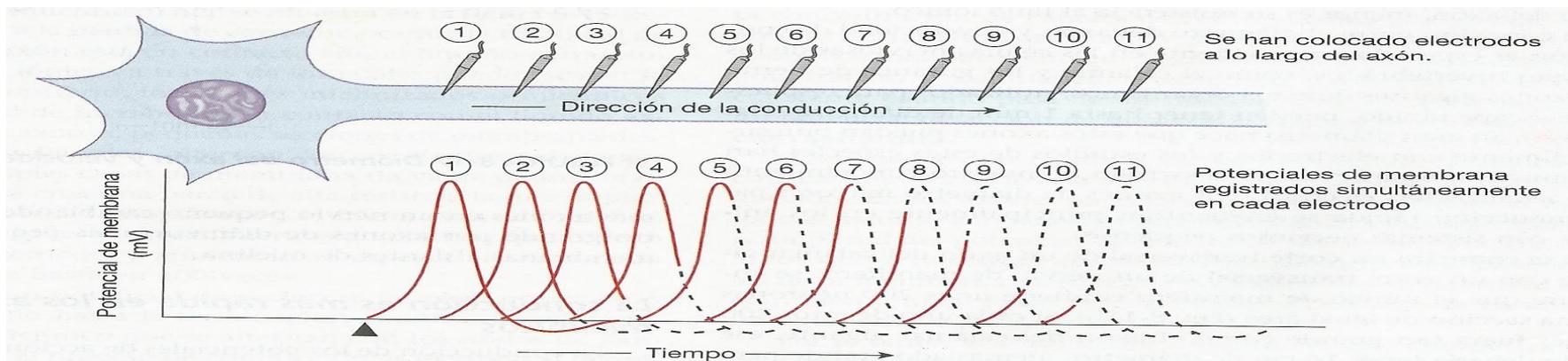
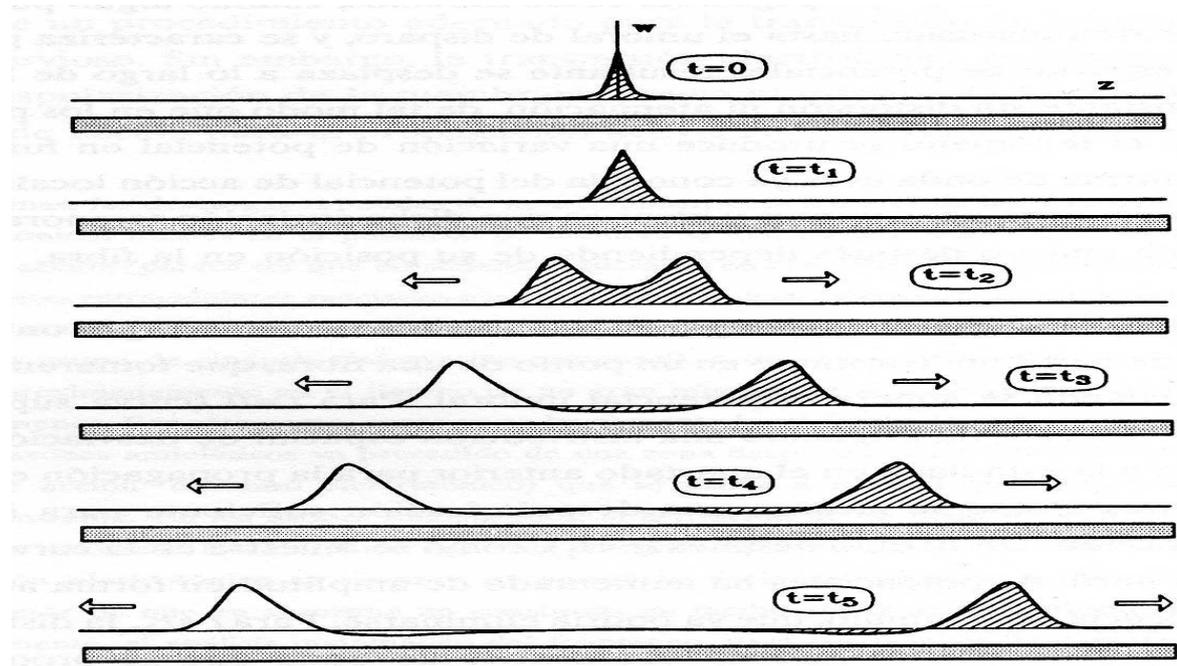
El impulso total alcanza la zona de “gatillo”, y si es superior al umbral, se genera un PA hacia el axón.



3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

La propagación del PA en los axones se realiza sin atenuación ni distorsión (Propagación activa).



3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

Relación de formas espaciales y temporales

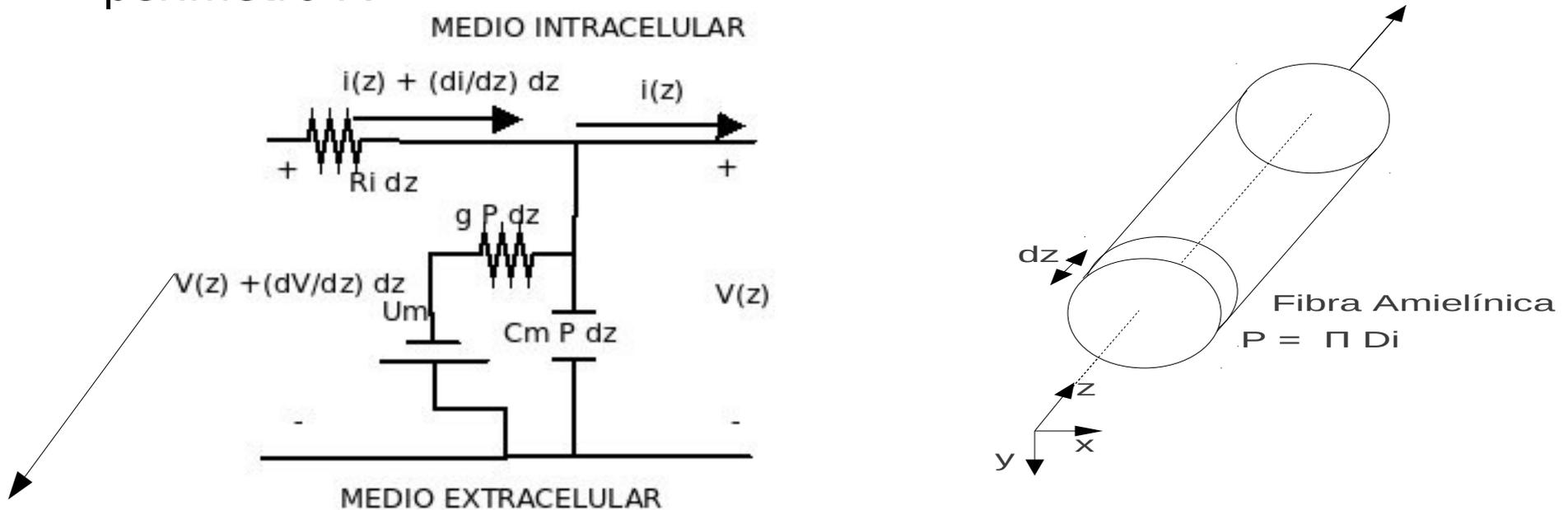
- Sea $f(t)$ el potencial de acción medido en un punto P de la membrana celular a lo largo del tiempo.
- El potencial de acción se propaga con velocidad v
- Cabe esperar que en un punto Q, separado del P por una distancia igual a z , el potencial de acción tarde z/v en llegar.
- Una vez alcanzado el punto Q, el potencial medido en dicho punto tiene la forma $f()$.
- Por tanto, en cualquier punto z del axón, el potencial debe estar dado mediante $f(t - z/v)$
- Si hacemos $t=0, t_0, t_1, t_2$, dibujaremos el potencial a lo largo del axón para esos instantes. La forma es idéntica al PA temporal, salvo que invertido y escalado por $1/v$

3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

Propagación en axones amielínicos

- Modelo eléctrico en una sección dz de una fibra cilíndrica con perímetro P .



$$v(z) + \frac{\partial v}{\partial z} dz - v(z) = R_I dz i(z) + R_I dz \frac{\partial I}{\partial z} dz$$

$$i(z) + \frac{\partial i}{\partial z} dz - i(z) = \underbrace{C_m \frac{\partial v}{\partial t}}_{j_c} P dz + \underbrace{(v - U_m) g}_{j_m} P dz$$

$$\frac{\partial v}{\partial z} = R_I i(z)$$

$$\frac{1}{P} \frac{\partial i}{\partial z} = C_m \frac{\partial v}{\partial t} + (v - U_m) g$$

j_r Densidad corr. iónica j_r Densidad corriente total

j_c Densidad corr. desplazamiento

3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

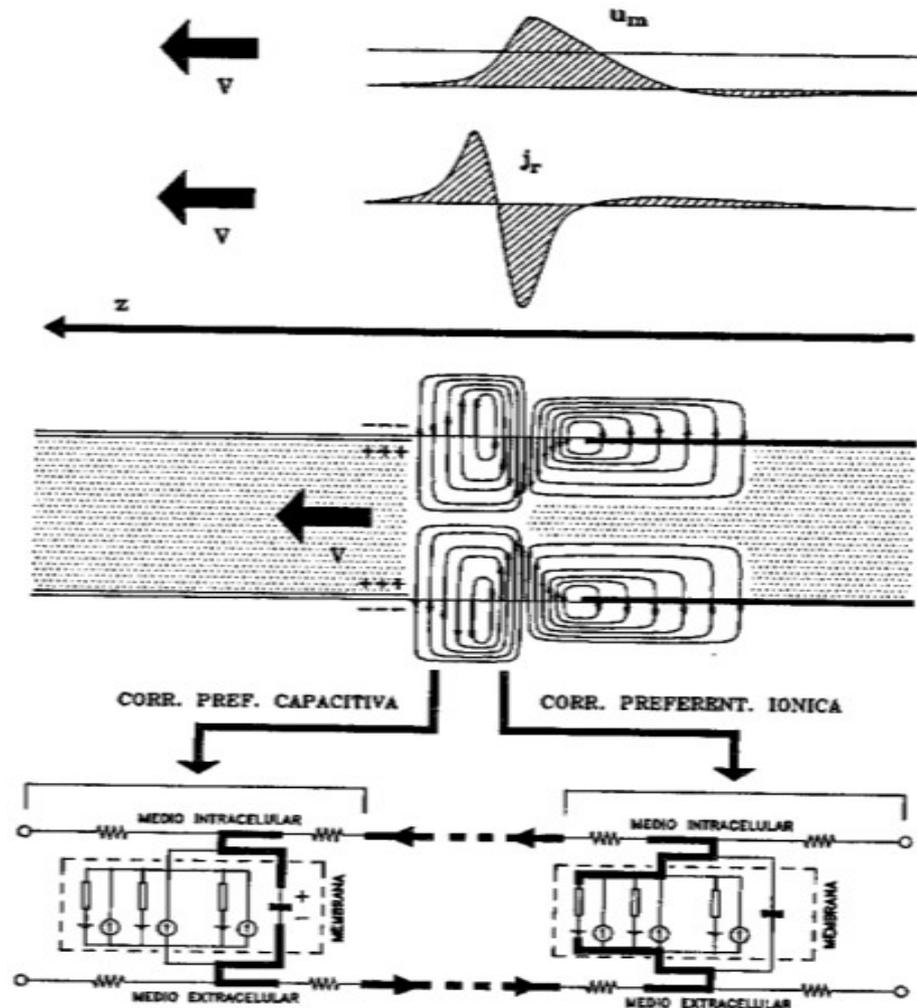
Propagación en axones amielínicos (cont)

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = R_I \frac{\partial i(z)}{\partial z} = P R_I j_r = C_m \frac{\partial v}{\partial t} + (v - U_m) g$$

$$j_r = \frac{1}{P R_I} \frac{\partial^2 v}{\partial z^2}$$

$$j_c = C_m \frac{\partial v}{\partial t}$$

$$j_m = \frac{1}{P R_I} \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} - C_m \frac{\partial v}{\partial t}$$



3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

- Propagación en axones amielínicos:

La velocidad (baja) es proporcional a la raíz cuadrada del diámetro interior del axón:

$$v = \frac{K_A}{2} \sqrt{D_I}$$

No hay atenuación

- Propagación en axones mielínicos (saltatoria):

Velocidad alta, proporcional al diámetro exterior.

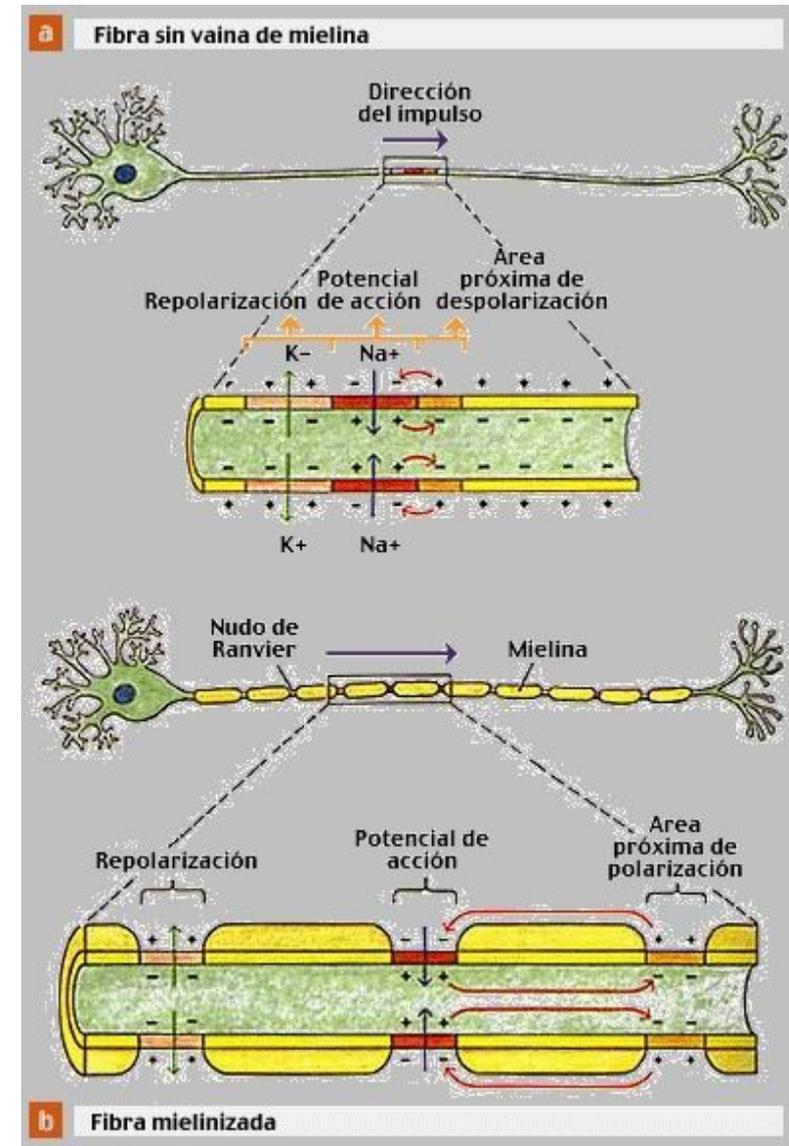
Células de Schwann o equivalentes.

- Equivale a la transmisión de una señal a través de un coaxial (líneas de transmisión). Velocidad alta.
- Presenta atenuación.

Nódulos de Ranvier

- Constituyen los regeneradores de la señal.

Idéntica a propagación en axones sin mielina.



3.1 El tejido nervioso

3. Propagación eléctrica

Clasificación de las fibras nerviosas:

Tres tipos (A, B y C)

Fibras	Diámetro (µm)	¿Tienen Mielina?	Periodo refractario	Velocidad de propagación (m/s)
Tipo A	5-20	Sí	Corto	12-130
Tipo B	3	Sí	Medio	15
Tipo C	0,5- 1,5	No	Largo	0,5-2

TipoA: Axones de los nervios sensitivos asociados al tacto, presión, posición, calor, frío y músculos esqueléticos.

Información sustancial para la supervivencia.

Tipo B: Transmiten impulsos entre vísceras y el SNC (también forman los ganglios del SNA)

Tipo C: Transmiten algunos impulsos del dolor, tacto, presión, calor, frío desde la piel e impulsos dolorosos desde las vísceras. Las fibras eferentes salen de los ganglios y estimulan el corazón, músculo liso y las glándulas, contracción o dilatación pupilar.

3.1 El tejido nervioso

4. Sinapsis

Sinápsis eléctrica

Sinápsis química

Espacio sináptico (20-50nm)

Duración 0,5 ms.

No hay periodo refractario

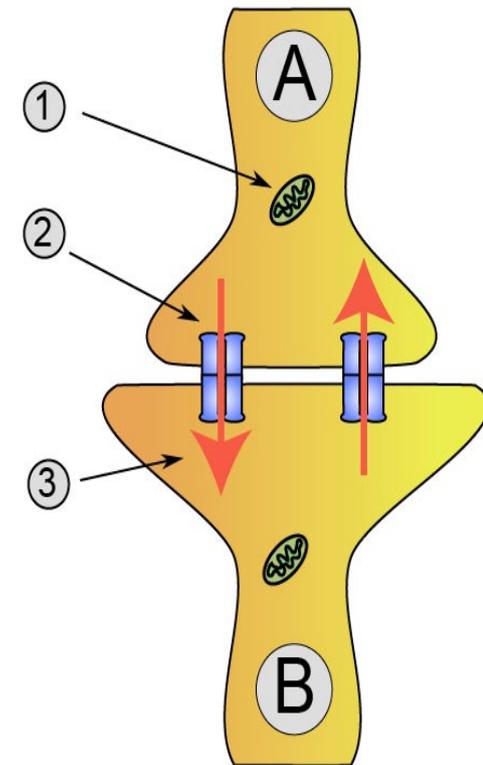
Unidireccional

Tipos:

Axón-Dendrita

Axón-Axón

Axón-Somática



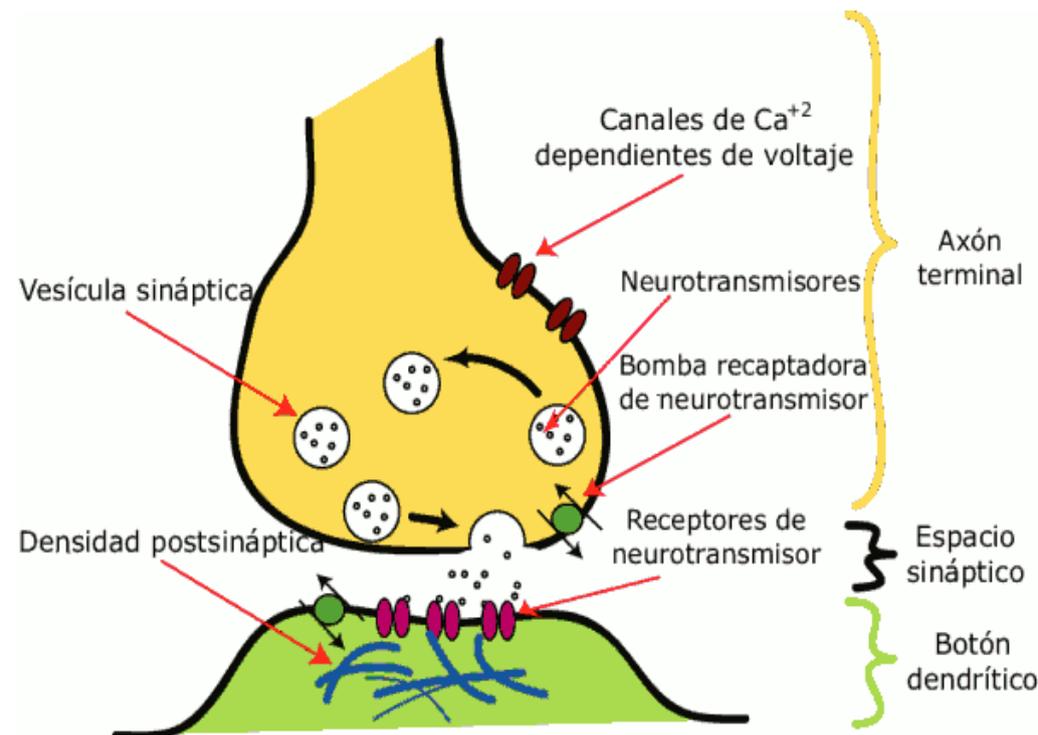
3.1 El tejido nervioso

4. Sinapsis

Sinapsis química (descripción)

- Neurona presináptica
 - Recepción PA abre canales de Na^+ y Ca^{++}
 - El Ca^{++} favorece la exocitosis de vesículas sinápticas (neurotransmisor)
- Neurona postsináptica
 - Receptores
 - Apertura de canales Na^+
 - PA si supera umbral

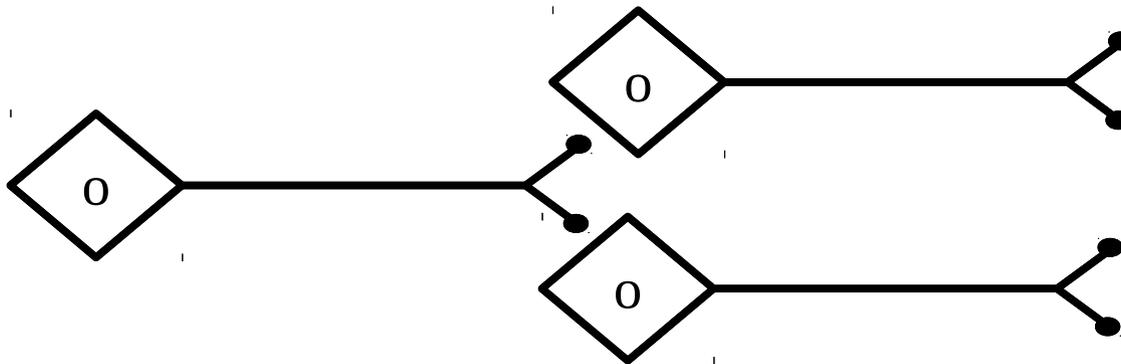
<http://www.youtube.com/watch?v=BqUPiVuQfmo>



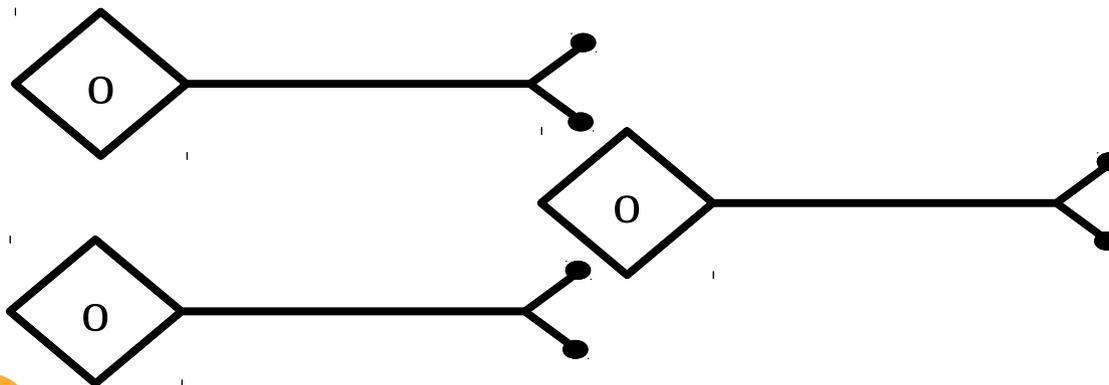
3.1 El tejido nervioso

5. Potenciales postsinápticos

Circuitos divergentes



Circuitos convergentes



3.1 El tejido nervioso

5. Potenciales postsinápticos

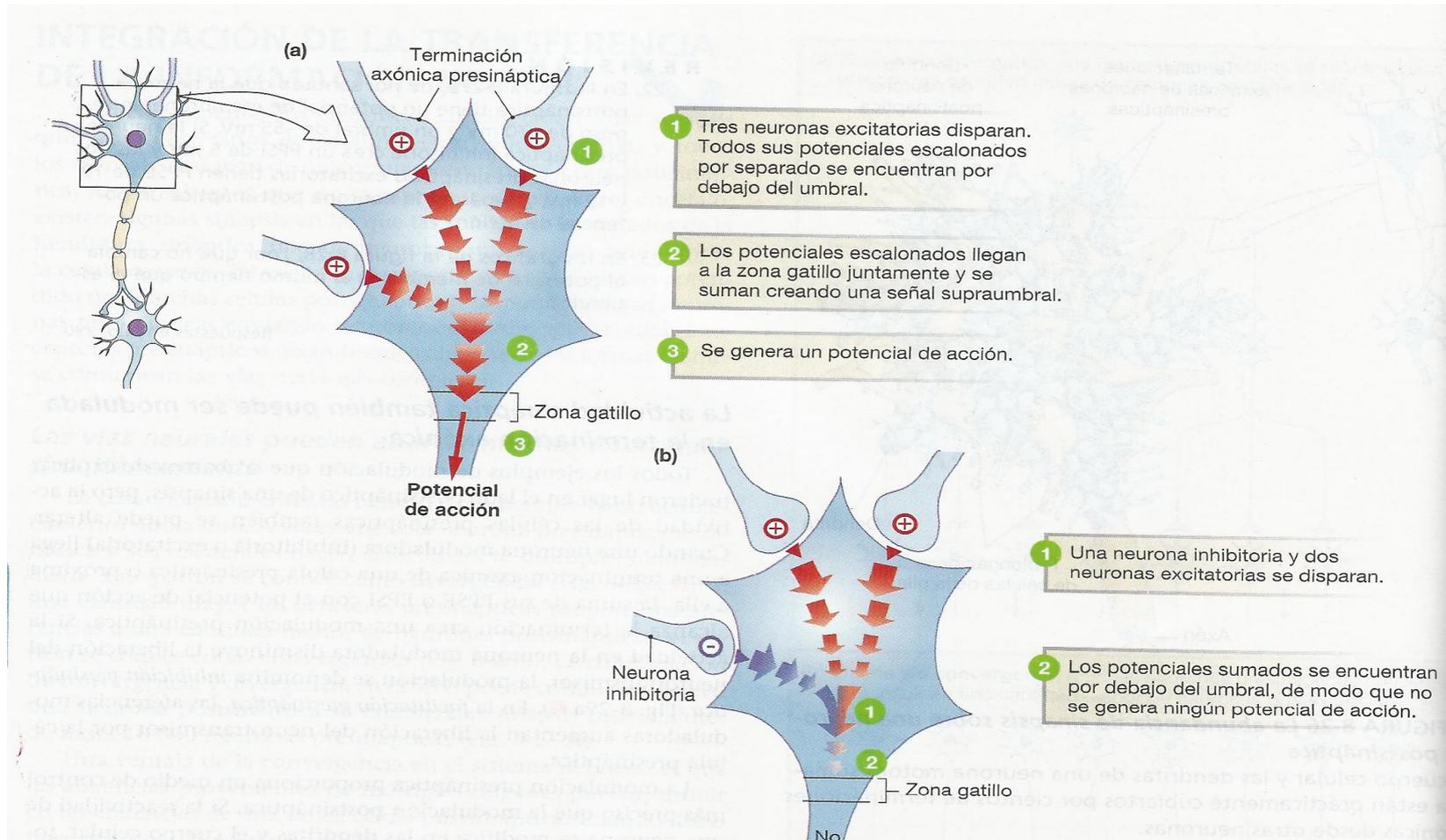
En circuitos convergentes la estimulación de la neurona postsináptica depende de la suma de los efectos de facilitación e inhibición de las neuronas convergentes (Memoria y aprendizaje)

- Si el efecto excitador es mayor que el inhibidor el resultado es un pequeño PPSE (neurotransmisores: Ach, glutamato, aspartato).
 - Apertura de algunos canales de puerta química Na^+ , Ca^{++} y K^+ .
 - Si la suma de potenciales PPSE supera el umbral (Despolarización) y un PA.
- Si el efecto inhibidor es mayor que el excitador, el resultado es un pequeño PPSI (neurotransmisores: GABA en el SNC y glicina en SNP, etc.)
 - Provoca la apertura de los canales Cl^- y K^+ (Hiperpolarización)

3.1 El tejido nervioso

5. Potenciales postsinápticos

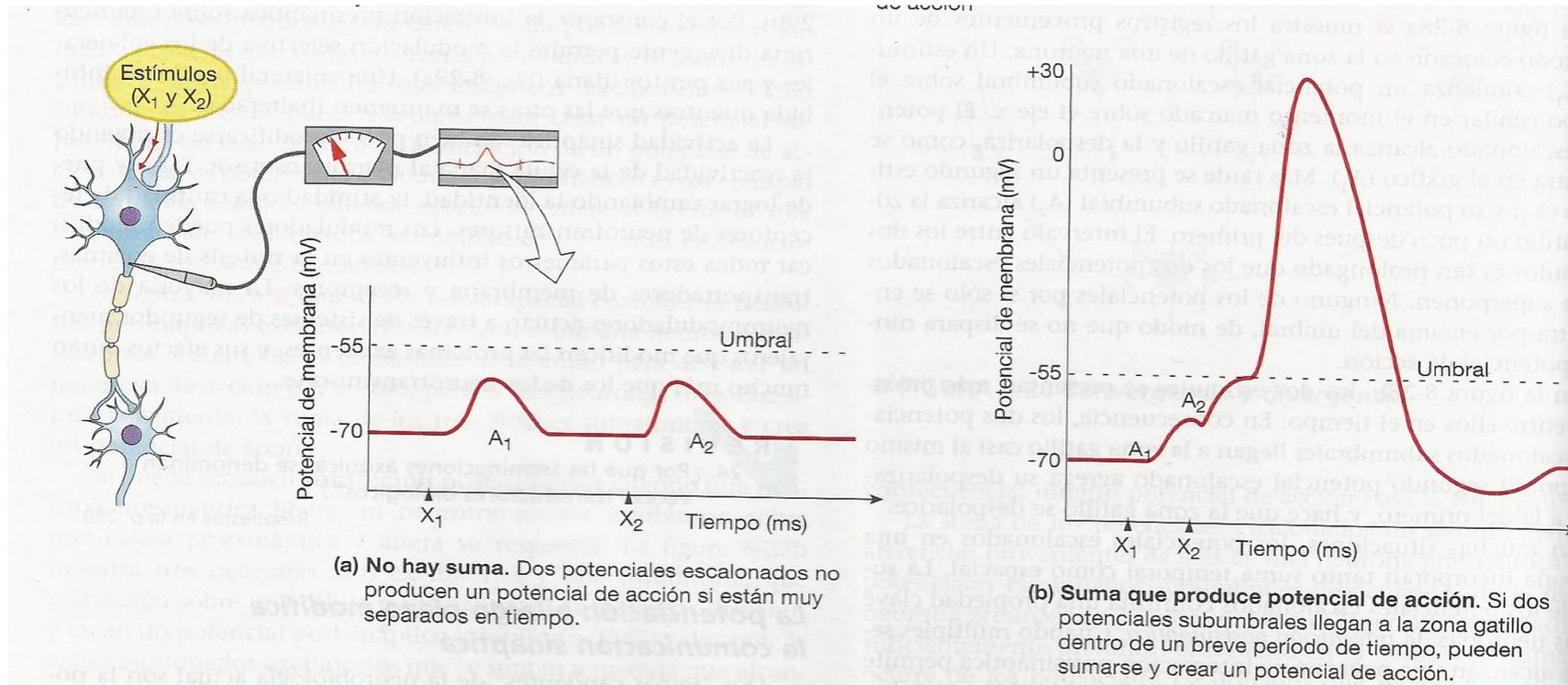
El PA postsináptico se puede conseguir mediante suma espacial



3.1 El tejido nervioso

5. Potenciales postsinápticos

O suma temporal (dura unos 15ms)



Después de la sinapsis el neurotransmisor debe eliminarse de la hendidura sináptica: destrucción enzimática, difusión o captación por la neurona presináptica.

<http://www.youtube.com/watch?v=JBKosplM1nQ>

3.2 El tejido muscular

1. Células del tejido muscular
2. Unión neuro-muscular
3. Contracción muscular
4. Control muscular

3.2 El tejido muscular

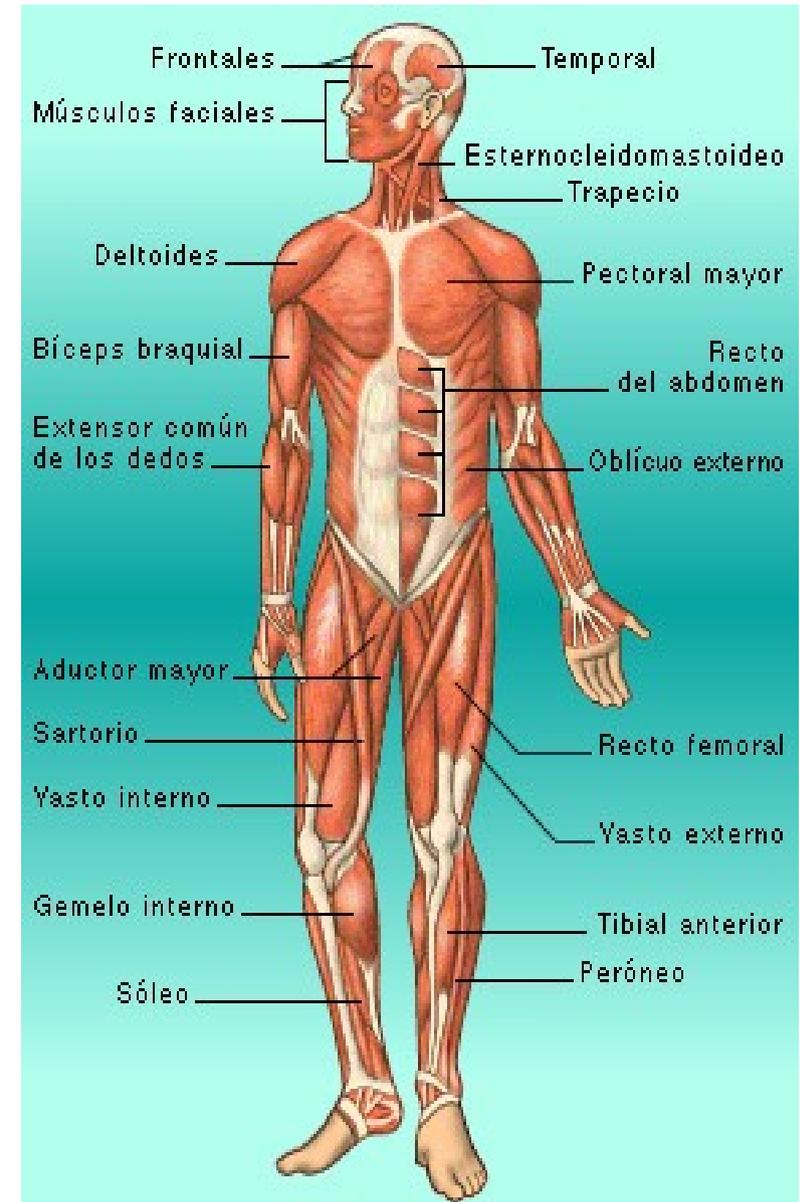
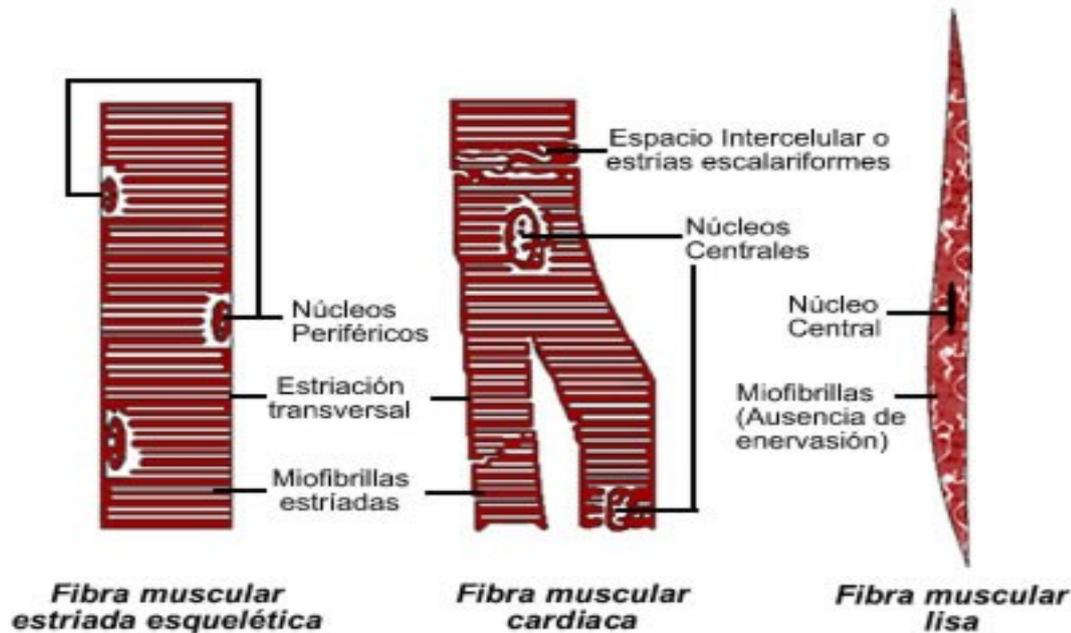
1. Células del tejido muscular

Sistema muscular

Músculos esqueléticos (estriado)

Músculos lisos (paredes de órganos huecos)

Músculo cardiaco



3.2 El tejido muscular

1. Células del tejido muscular

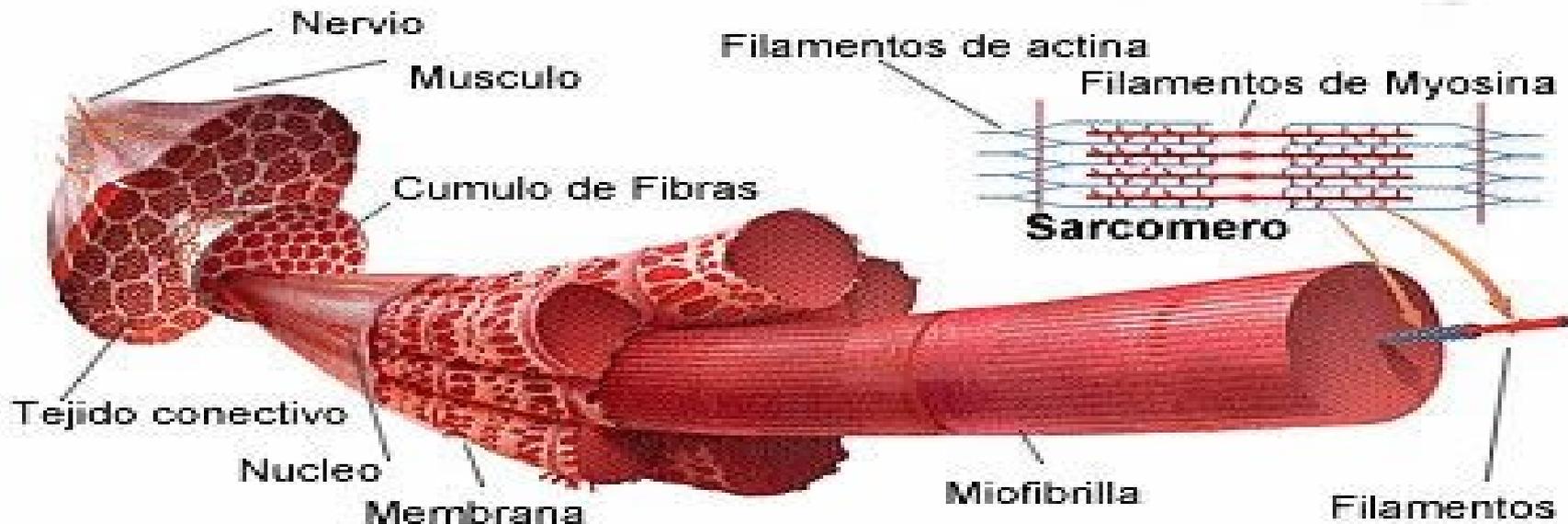
Músculo

Células cilíndricas largas llamadas fibras (long 100µm-30cm y diámetro entre 10-100µm)

Sarcolema (membrana)

Sarcoplasma (citoplasma)

Miofibrillas (elementos contráctiles)



3.2 El tejido muscular

2. Unión neuro-muscular

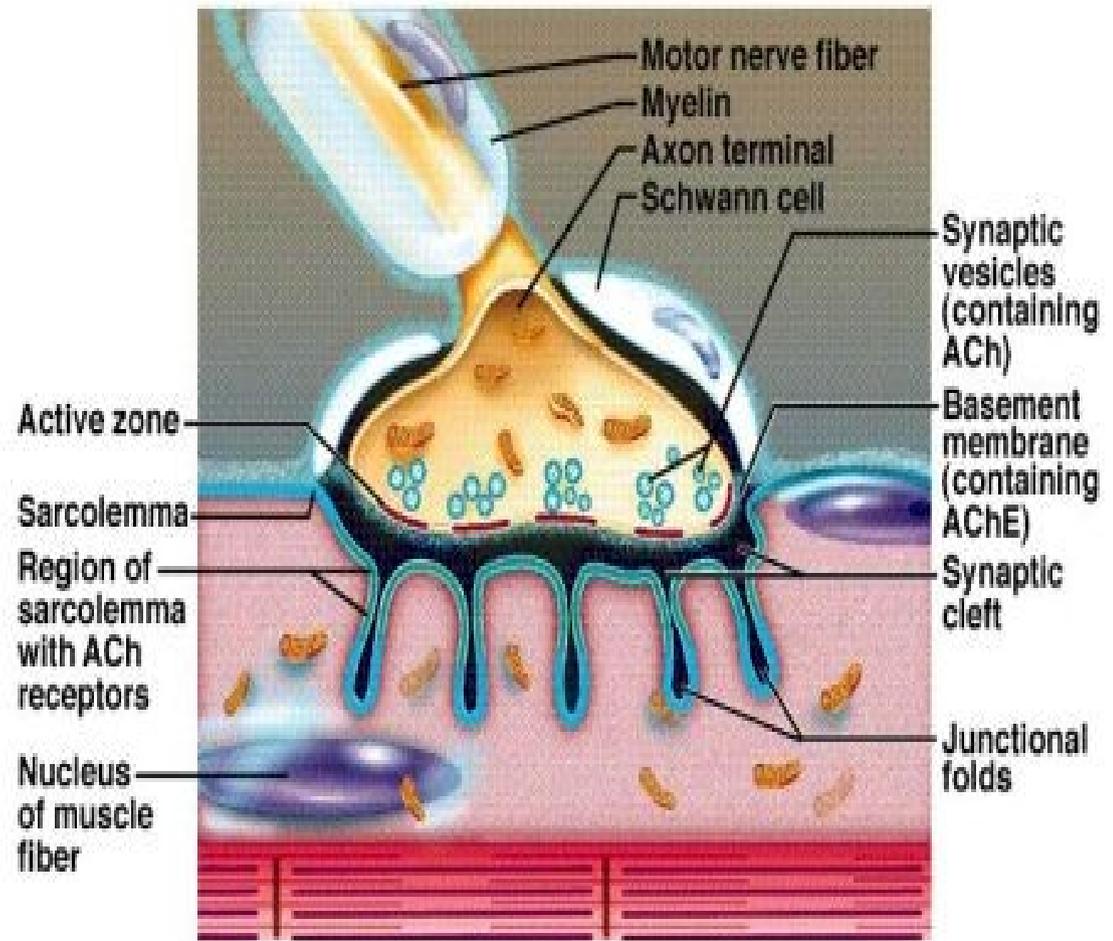
Una neurona motora puede controlar varias fibras musculares

El neurotransmisor es la Acetilcolina (ACh)

El potencial de reposo es de -90mV

El impulso es más lento que en las neuronas

Neuromuscular Junction



<http://www.youtube.com/watch?v=ZscXOvDgCmQ>

<http://www.youtube.com/watch?v=hzXVe4RS8-A>

<http://www.youtube.com/watch?v=ELyoJZom5N0&feature=related>

<http://www.youtube.com/watch?v=kvMFdNw35L0&feature=related>

3.2 El tejido muscular

4. Control muscular

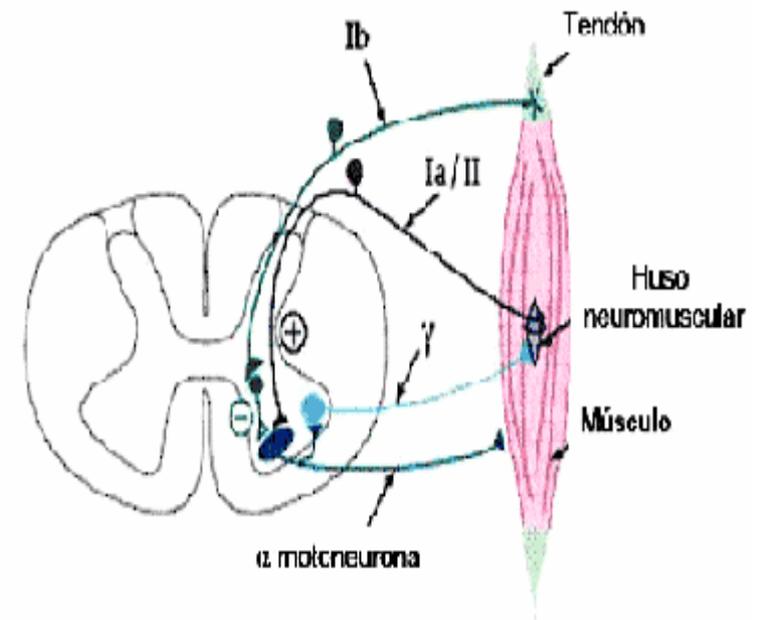
La unión neuro-muscular se establece en el punto medio del músculo

Una motoneurona (neurona alfa) puede controlar varias fibras musculares.

La fuerza de contracción se consigue mediante dos vías:

- Reclutamiento de **unidades motoras**
- Incremento de la frecuencia de ocurrencia de los PA.

Las unidades motoras se contraen de forma asíncrona (unas están en actividad, otras están inactivas) permitiendo descanso y el mantenimiento prolongado



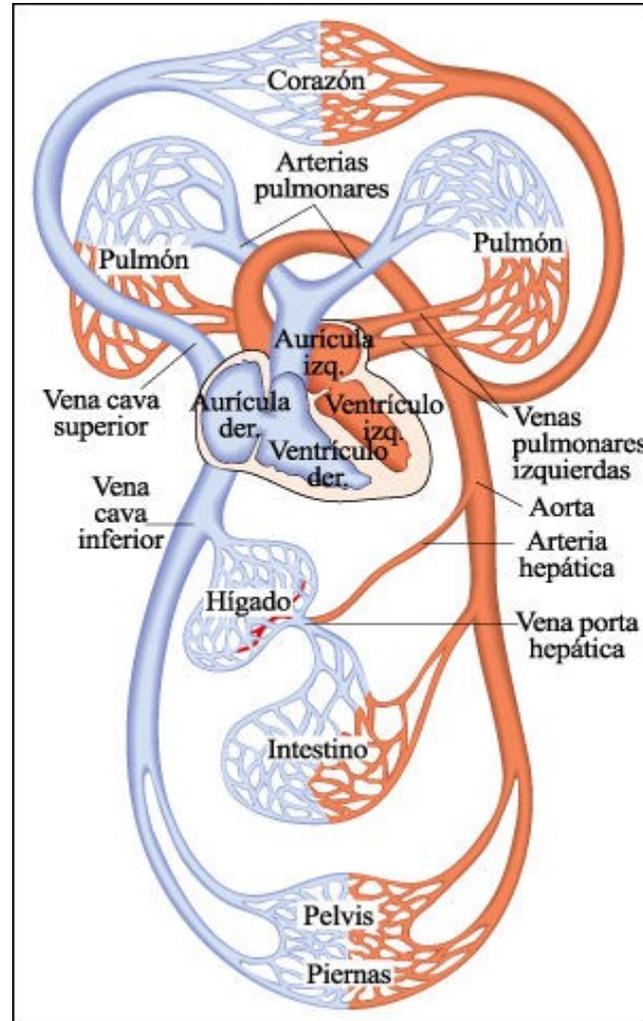
3.3 El Sistema Circulatorio

1. Organización
2. Ciclo cardiaco

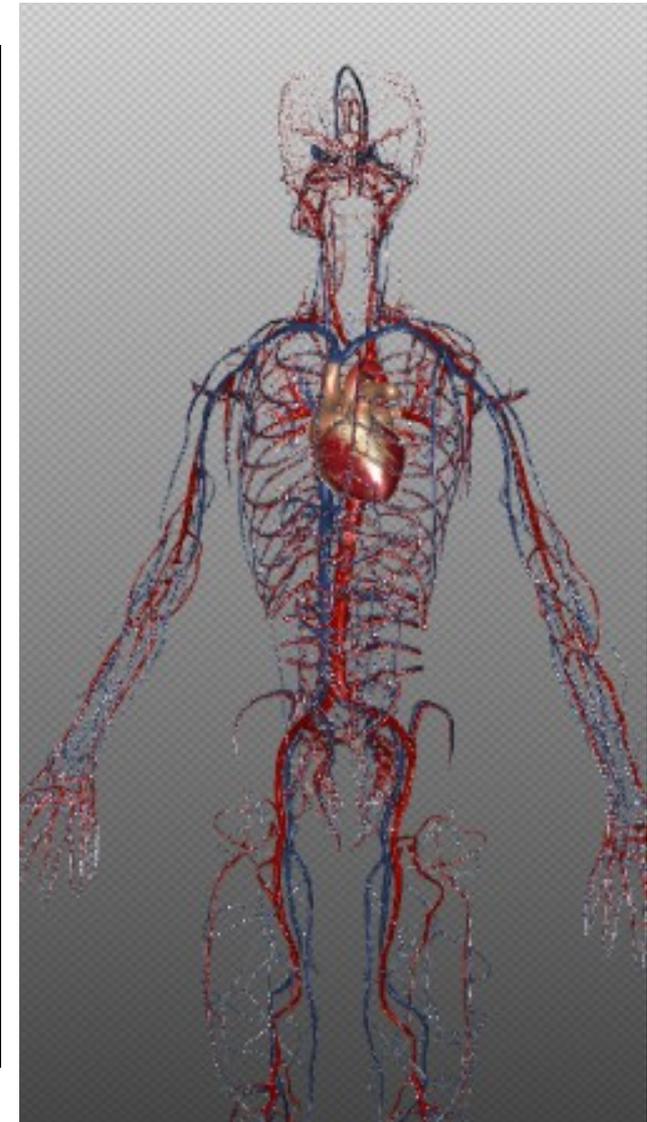
3.3 El sistema circulatorio

1. Organización

- Corazón
- Arterias
- Arteriolas
- Capilares
- Vénulas
- Venas



iescarin.educa.aragon.es



<https://www.biodigitalhuman.com>

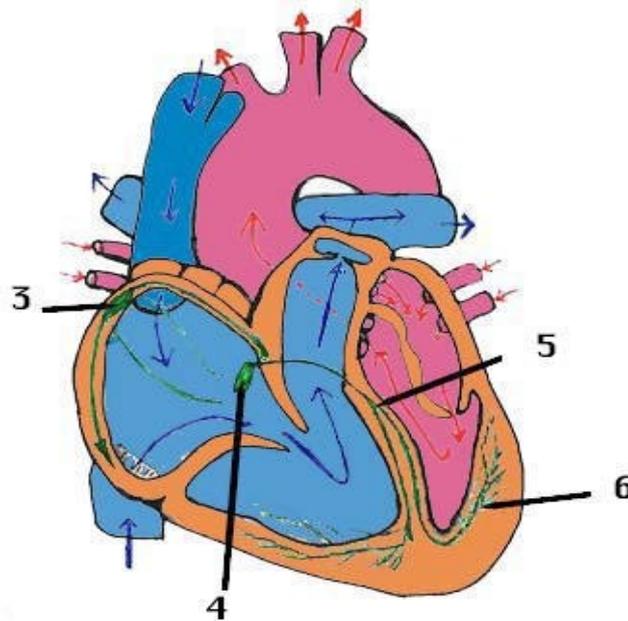
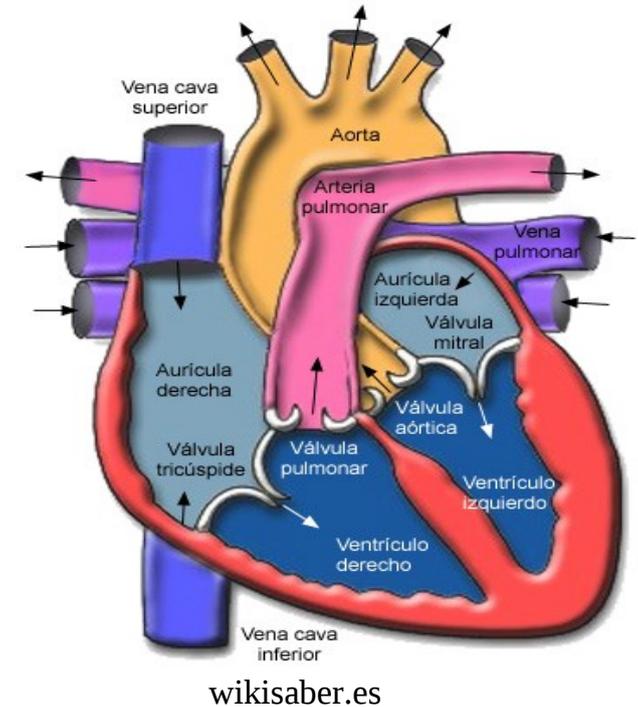
3.3 El sistema cardiaco

2. Ciclo cardiaco

Ventrículos

Aurículas

Arterias y venas principales



escuela.med.puc.cl

INERVACIÓN

- Nodo sinusal (3)
- Nodo atrioventricular (4)
- Haz de His (5)
- Red de Purkinje (6)

3.3 El tejido muscular

2. Ciclo cardiaco

<http://www.youtube.com/watch?v=rguztY8aqpK>

Diástole

Las válvulas AV se abren (fluye sangre a los ventrículos por la diferencia de presión).

Diástasis (llenado lento)

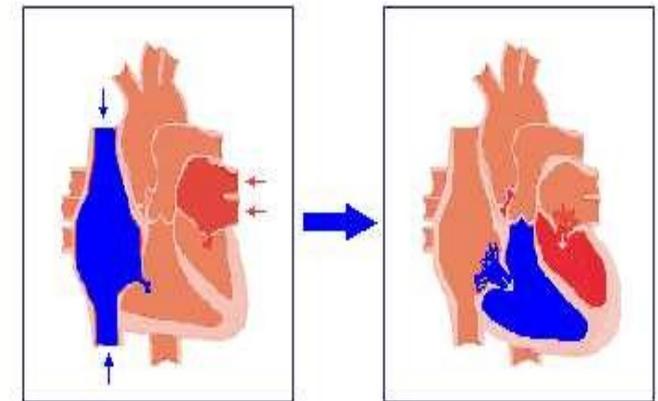
Sístole auricular (se contraen las aurículas para terminar de llenar los ventrículos)

Sístole

Contracción isovolumétrica

Vaciamiento (1. Rápido, 2. Lento)

Relajación isovolumétrica

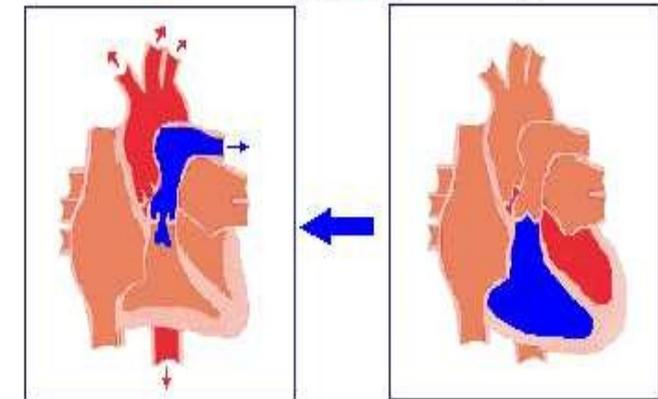


Fase final de la diástole

Sístole auricular

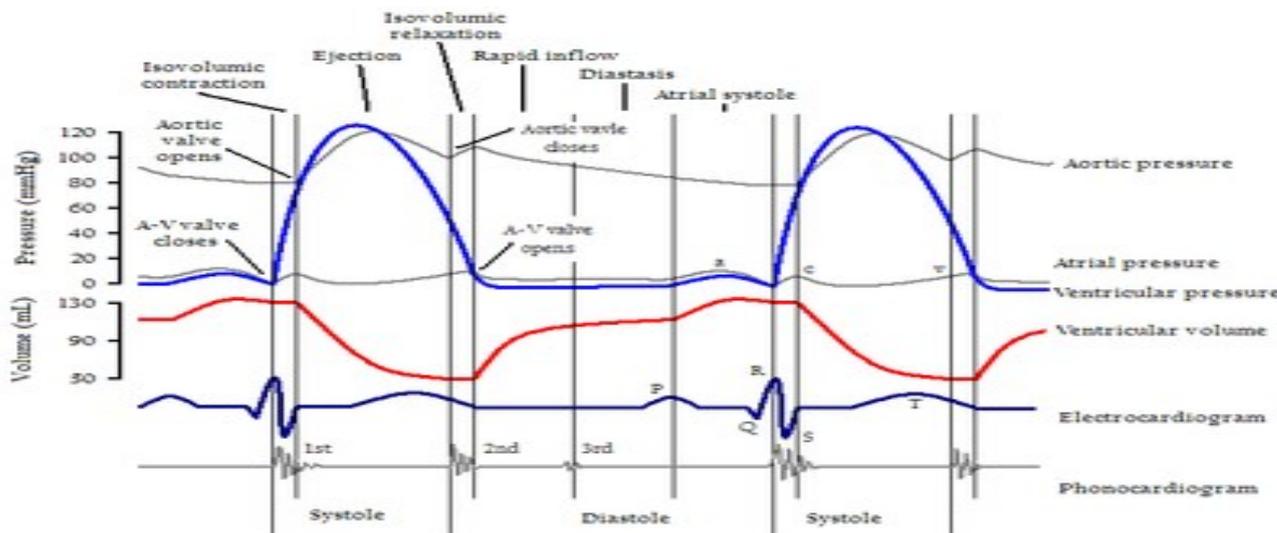
Figura 3
Ciclo
cardiaco

0,1 segundos



Sístole ventricular
0,3 segundos

Contracción ventricular
isovolumétrica



anatomiciclocardiaco.blogspot.com
http://library.med.utah.edu/kw/pharm/hyper_heart1.h

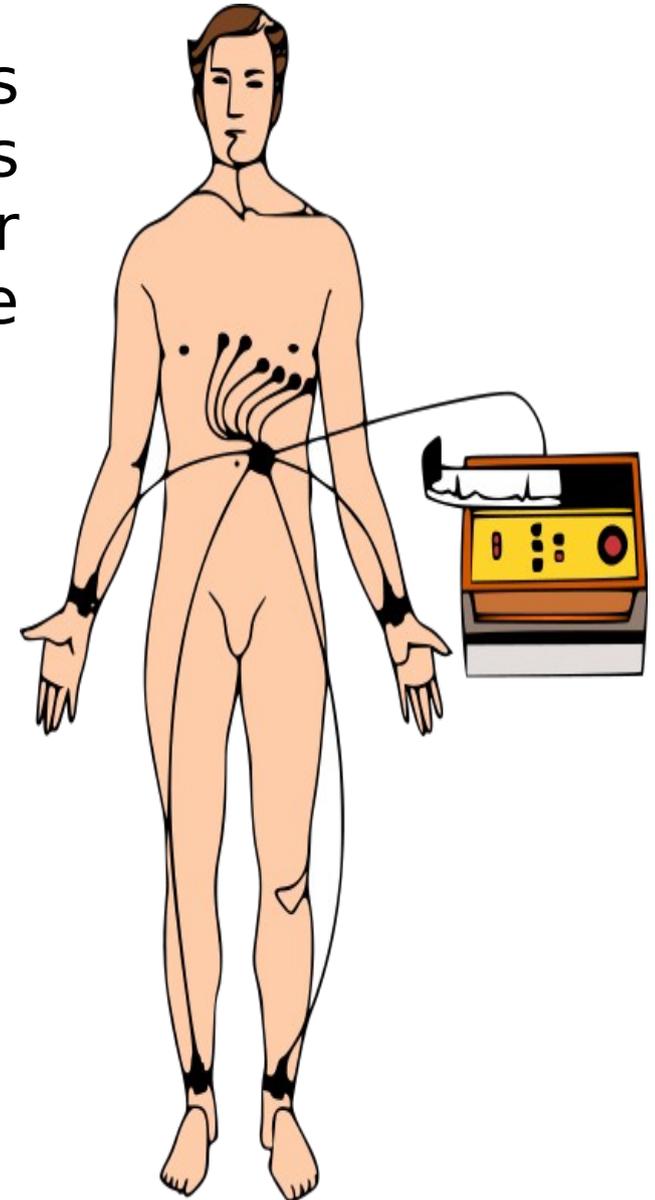
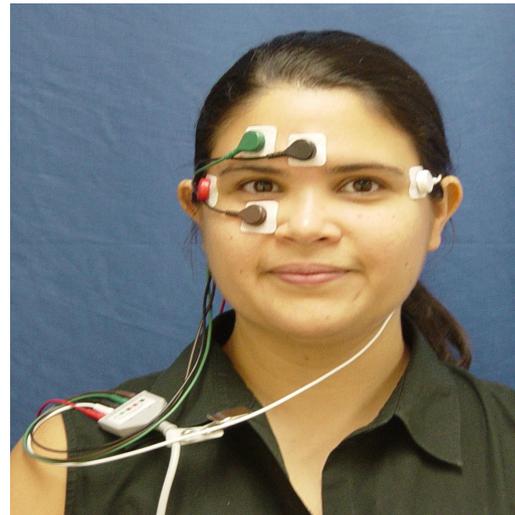
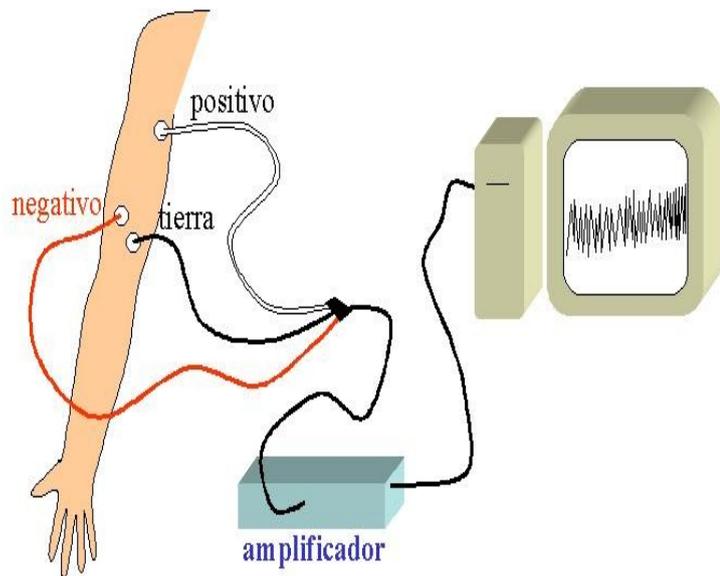
4. Captación de biopotenciales

1. Introducción
2. EMG y ENG
3. ECG
4. EEG
5. EOG
6. Electrodo
7. Amplificación

4. Captación de biopotenciales

1. Introducción

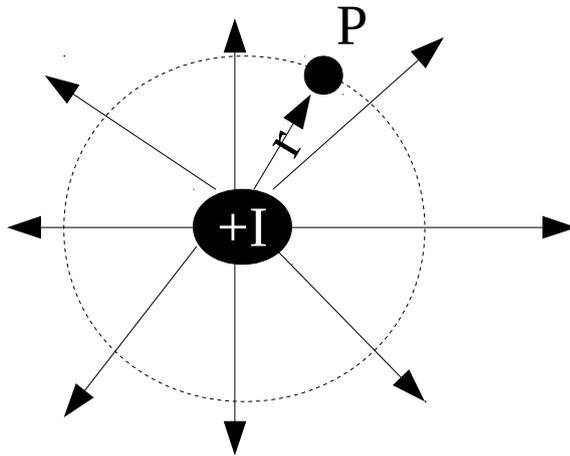
Los PA creados por las membranas de las células y otros potenciales eléctricos se pueden medir en la superficie de la piel mediante electrodos.



4. Captación de biopotenciales

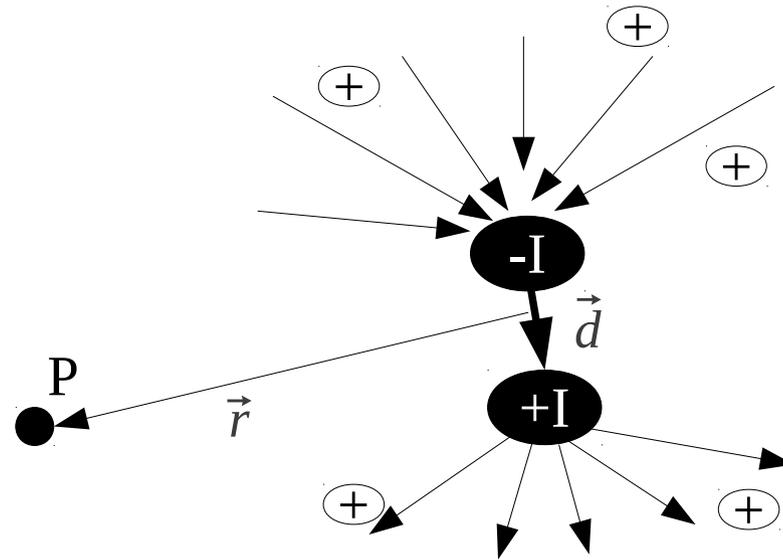
1.Introducción

Monopolo de corriente



$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{I}{r}$$

Dipolo de corriente

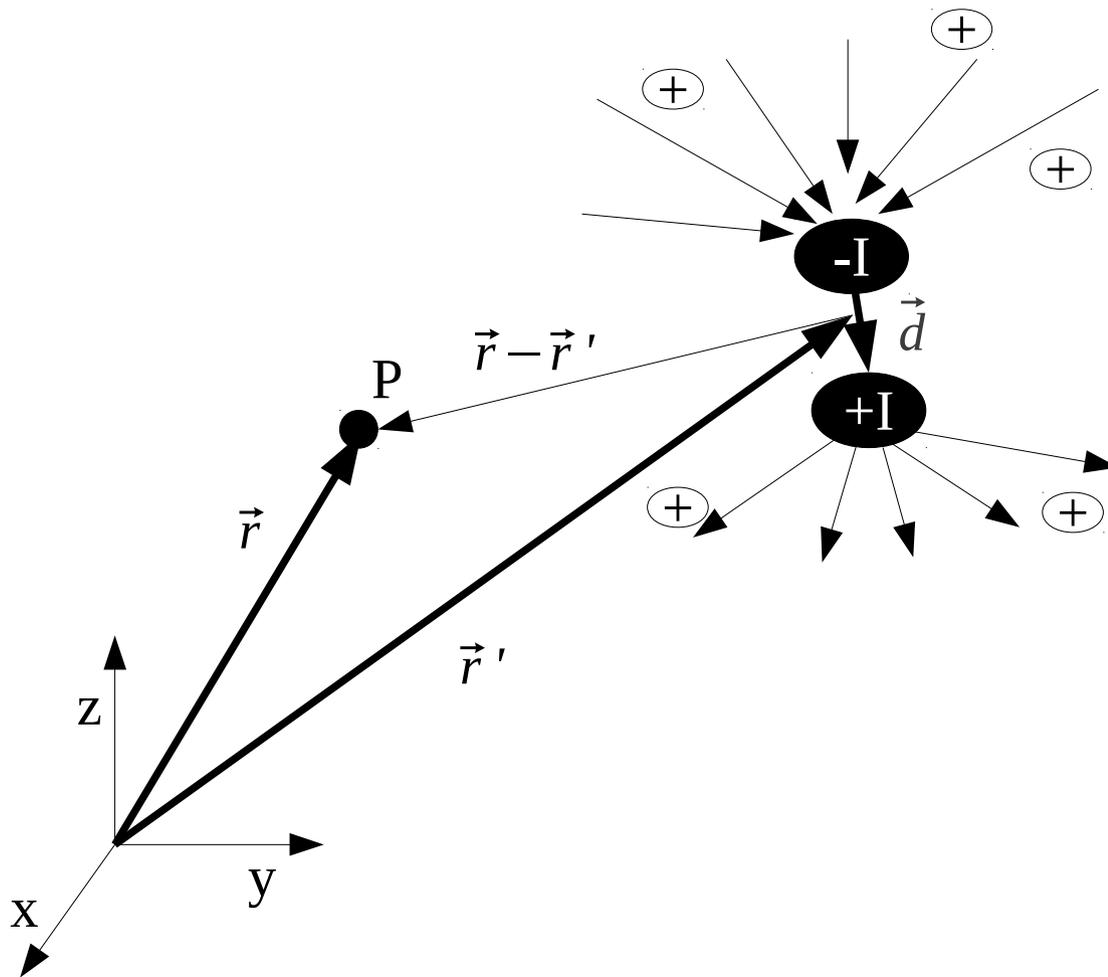


$$u(r) = \frac{I}{4\pi\sigma} \frac{d \cos\theta}{r^2} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{r^3}$$
$$\vec{p} = I \vec{d}$$

4. Captación de biopotenciales

1.Introducción

Dipolo de corriente



$$u(r) = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\vec{p}(\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}$$

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \vec{p} \cdot \nabla' \left(\frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \right)$$

4. Captación de biopotenciales

1.Introducción

Podemos usar dos modelos para modelar el potencial extracelular:

- Monopolos de corriente
- Dipolos de corriente

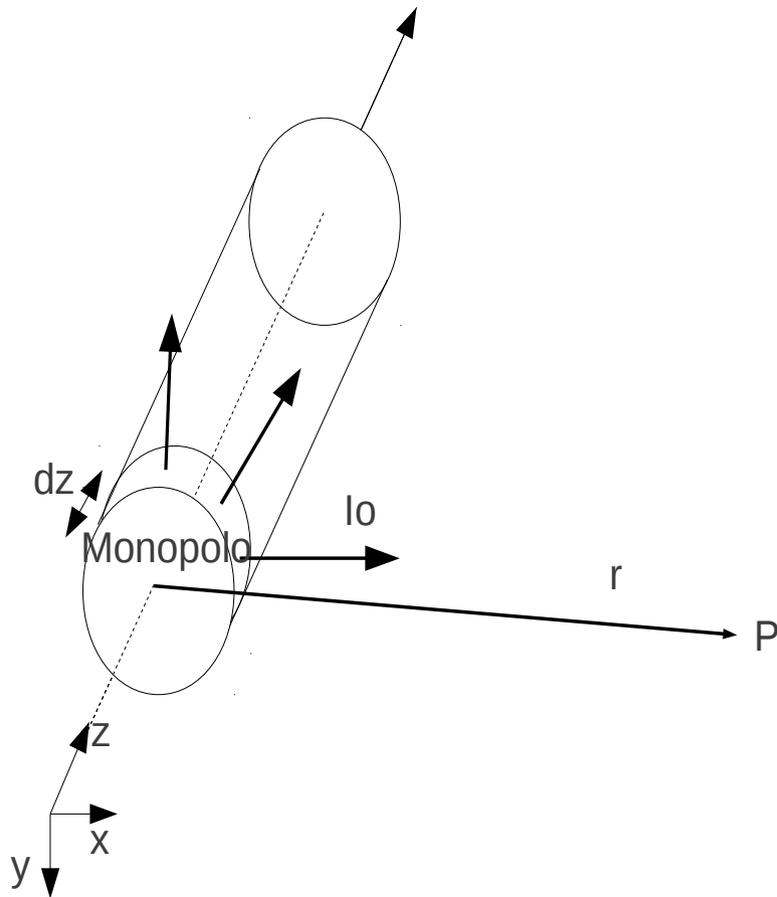
Ambos modelos convergen cuando el punto de medida está lo suficientemente alejado como para despreciar el efecto del diámetro interior de la fibra.

4. Captación de biopotenciales

1.Introducción

Modelo basado en monopolos de corriente

y



$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \frac{I_0}{r}$$

$$j_r = \frac{1}{2\pi R R_I} \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = \sigma_i \frac{R}{2} \frac{\partial^2 v}{\partial z^2}$$

$$dI_0 = 2\pi R dz j_r = A \sigma_i \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} dz$$

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} A \int_{z'=-\infty}^{z'=\infty} \frac{1}{|\vec{r}' - \vec{r}|} \frac{\partial^2 v}{\partial z'^2} dz'$$

4. Captación de biopotenciales

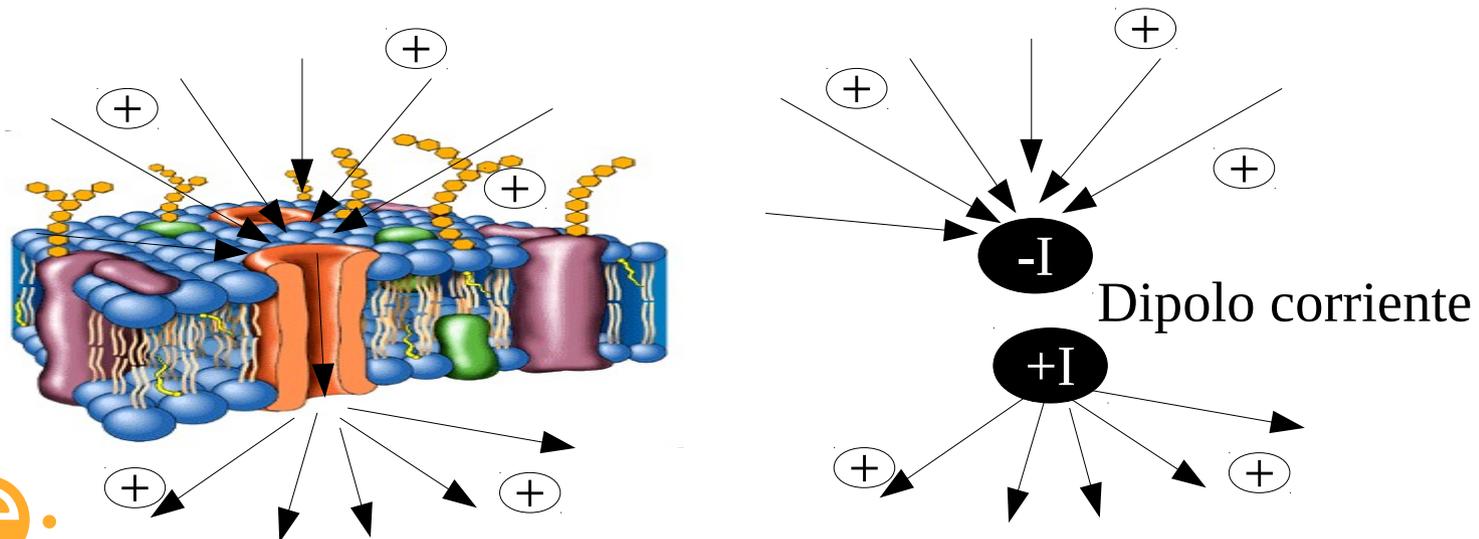
1. Introducción

Modelo de dipolos de corriente: Las corrientes que atraviesan la membrana como consecuencia del potencial de acción, provocan un potencial a una distancia r (dipolo de corriente)

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{r^3} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{I \delta \vec{r}}{r^3}$$

Para un elemento diferencial de membrana $dI = j_m dS_m$

$$du(\vec{r}) = \frac{\delta}{4\pi\sigma_e} j(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d\vec{S}_m$$



4. Captación de biopotenciales

1. Introducción

Integrando para toda la membrana

$$u(\vec{r}) = \frac{\delta}{4\pi\sigma_e} \int \int j(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d\vec{S}_m$$

Conviene expresar el potencial extracelular en función del potencial de acción en lugar de la densidad de corriente.

$$j \approx -\frac{\sigma_i u_m}{\delta}$$

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int \int u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d\vec{S}_m$$

↓ Demostración en anexo I

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int \int \int \vec{\nabla}' u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dV$$

4. Captación de biopotenciales

1. Introducción

Potencial extracelular para una fibra de longitud infinita

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint \vec{\nabla}' u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dv$$

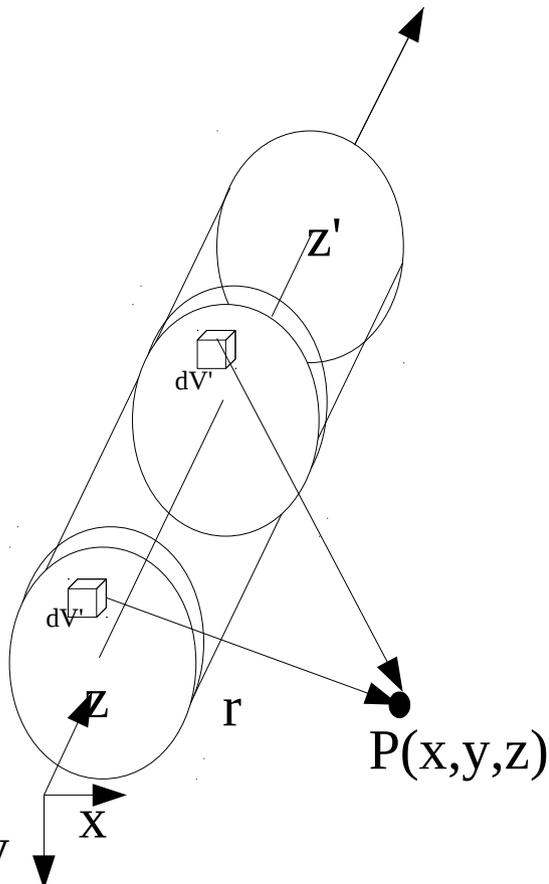
$$\vec{\nabla}' \approx \frac{\partial}{\partial z'} \quad ; \quad \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} \approx \frac{z - z'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} \quad ; \quad dv = dz' dA'$$

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z'} \frac{z - z'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dz'$$

$$\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z'} \frac{z' - z}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dz'$$

↓ Demostración en anexo II

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \frac{1}{|\vec{r}' - \vec{r}|} dz'$$

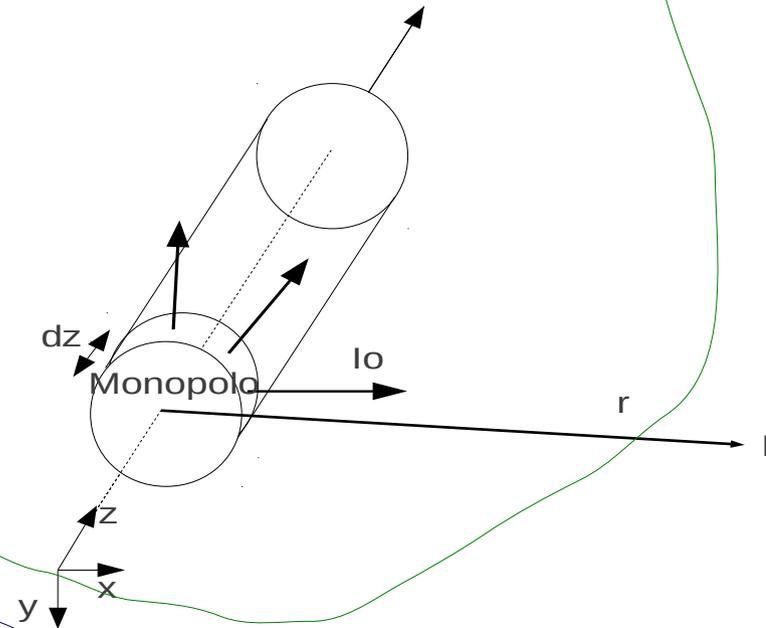
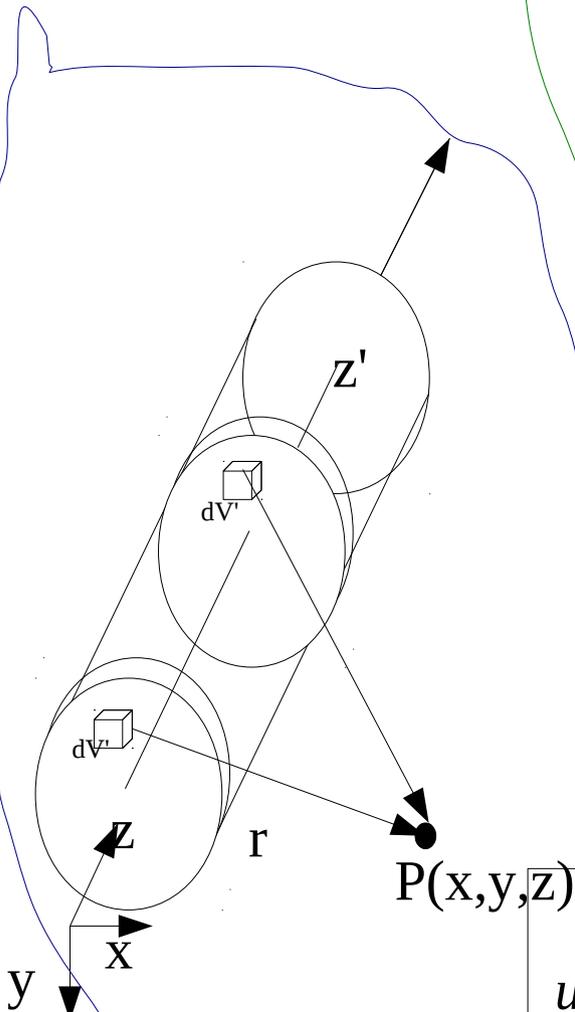


4. Captación de biopotenciales

1. Introducción

Comparación modelo bipolar y monopolar

$$\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} A \int_{z'=-\infty}^{z'=\infty} \frac{1}{|\vec{r}' - \vec{r}|} \frac{\partial^2 v}{\partial z'^2} dz'$$



$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \frac{1}{|\vec{r}' - \vec{r}|} dz'$$

4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

El EMG mide la actividad eléctrica del músculo.

El ENG mide la conducción eléctrica en los nervios.

Desde el punto de vista clínico, estudian problemas motores (debilidad, pérdida de fuerza) o sensitivos (dolor, pérdida de sensibilidad, hormigueos, adormecimiento, calambres) en cualquier parte del cuerpo.

Pueden acompañarse de electro-estimulación.

Superficial o intramuscular



4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Fibras nerviosas y musculares forma cilíndrica con una dimensión mucho más grande que las restantes)

Potencial creado por una fibra de longitud infinita:

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \frac{1}{|\vec{r}' - \vec{r}|} dz'$$
$$\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \iint \frac{dA}{|\vec{r}' - \vec{r}|} dz' = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \Psi(x, y, z' - z)$$

El potencial extracelular es la convolución de la segunda derivada del potencial de acción con una función geométrica.

$$\Psi(x, y, z' - z) = \iint \frac{dA}{|\vec{r}' - \vec{r}|} = \iint_A \frac{dx' dy'}{\sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y)^2 + (z' - z)^2}}$$

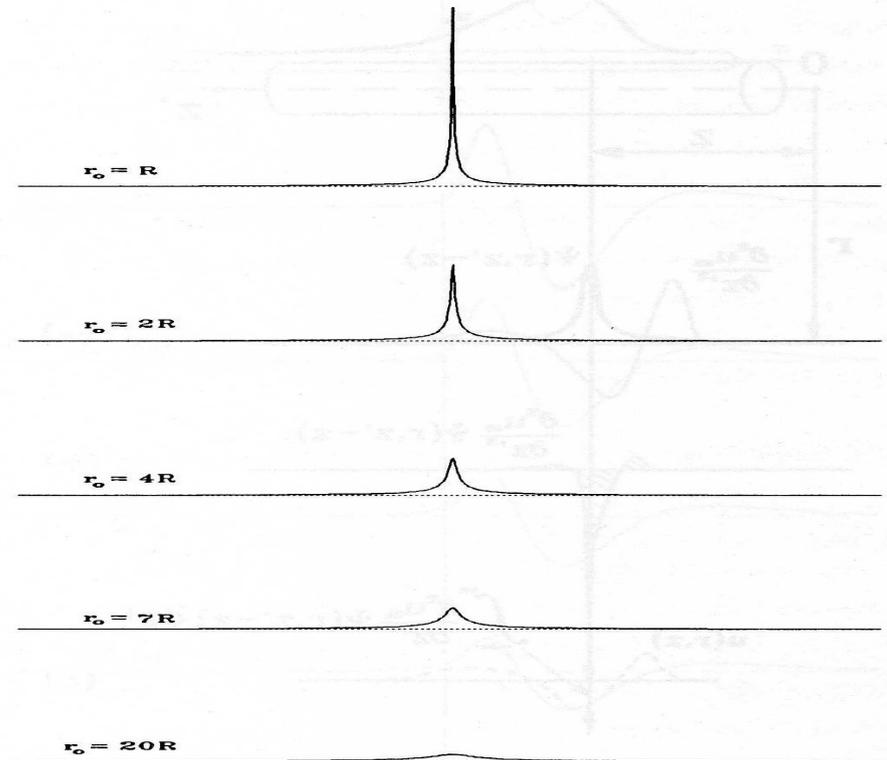
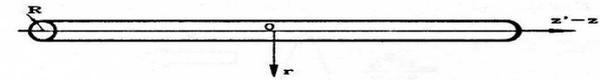
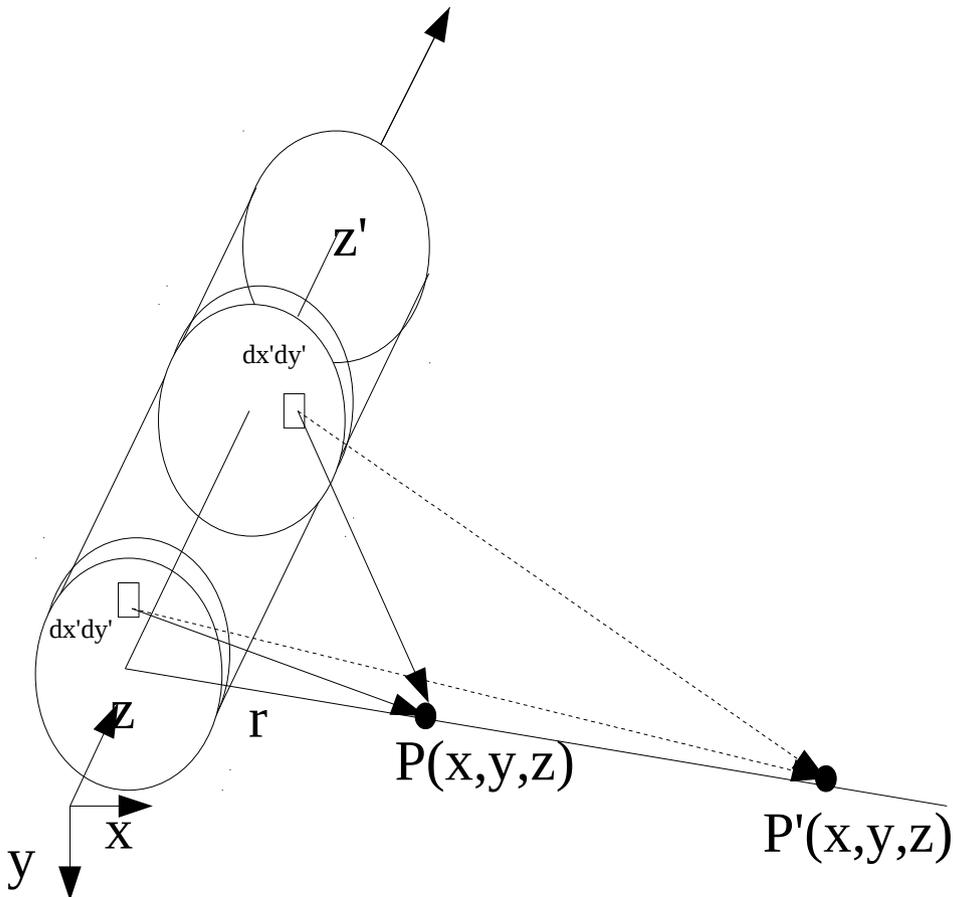
4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Mapas de potenciales para una fibra cilíndrica

Obtención $\Psi(z-z')$

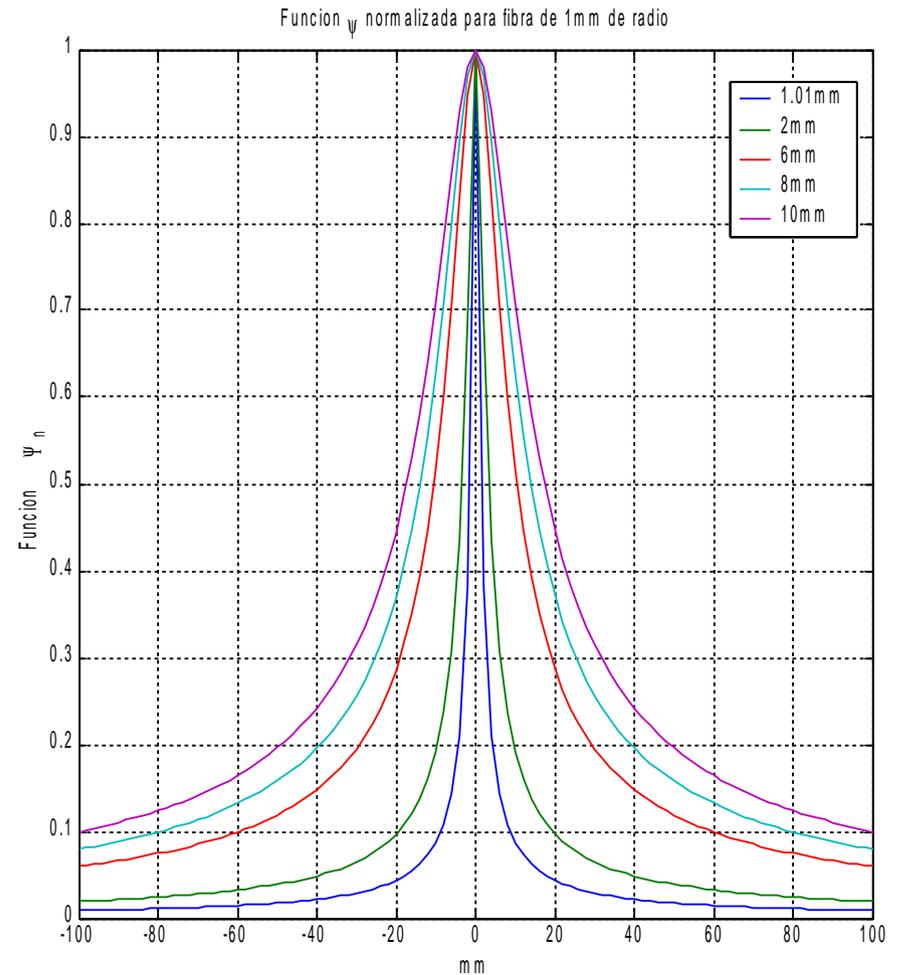
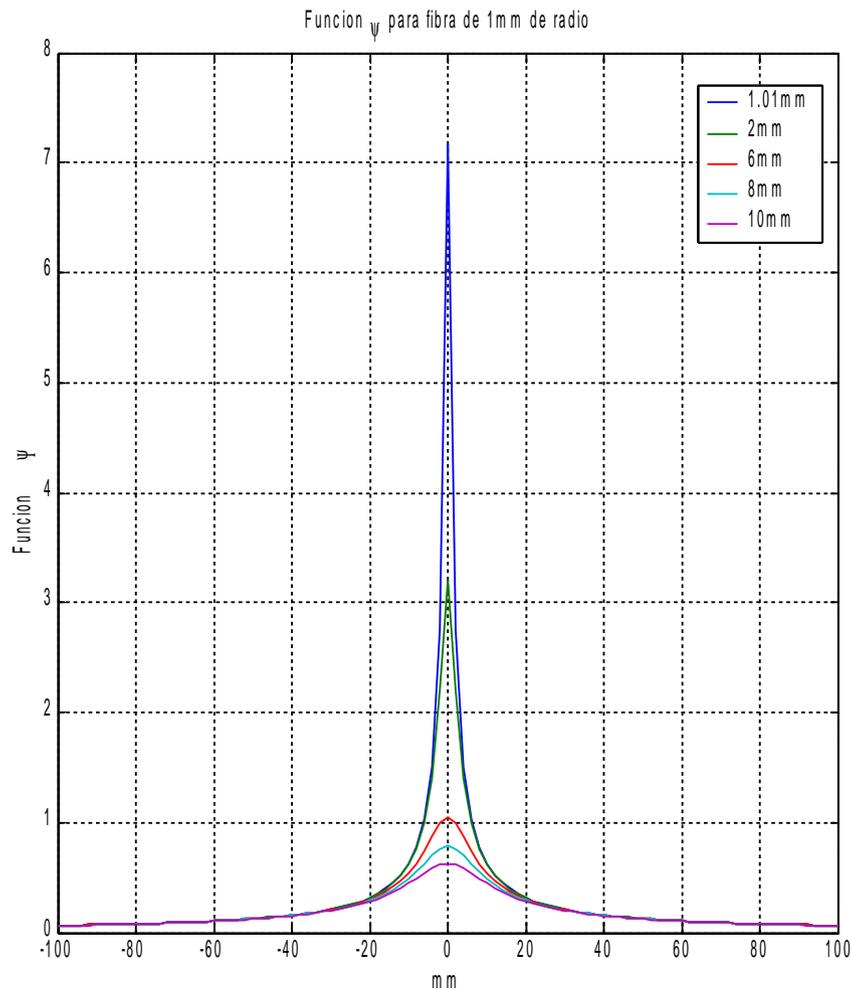
$$\Psi(x, y, z' - z) = \int \int_A \frac{dx' dy'}{\sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y)^2 + (z' - z)^2}}$$



4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Mapas de potenciales para una fibra cilíndrica (cont.)

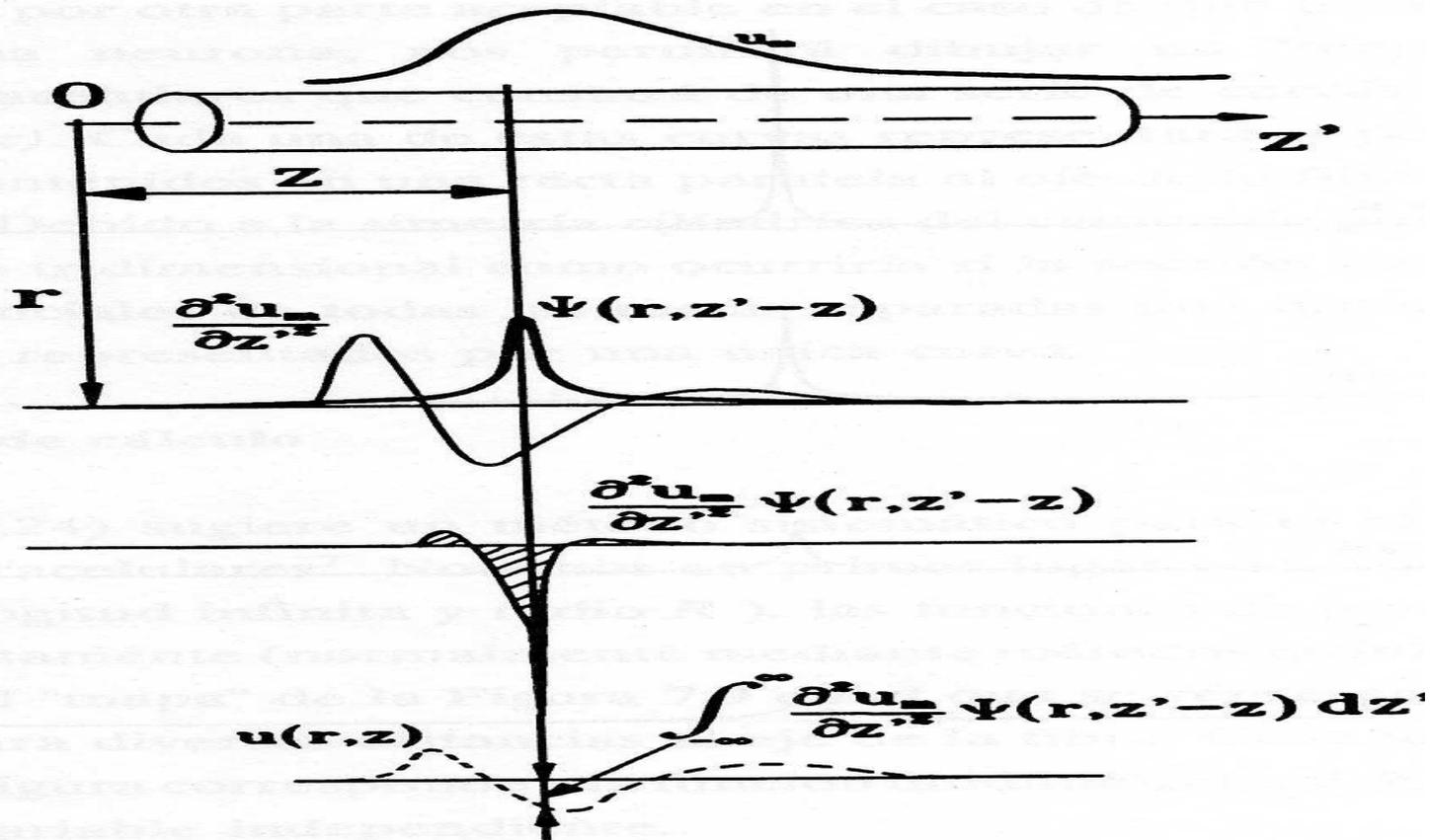


4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Mapas de potenciales para una fibra cilíndrica (cont.)

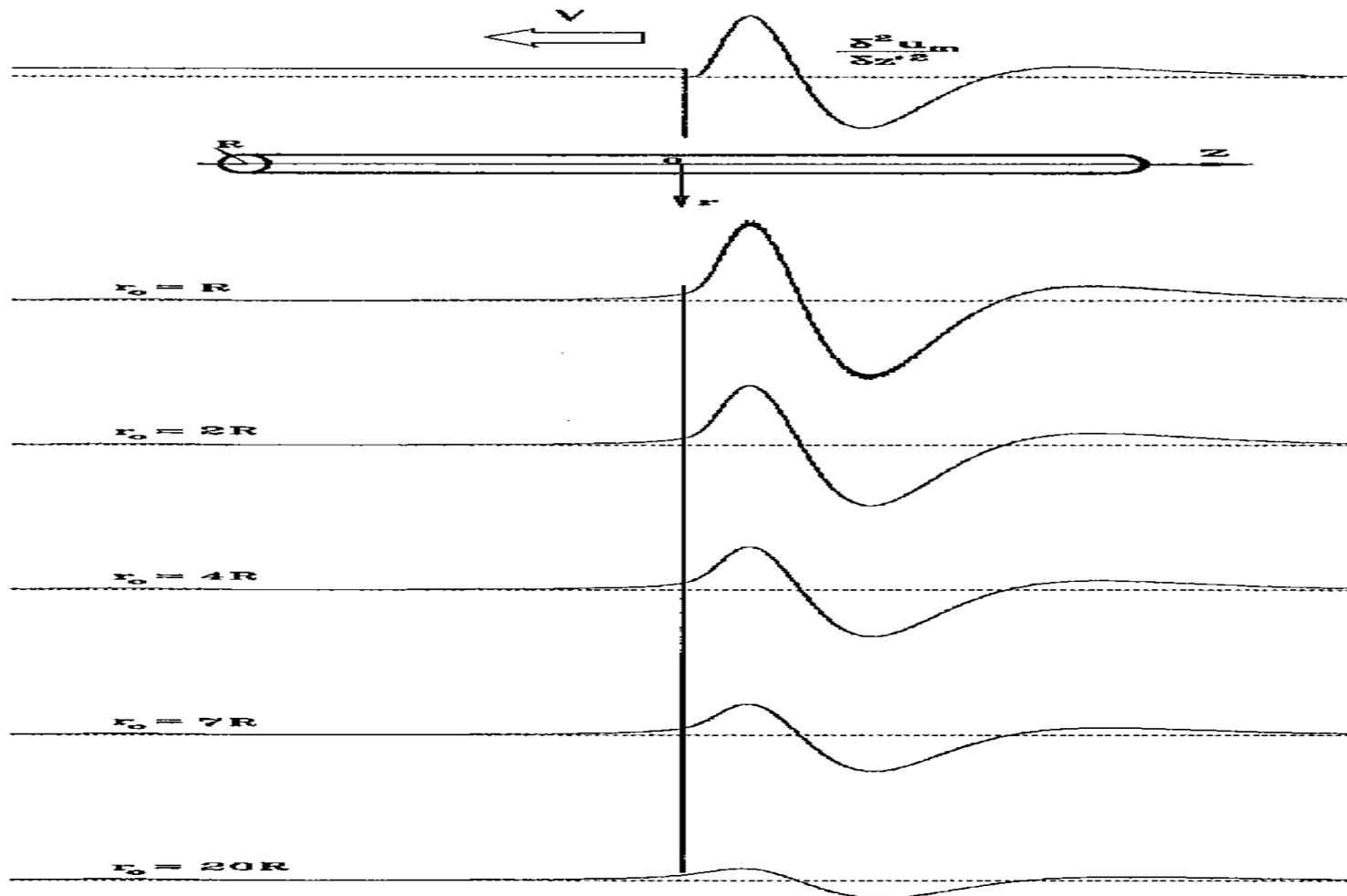
Convolución



4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Mapas de potenciales para una fibra cilíndrica (cont.)



4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

Casos especiales de la fibra de longitud infinita:

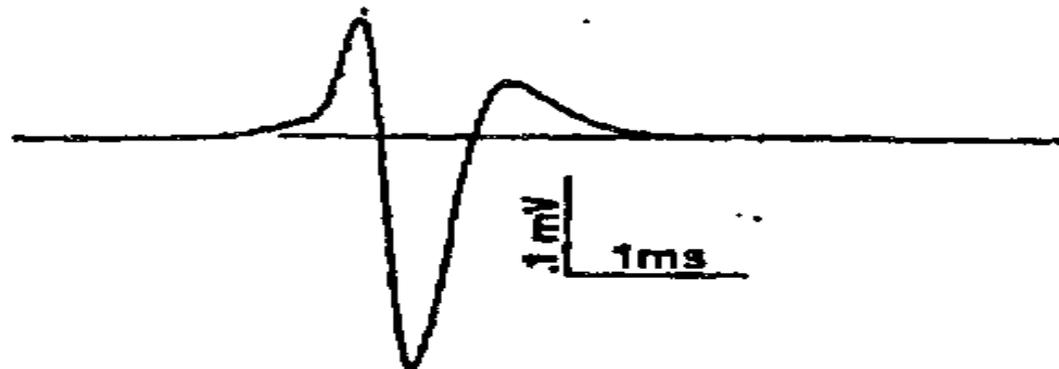
a) $r \rightarrow R$ (radio de la fibra)

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \delta(x, y, z' - z) dz' = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2}$$

b) $r \rightarrow \infty$

$$\Psi(x, y, z' - z) = \int \int \frac{dA}{|\vec{r}' - \vec{r}|} \rightarrow \frac{A}{|\vec{r}' - \vec{r}|} \quad u(\vec{r}) = \frac{A}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \frac{dz'}{|\vec{r}' - \vec{r}|}$$

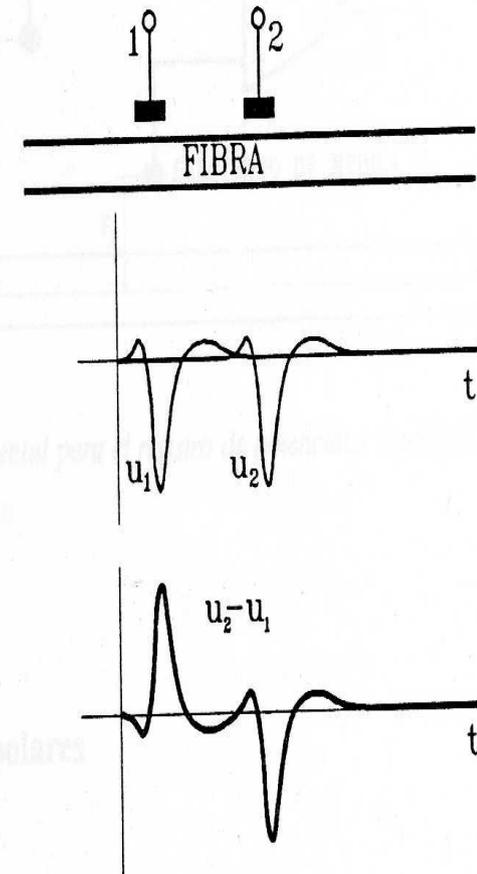
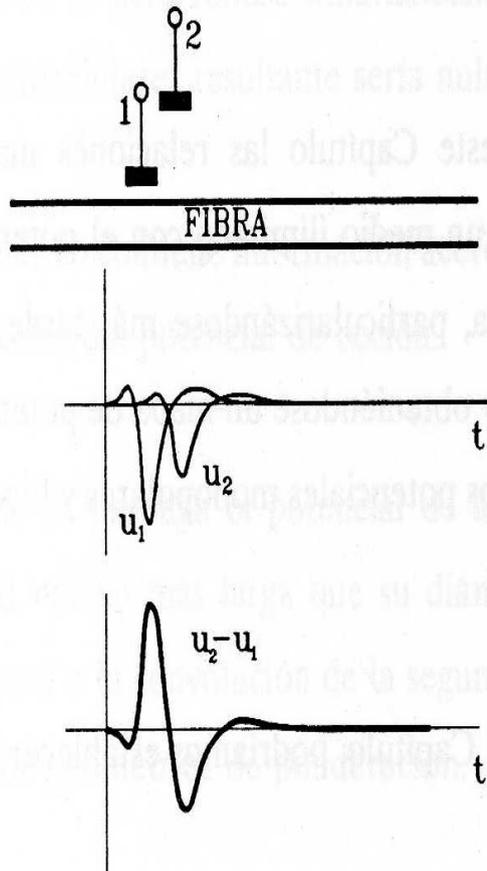
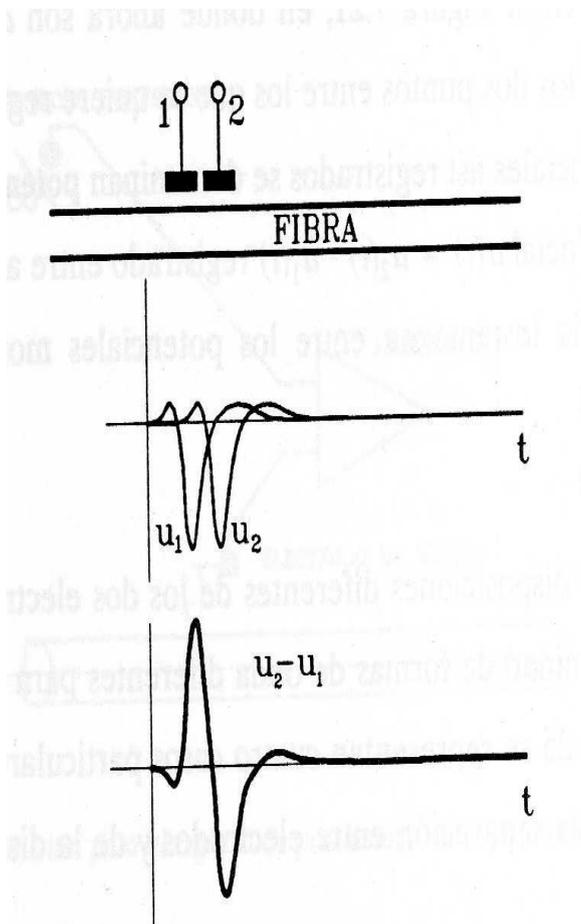
Señal trifásica (registro monopolar)



4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

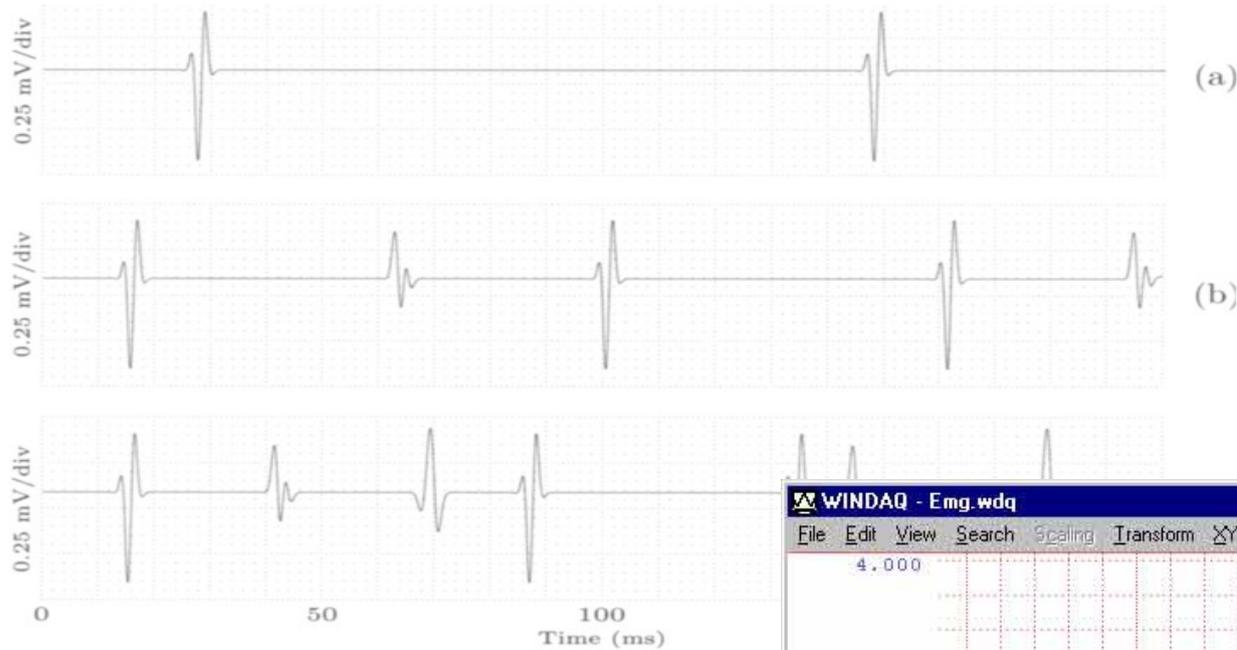
Registros bipolares



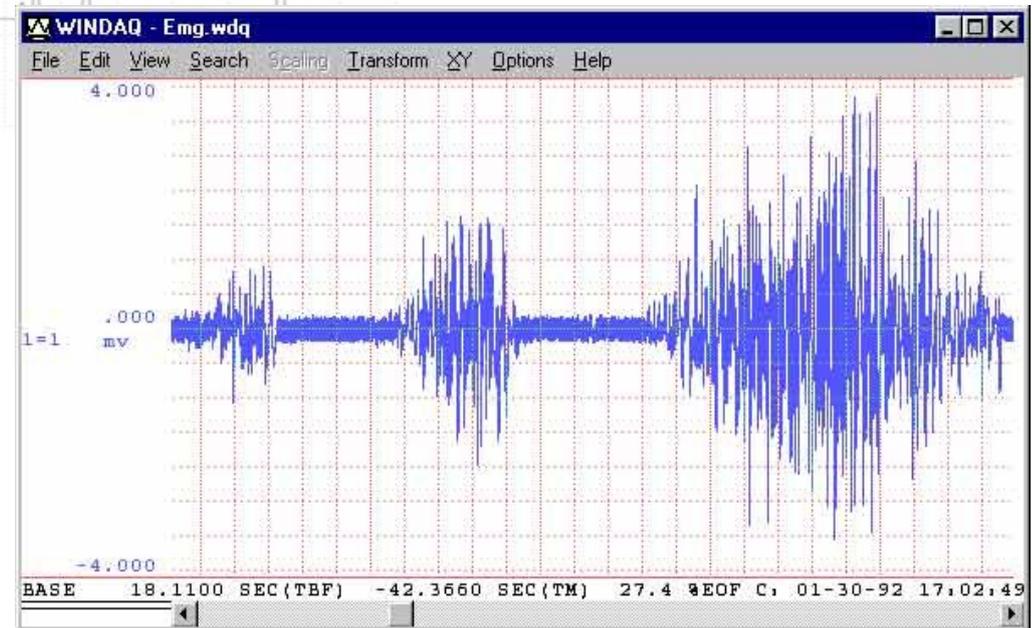
4. Captación de biopotenciales

2. EMG y ENG

EMG



<http://www.youtube.com/watch?v=pC3NJZ1cjuM>

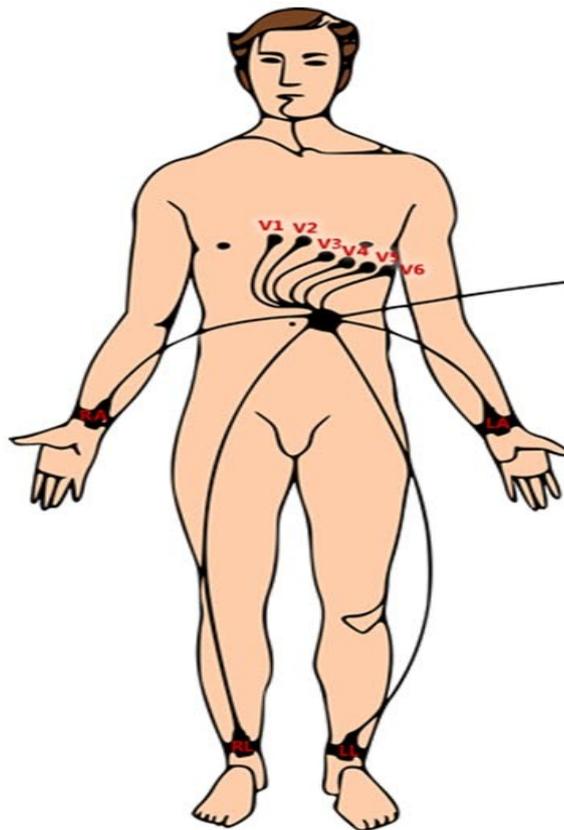


4. Captación de biopotenciales

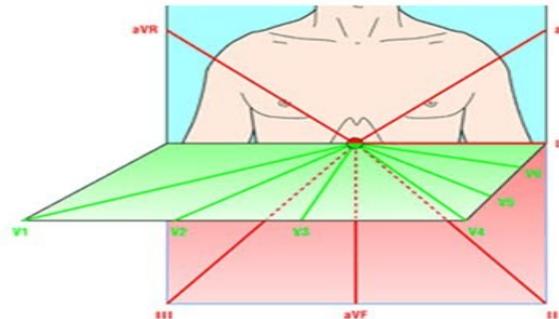
3. ECG

El ECG permite monitorizar la actividad eléctrica del corazón.

Derivaciones monopolares y bipolares



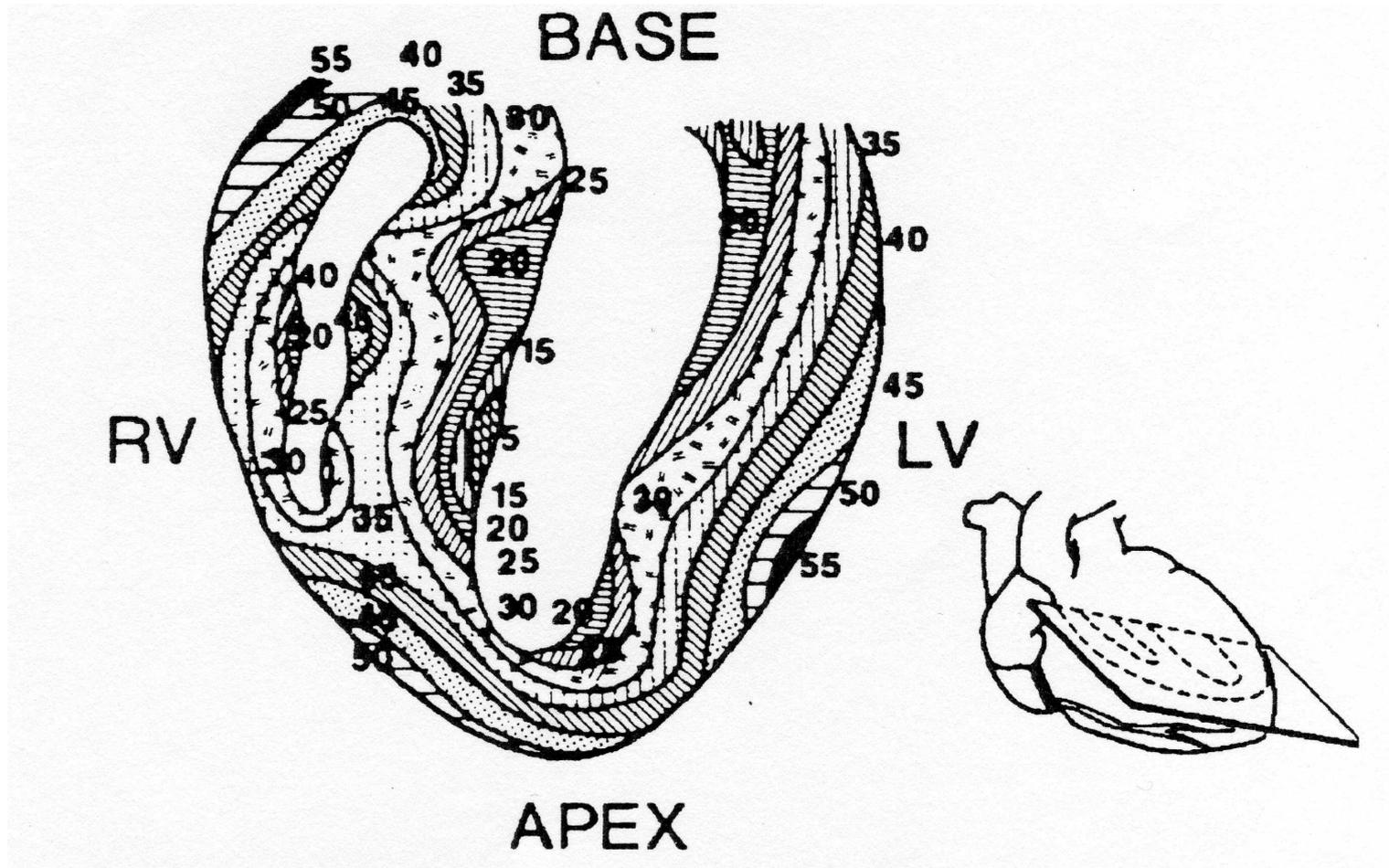
- V1** - 4th intercostal space R sternal border
- V2** - 4th intercostal space L sternal border
- V3** - Between leads V2 and V4.
- V4** - 5th L intercostal space in midclavicular line
- V5** - Horizontally even with V4, but in the anterior axillary line.
- V6** - Horizontally even with V4 and V5 in the midaxillary line. (The midaxillary line is the imaginary line that extends down from the middle of the patient's armpit.)



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

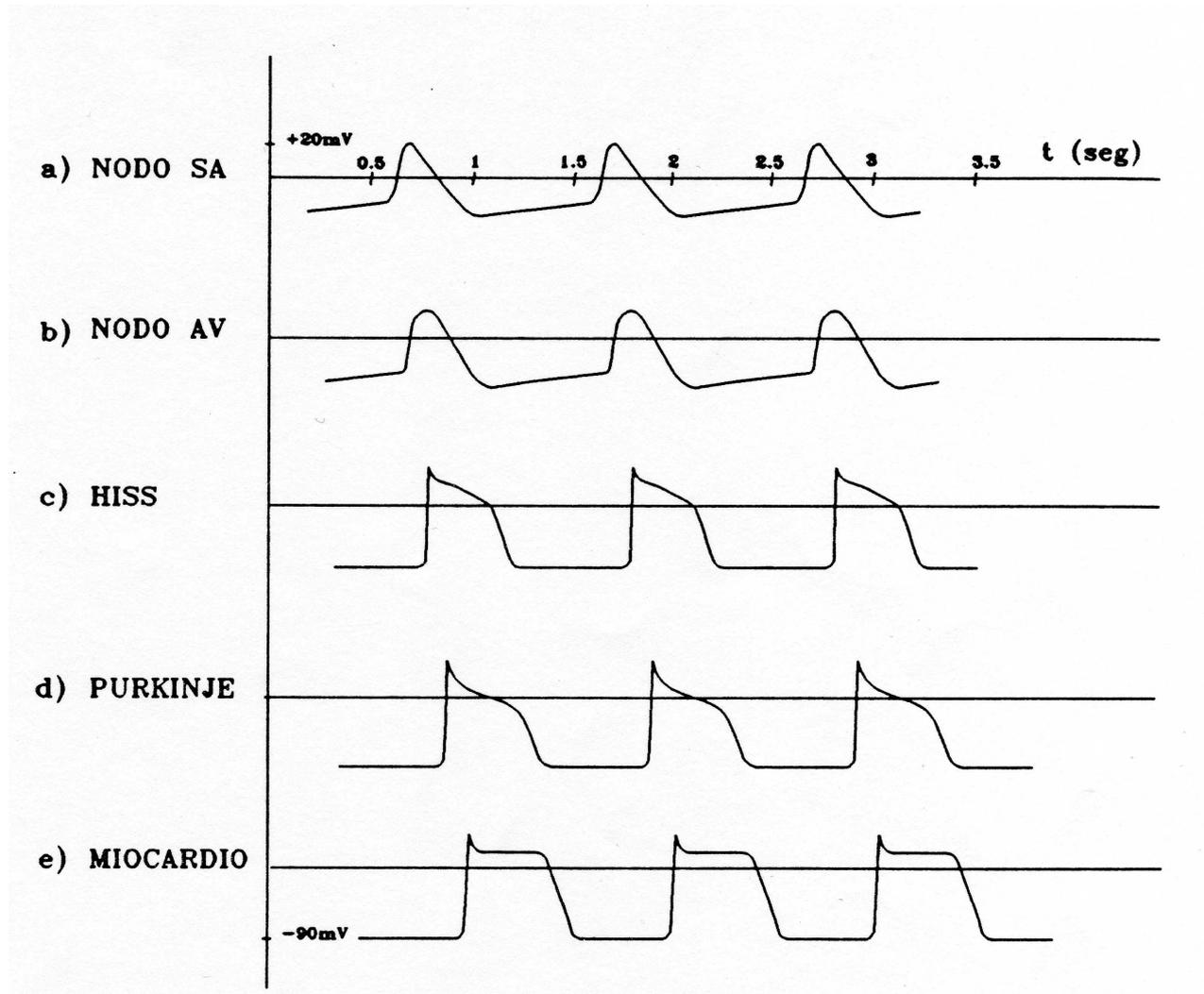
Isócronas



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

Potenciales de acción en diferentes partes del corazón



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

Modelo eléctrico del corazón

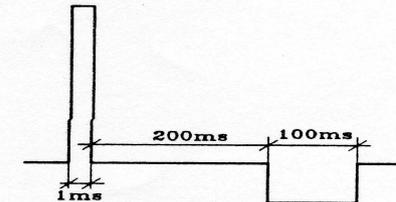
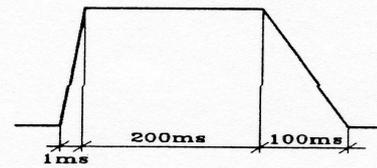
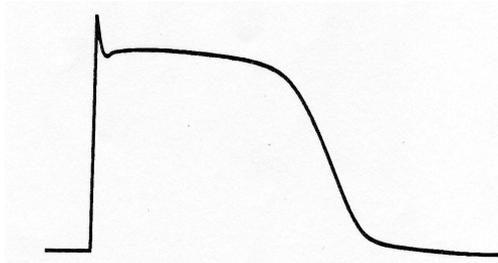
- Fibras cilíndricas conectadas unas a otro (serie, paralelo) con una membrana especial (discos intercalares)
- Gran permeabilidad de los discos a los iones => PA se propaga fácilmente de una célula a otra sin necesidad de sinápsis.
- Desde el punto de vista eléctrico se puede considerar que el corazón es una sola célula por el que se propaga el PA.
- Debido a que el volumen total ocupado por el músculo es mayor que el volumen intracelular de las fibras reales, el potencial extracelular deberá escalarse por un factor menor que 1.

$$u(\vec{r}) = -\frac{\gamma}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint \vec{\nabla}' u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dV$$

4. Captación de biopotenciales

3. ECG

Potencial de acción idealizado

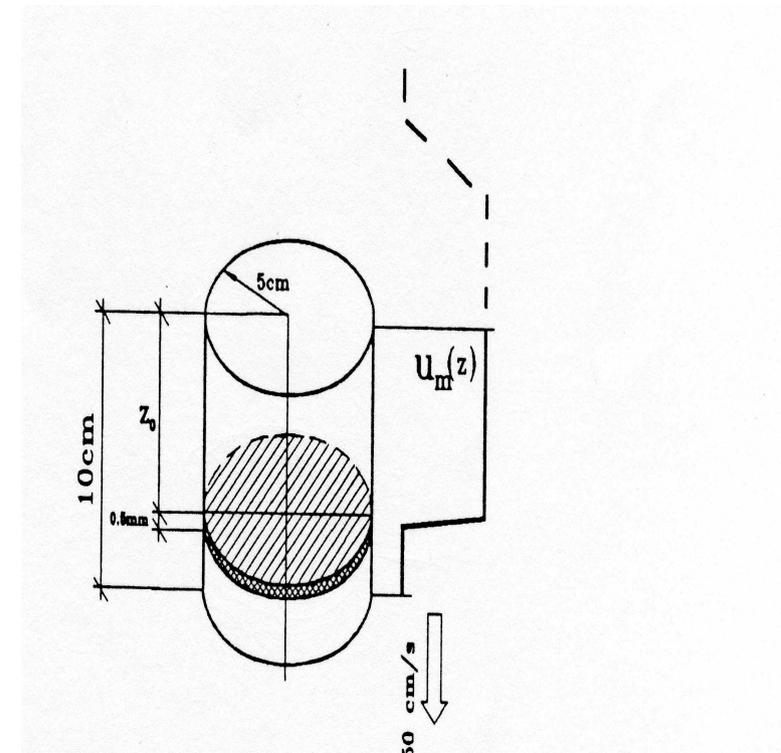


Modelo cilíndrico del corazón

- 10cm altura y 5 cm de radio
- Velocidad del PA miocardio 0.5m/s
- Todo está despolarizado antes de
 - iniciar la repolarización.
- El dipolo de corriente sólo es distinto
- De cero en un disco (isócrona)

$$u(\vec{r}) = \frac{\gamma}{4\pi\sigma_e} \iiint \left[-\sigma_i \frac{\partial u_m}{\partial z'} \right] \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dv$$

$$dp = -\gamma \sigma_i \frac{\partial u_m}{\partial z'} dv$$



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

Dipolo cardiaco

En medicina se utiliza el concepto de dipolo del corazón (isócrona).

$$d\vec{p} = -\gamma \sigma_i \frac{\partial u_m}{\partial n} \vec{n} dv$$
$$\vec{P} = -\int \int \int \gamma \sigma_i \frac{\partial u_m}{\partial n} \vec{n} dv = -\gamma \sigma_i \int \int \vec{n} dS \int \frac{\partial u_m}{\partial n} dn$$
$$-\gamma \sigma_i \int \int_{iso} V_m \vec{n} dS = -\gamma \sigma_i V_m \vec{S}$$

Potenciales extracelulares usando el dipolo cardiaco

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \int \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d\vec{p} = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \vec{\lambda} \vec{P} = \vec{P}(t) \vec{l}(\vec{r}, t)$$

Donde

$$\vec{l}(\vec{r}, t) = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \vec{\lambda} = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \frac{\overline{\vec{r} - \vec{r}'}}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3}$$

4. Captación de biopotenciales

3. ECG

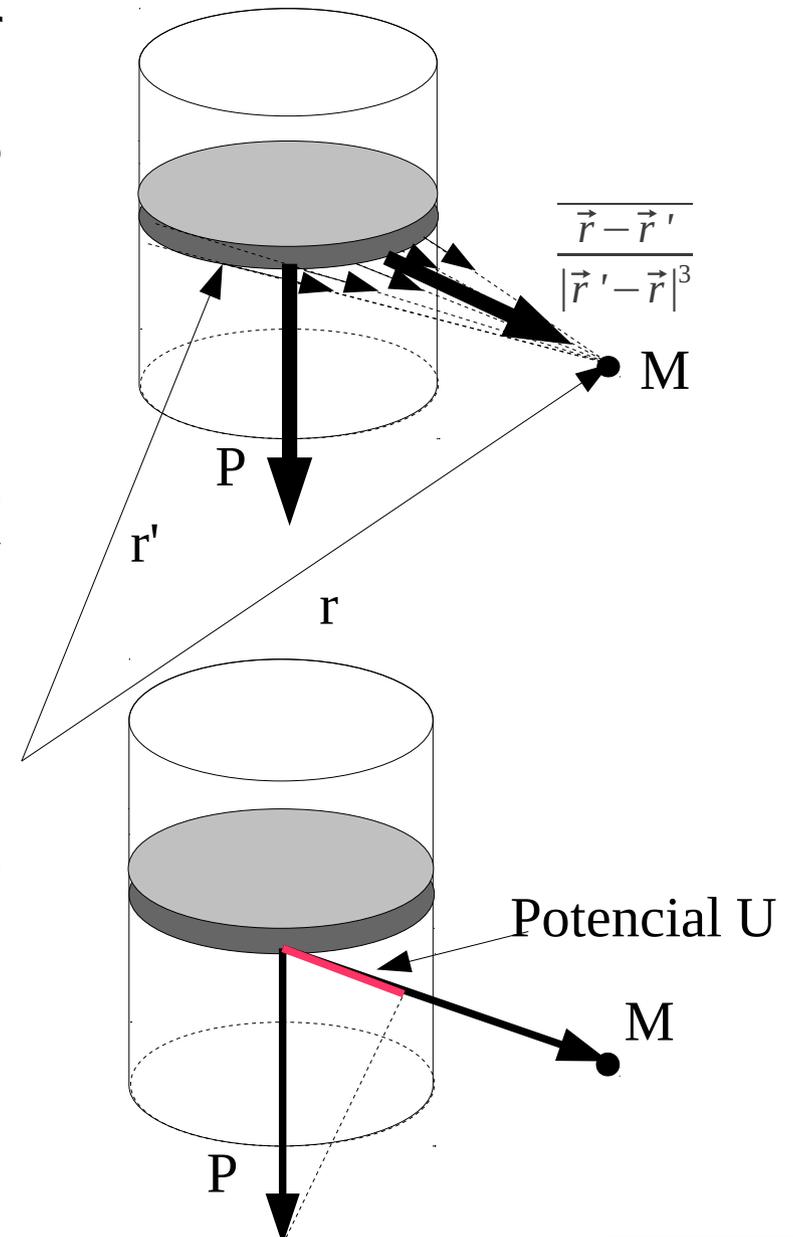
Por tanto el potencial extracelular en un punto viene dado por la proyección del dipolo cardiaco P sobre el vector medio que une el punto de medición con la superficie isócrona.

Si tomamos la medida entre dos puntos (diferencial) a(positivo y b(negativo))

$$u_{ab}(t) = \vec{P}(t) \vec{l}_{ab}(t)$$

Si el punto b está muy lejos o se hace que tenga voltaje nulo.

$$u_{ab}(t) = \vec{P}(t) \vec{l}(t)$$

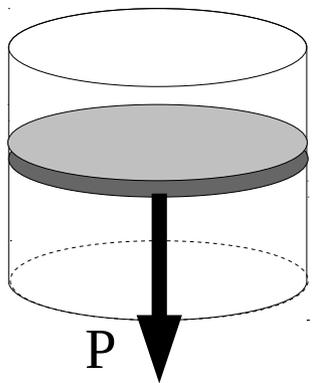
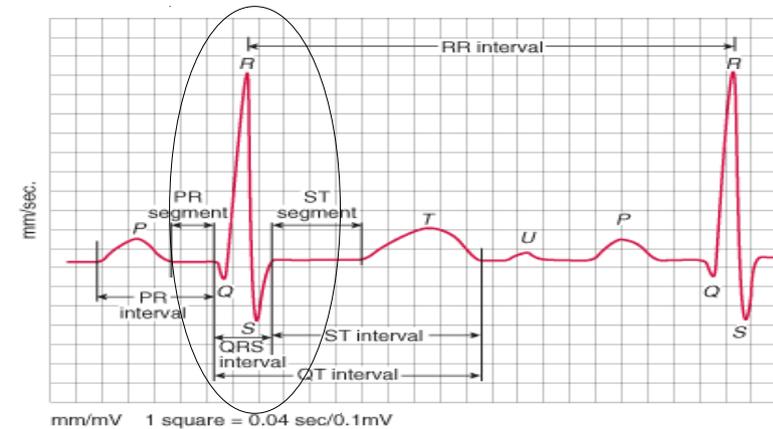


4. Captación de biopotenciales

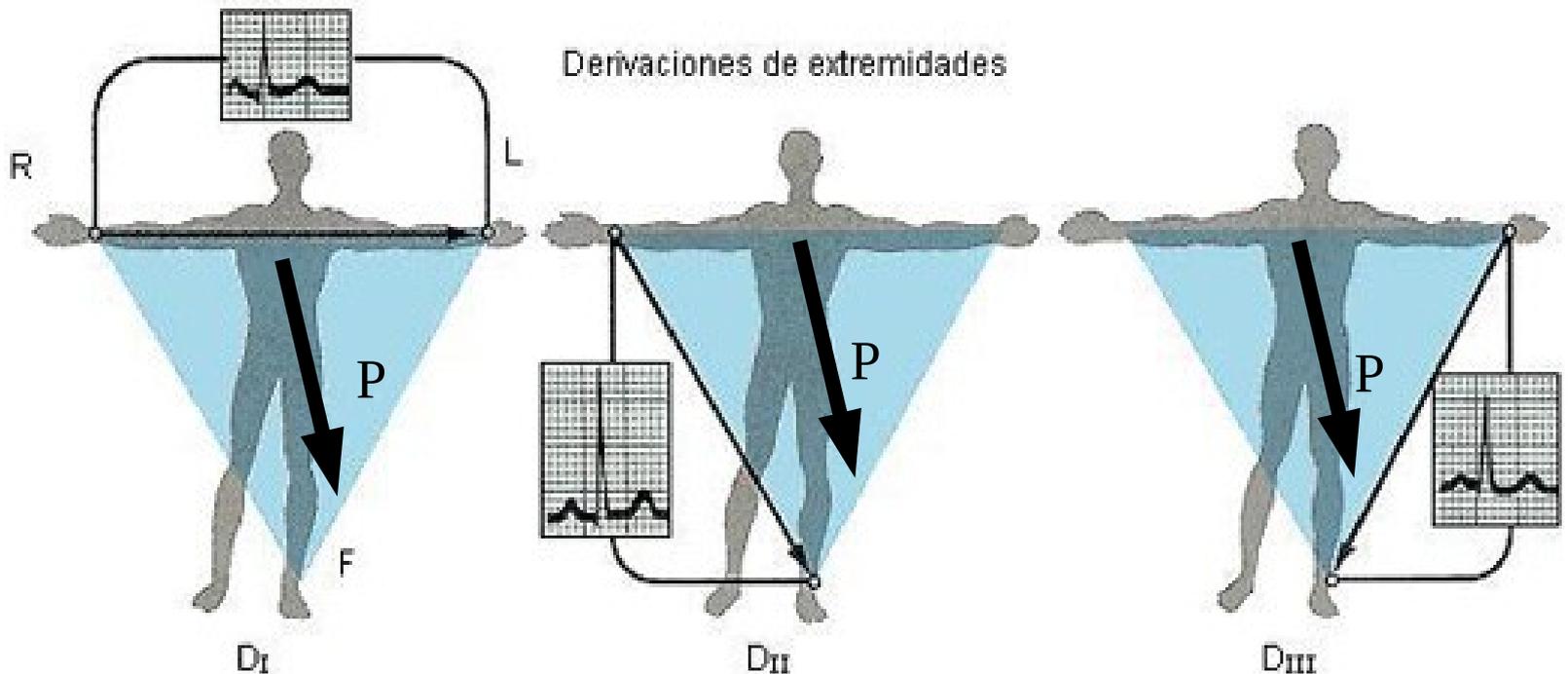
3. ECG

ECG (Derivaciones en extremidades)

Potencial extracelular: proyección del dipolo cardiaco con los vectores que unen un vértice del triángulo con el punto medio de su lado opuesto.



Despolarización

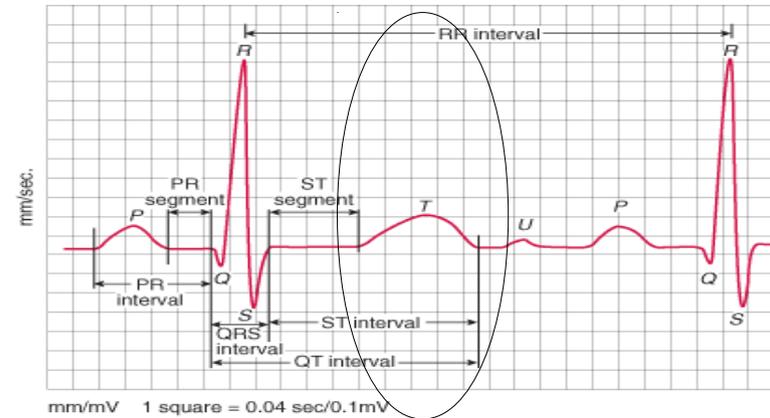


4. Captación de biopotenciales

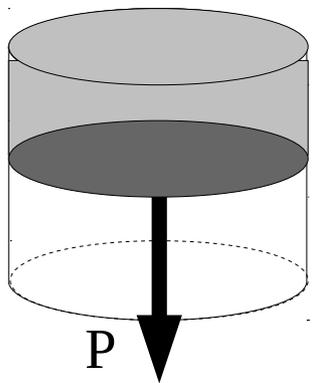
3. ECG

ECG (Derivaciones en extremidades)

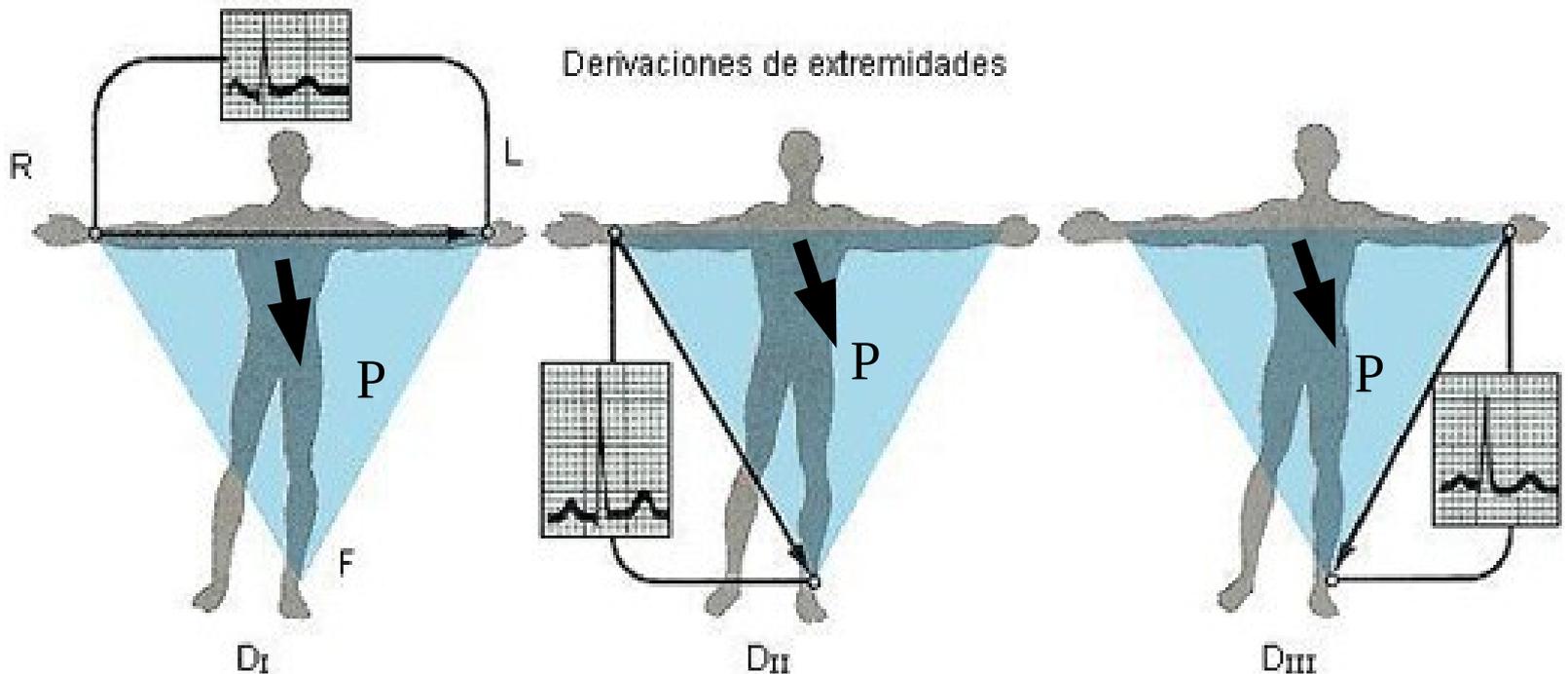
La repolarización se hace desde las capas más profundas del miocardio hacia las más externas.



<http://www.youtube.com/watch?v=ULkCis4TT00>



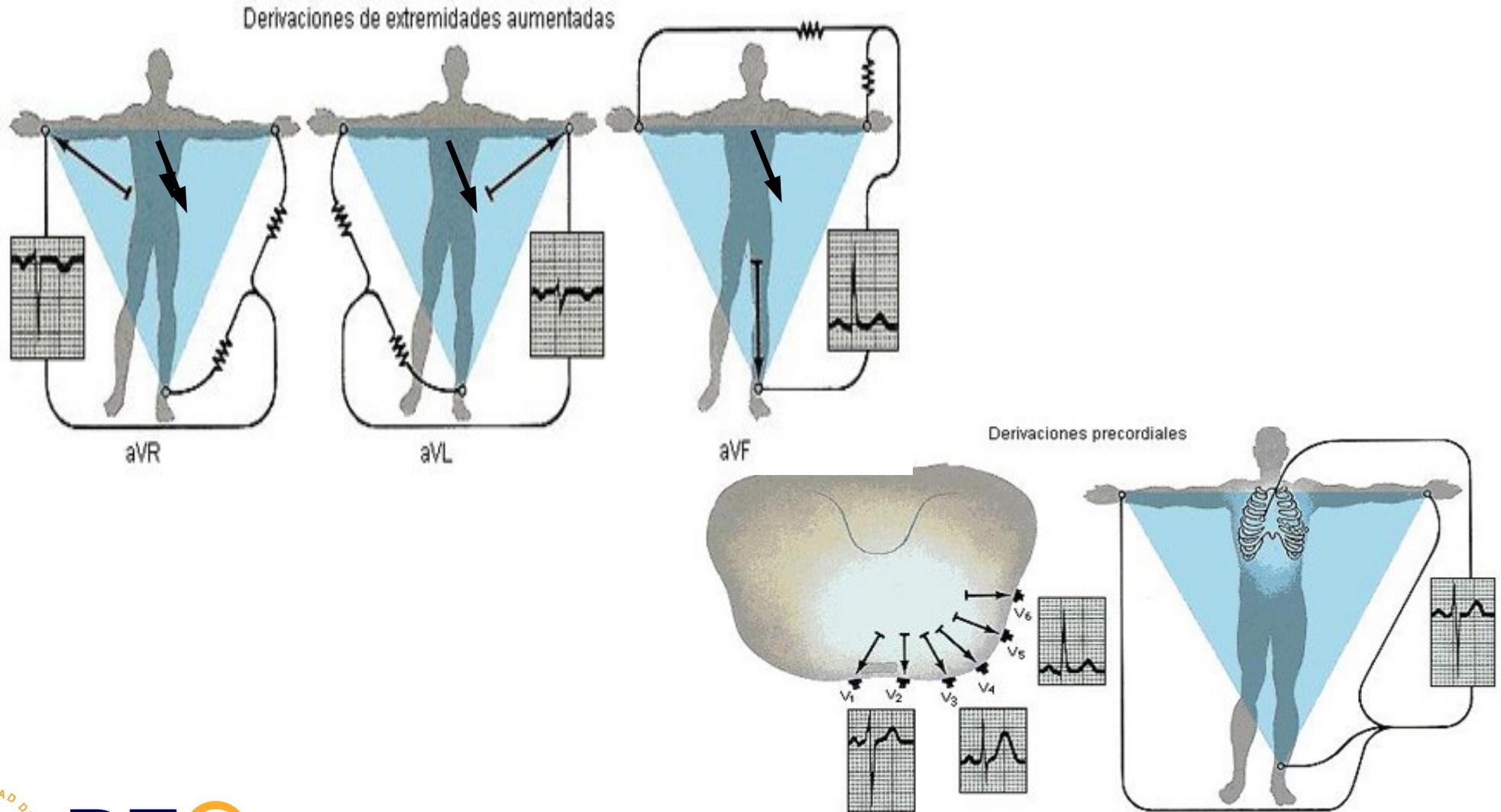
Repolarización



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

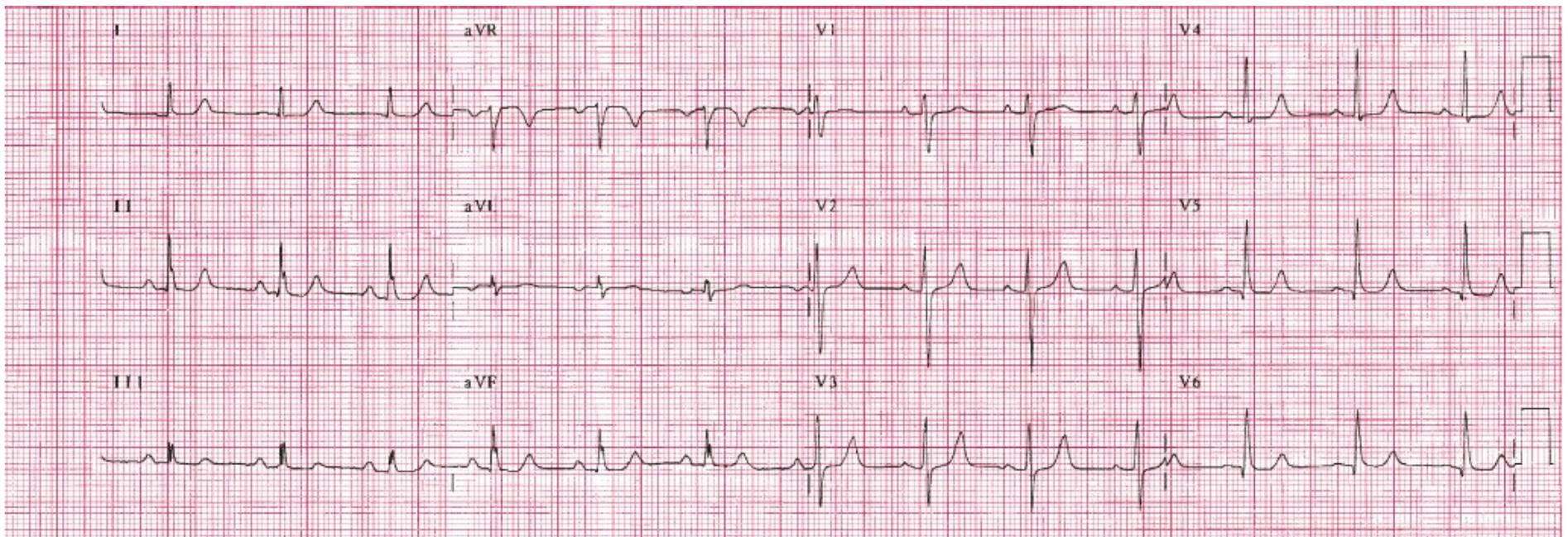
ECG (otras derivaciones)



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

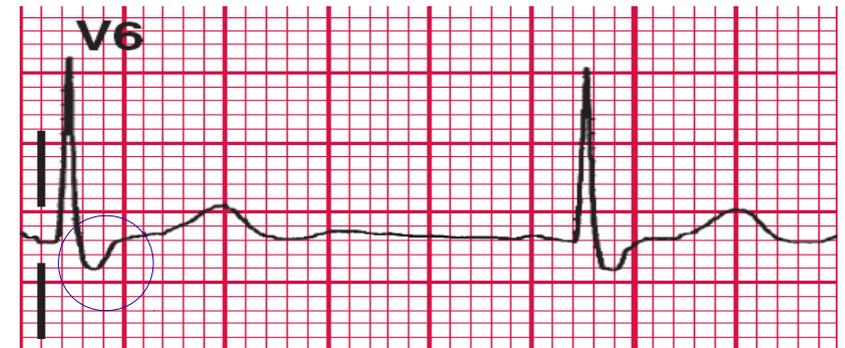
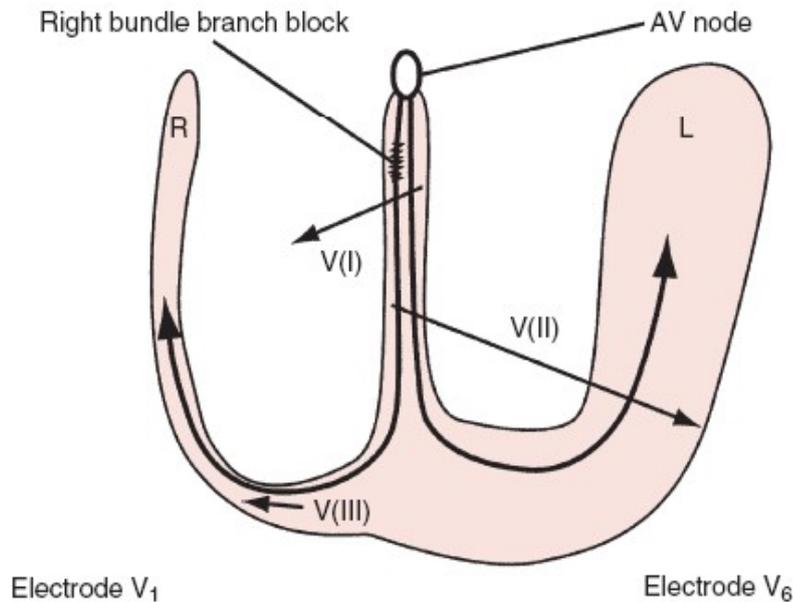
ECG normal



4. Captación de biopotenciales

3. ECG

Ejemplo de ECG atípico (Bloqueo de la rama derecha)



4. Captación de biopotenciales

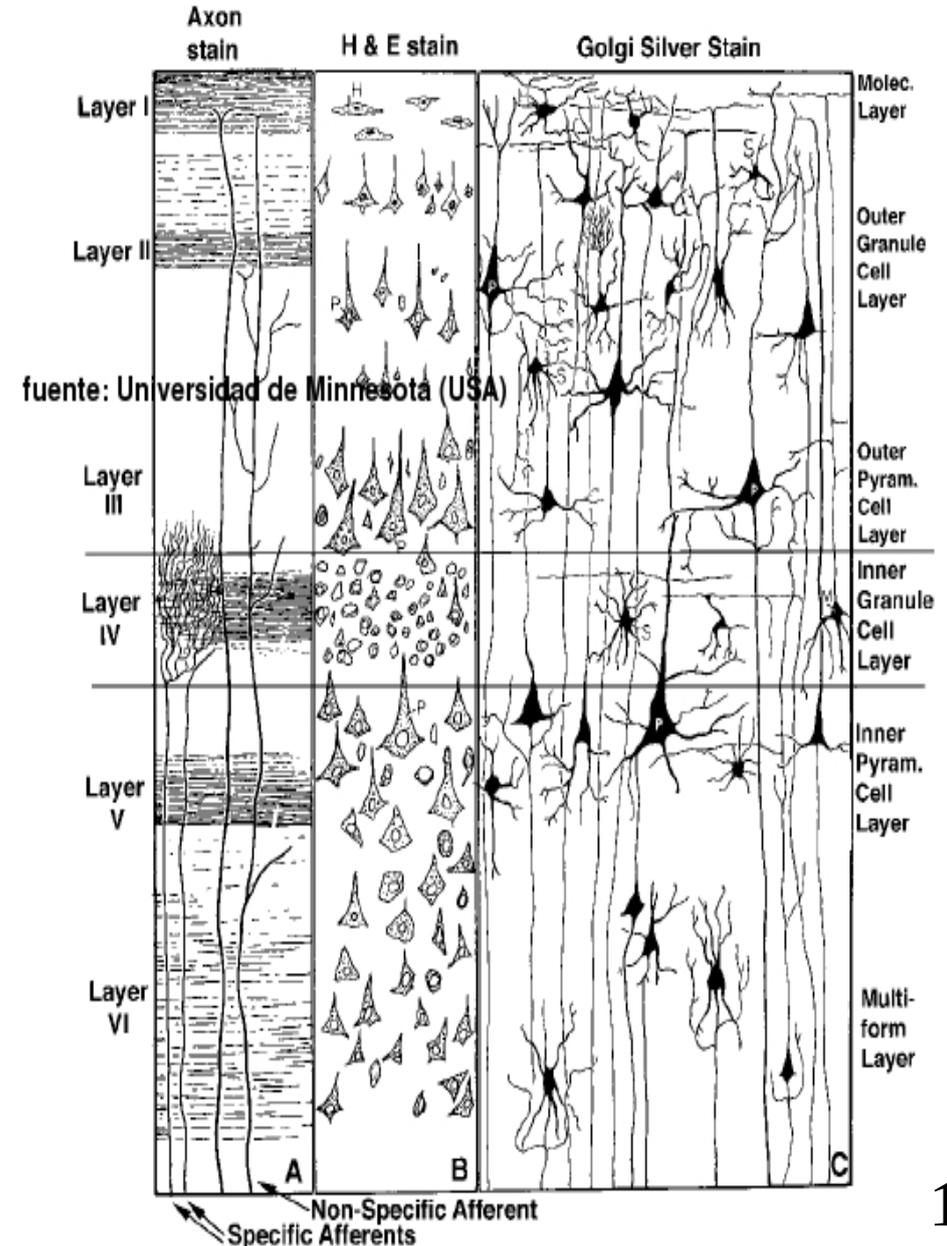
4. EEG

Estructura SNC: Médula, Tronco encefálico, cerebelo y cerebro: materia gris (corteza) y blanca.

El EEG mide la actividad eléctrica de la corteza cerebral.

El neocórtex tiene varias capas

- Capa molecular
- Capa granular externa
- Capa piramidal externa
- Capa granular interna
- Capa piramidal interna
- Capa multiforme



4. Captación de biopotenciales

4. EEG

El potencial externo puede deberse :

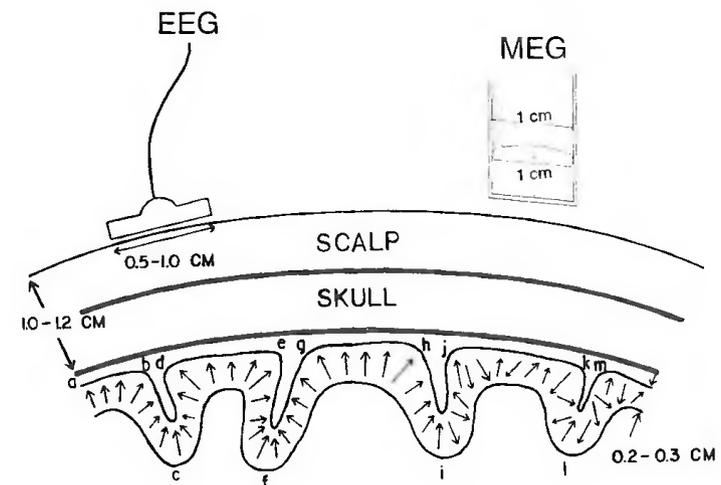
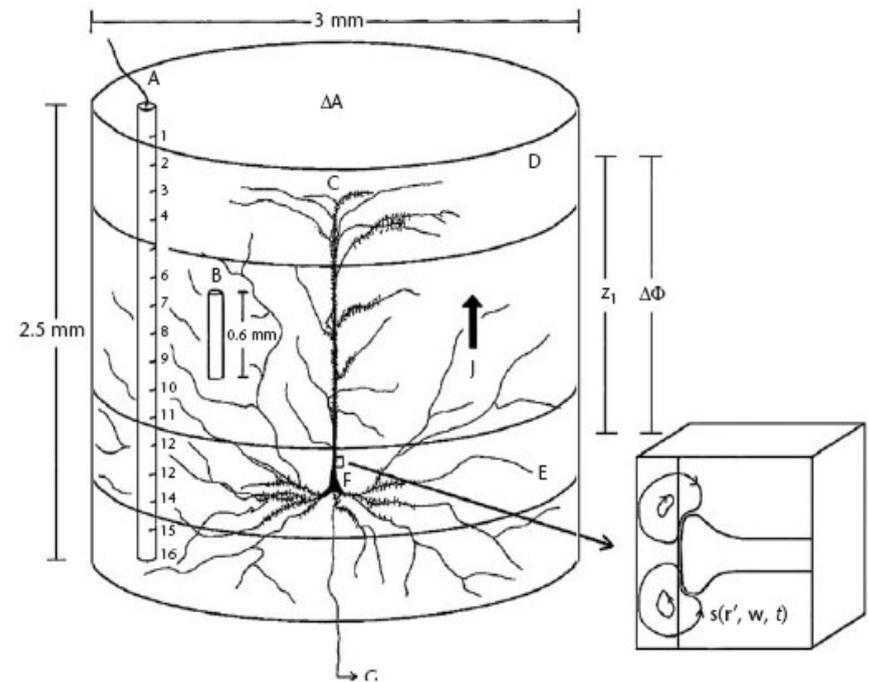
- Potenciales postsinápticos inhibitorios o excitadores (crean fuentes y sumideros de corriente de signo opuesto)
- Propagación de los potenciales de acción.

Debido a la organización de las neuronas piramidales, se asumen que el efecto del PS es superior al del PA.

La magnitud del dipolo de corriente en una columna de corteza depende de:

Sincronización.

Separación de las fuentes.



4. Captación de biopotenciales

4. EEG

El dipolo en una columna de corteza se podría expresar como la suma de las microfuentes (s) generadas por las sinapsis en el volumen.

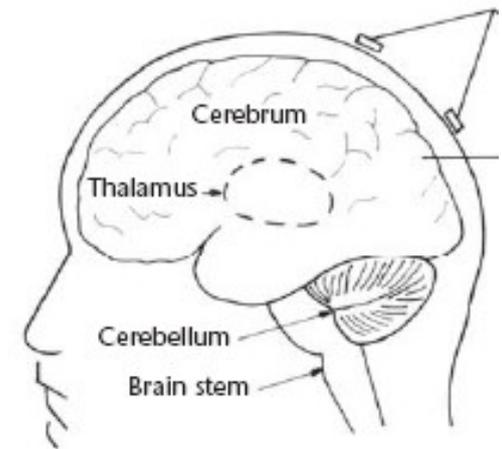
$$P(\vec{r}, t) = \frac{1}{W} \int \int \int w' s(\vec{r}, w') dW'$$

El potencial extracelular es la suma de todos los dipolos ponderados por una función espacial.

$$\Phi(\vec{r}, t) = \int \int P(\vec{r}', t) G(\vec{r}, \vec{r}', t) dS(r')$$

El potencial registrado

$$V(r_1, r_2, t) = \Phi(r_1, t) - \Phi(r_2, t)$$



4. Captación de biopotenciales

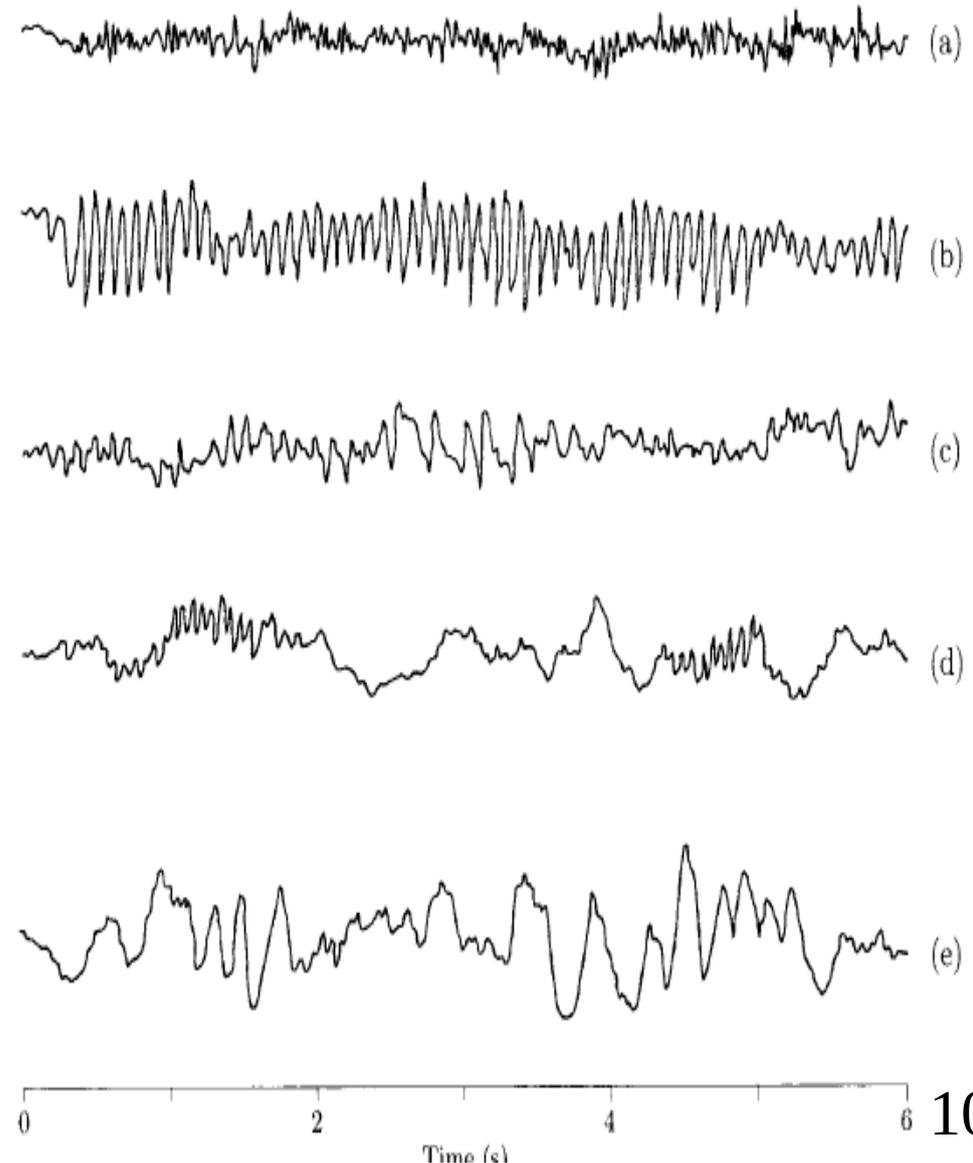
4. EEG

Son señales muy débiles
(deben atravesar el cráneo,..)

- Amplitud depende de la sincronización del grupo neuronal.

Aparecen ritmos diferentes según actividad.

- Tálamo
- Realimentación circuitos neuronales



4. Captación de biopotenciales

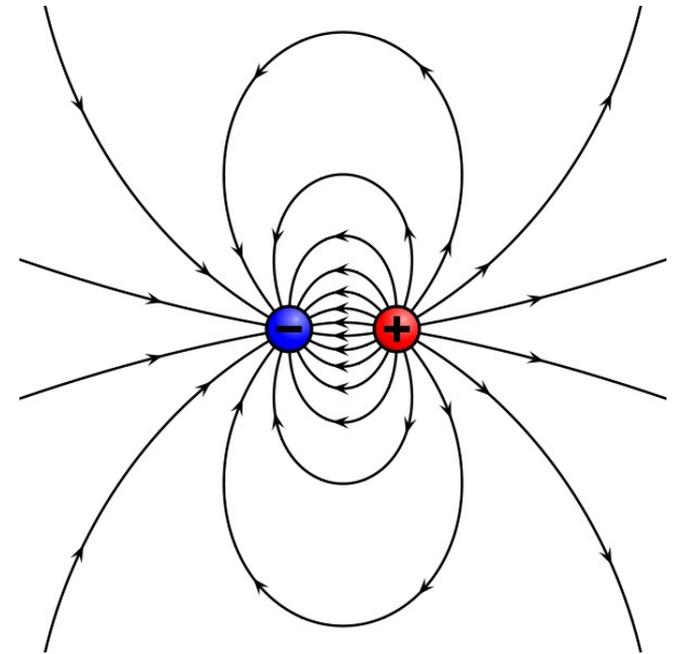
5. EOG

EOG (Electro-oculografía)

El potencial de reposo de la retina provoca un dipolo de tensión entre la córnea y el fondo del ojo.

$$U = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{r^3}$$

Donde $\mathbf{p} = q \mathbf{d}$ (y \mathbf{d} es el vector que une las cargas opuestas) y \mathbf{r} es el vector que une el dipolo con el punto de medida.



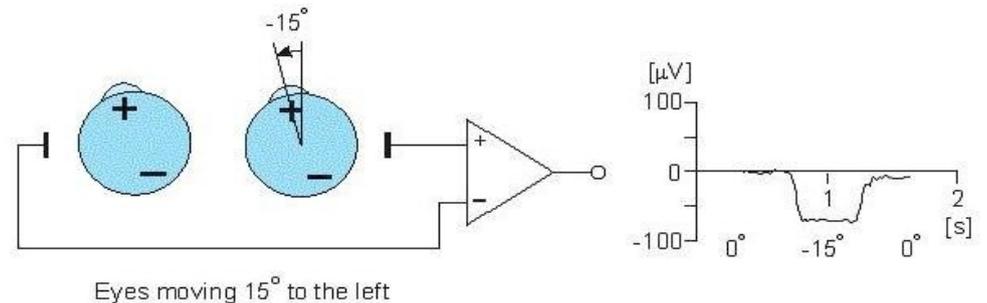
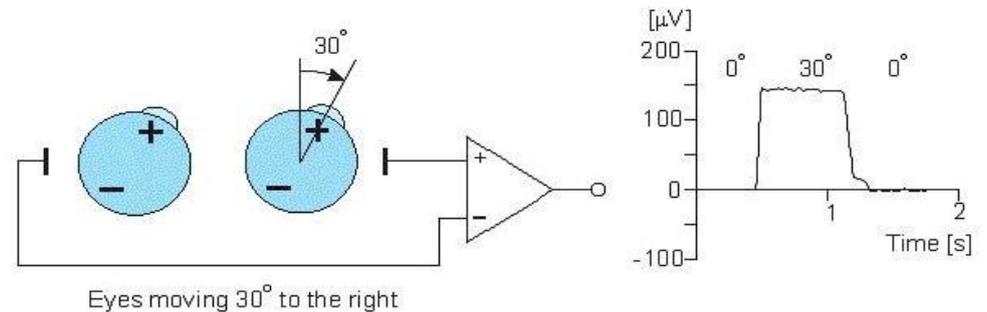
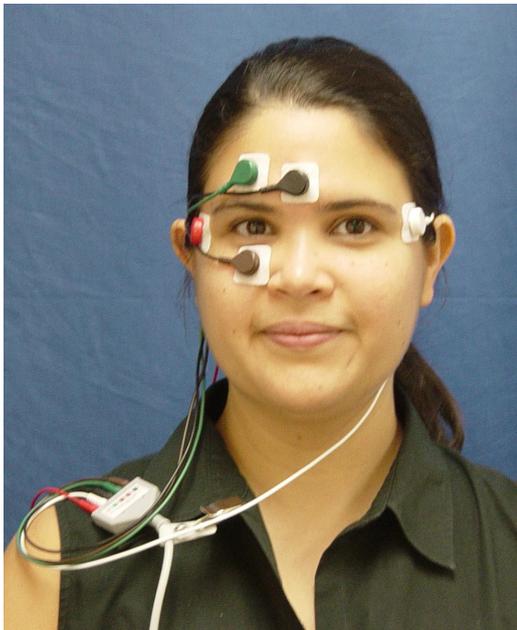
4. Captación de biopotenciales

5. EOG

EOG (Electrooculografía)

El potencial de reposo varía con condiciones de luminosidad y fatiga.

Interferencias con parpadeos y movimientos faciales.



4. Captación de biopotenciales

6. Electrodo

Los bioelectrodos transforman la conducción iónica en electrónica.

Los tejidos orgánicos pueden modelarse como soluciones iónicas (agua salada)

Un electrodo metálico inmerso en una solución salina intercambia electrones con la solución mientras que los iones se combinan con los electrodos, creando un potencial V_e (potencial de media celda).

Dos electrodos (a, b) en una misma solución crean un offset: $V_o = V_{ea} - V_{eb}$

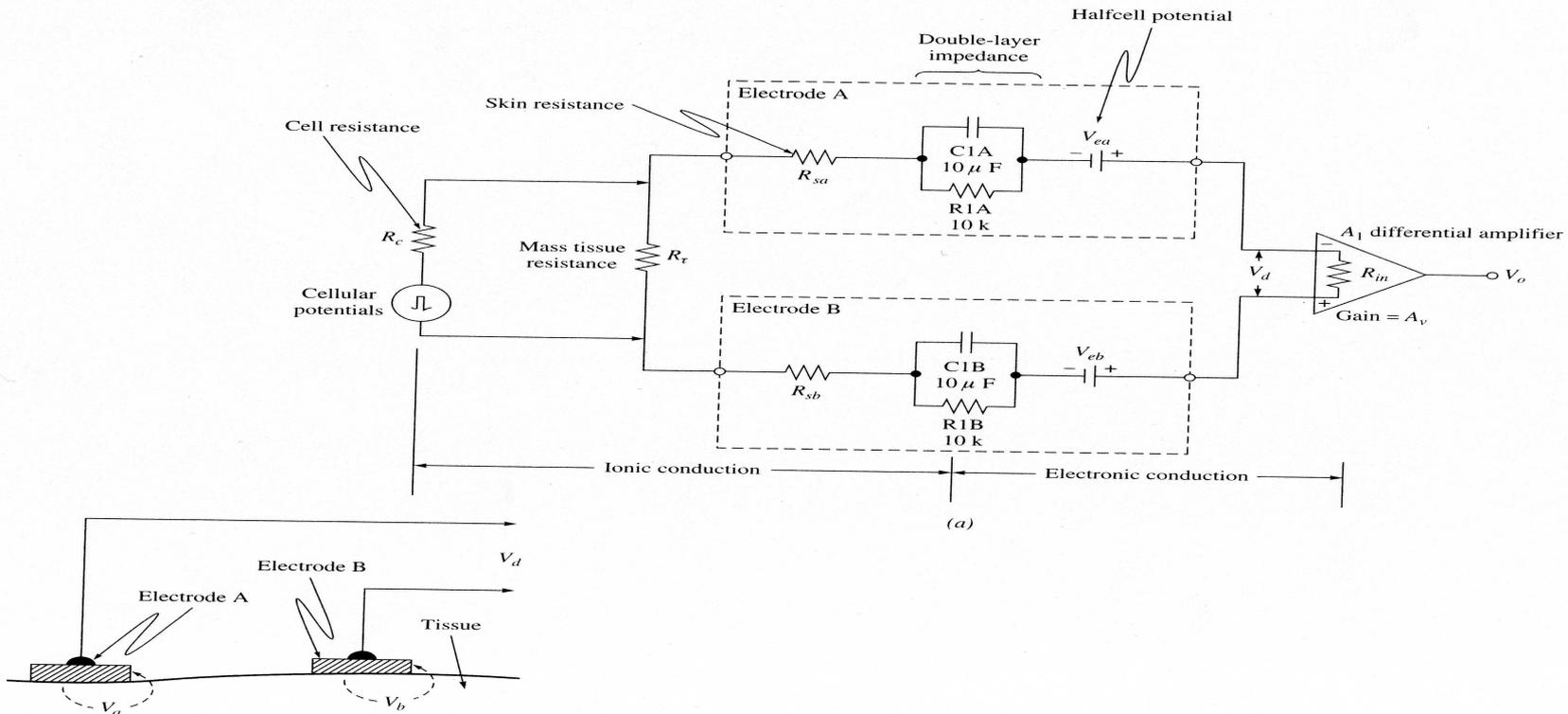
Los fluidos orgánicos son corrosivos para los metales y algunos metales son nocivos para el organismo

<i>Material</i>	<i>Potencial de media celda (voltios)</i>
Aluminio(Al⁺⁺⁺)	-1.66
Zinc(Zn⁺⁺)	-0.76
Hierro(Fe⁺⁺)	-0.44
Plomo(Pb⁺⁺)	-0.12
Hidrógeno(H⁺)	0
Cobre(Cu⁺⁺)	+0.34
Plata(Ag⁺)	+0.80
Platino(Pt⁺)	+0.86
Oro(Au⁺)	+1.50

Mejor electrodo: Ag- AgCl

4. Captación de biopotenciales

6. Electrodo



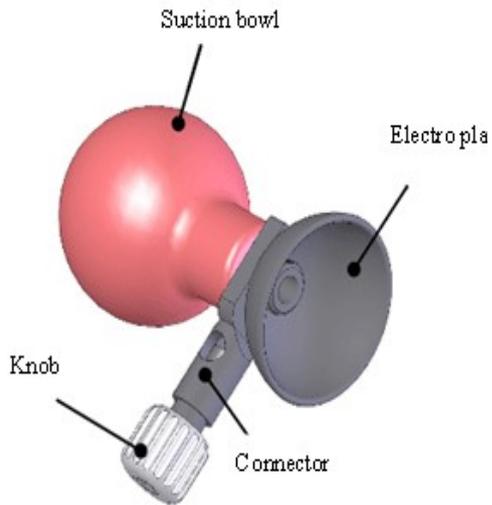
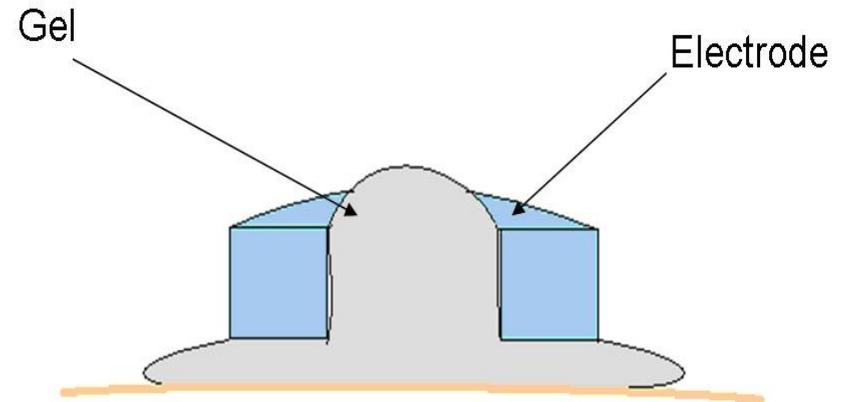
La impedancia de la piel varía con el sudor: $0.5k\Omega$ - $20k\Omega$ (piel seca)- $500k\Omega$ (muy seca, escamosa,..)

4. Captación de biopotenciales

6. Electrodo

Electrodos húmedos

Precisan gel conductor para reducir la resistencia de contacto con la superficie de la piel.



4. Captación de biopotenciales

6. Electrodo

Electrodos húmedos (cont.)

Presentan algunos inconvenientes:

- No son aptos para uso prolongado (adhesivo)
- Tienen problemas de fijación en pieles sudorosas.
- El movimiento introduce ruidos (movement artifact) que se incrementa con el paso del tiempo o con el secado del adhesivo.
- Ante un leve deslizamiento del electrodo, el espesor del gel puede variar introduciendo variaciones en la resistencia de la piel y el voltaje de offset del electrodo.

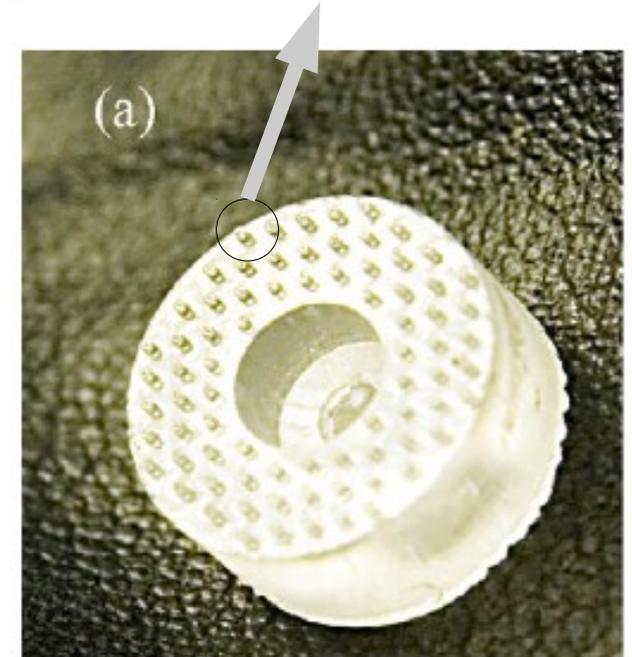
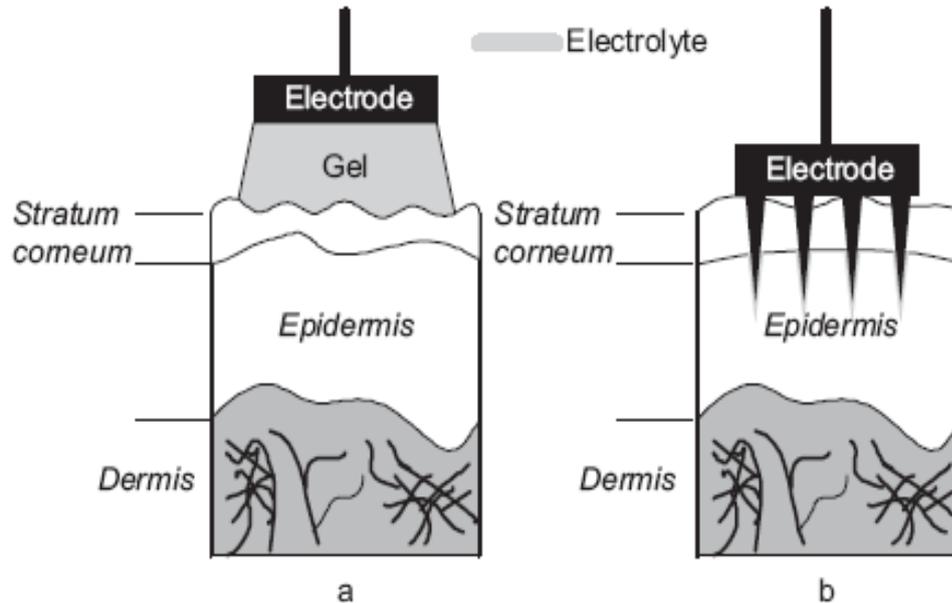
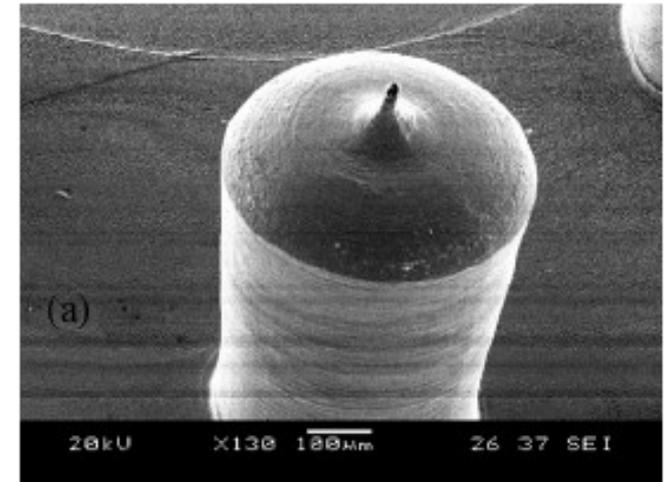
4. Captación de biopotenciales

6. Electrodo

Electrodos secos

Penetran en la piel sobrepasando la capa más dura (estrato córneo).

Reducen la impedancia de contacto y permite su uso prolongado.



4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

Características de los potenciales bioeléctricos extracelulares.

Señal bioeléctrica	Magnitud (μV)	Ancho de banda (Hz)
ECG	500-4000	0.01-250
EEG	5-300	DC-150
EMG	100-5000	DC-10000
EOC	50-3500	DC-50

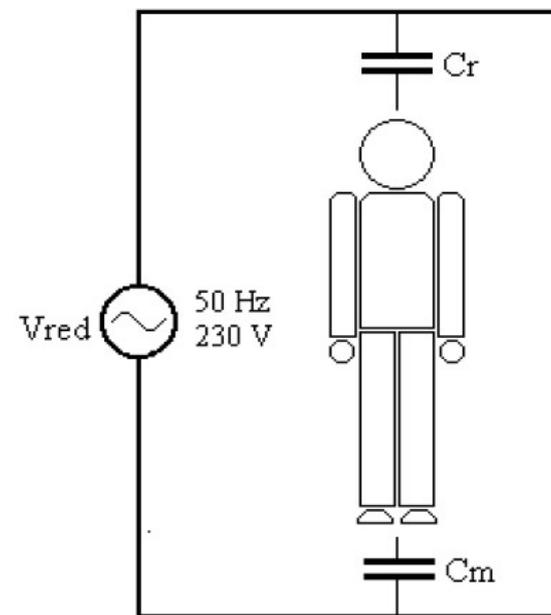
Problemática a la captación de potenciales bioeléctricos

El cuerpo humano actúa como un conductor.

Existen corrientes de desplazamiento de la tensión de red.

Para $C_r=2\text{pf}$ y $C_m=520\text{pf}$

$$u_{\text{Cuerpo}} = \frac{1/520}{\frac{1}{2} + \frac{1}{520}} 2\sqrt{2} 220 = 2.39\text{V}$$



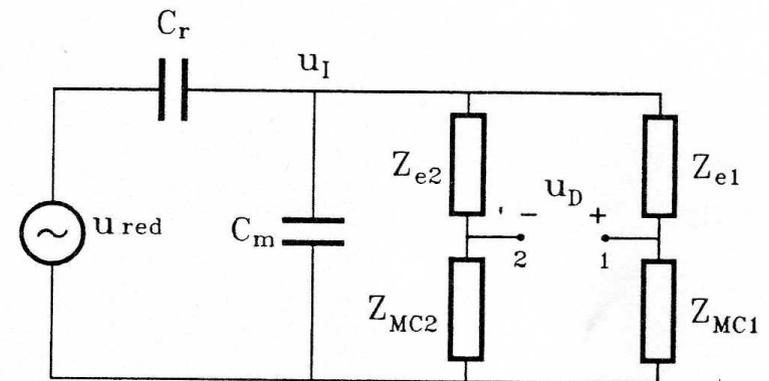
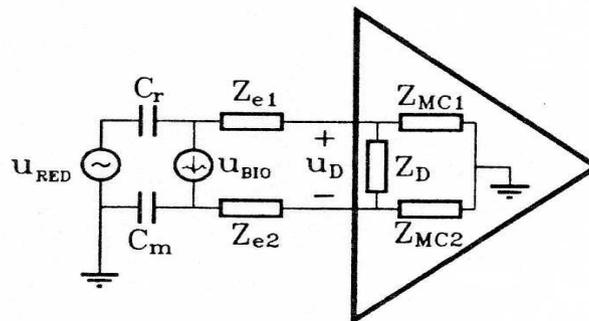
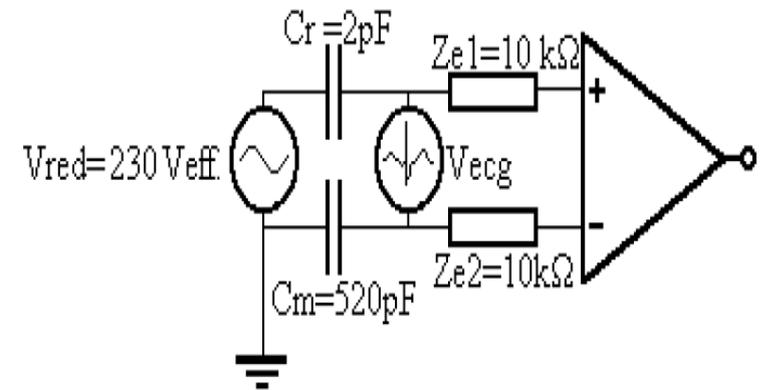
4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

Se necesitan amplificadores diferenciales con alto CMRR.

La interferencia capacitiva provoca la aparición de voltajes en modo diferencial aunque el CMRR fuese infinito.

$$U_d \approx U_{red} \frac{C_r}{C_r + C_m} \frac{Z_{e1} - Z_{e2}}{Z_{MC}}$$



4. Captación de biopotenciales

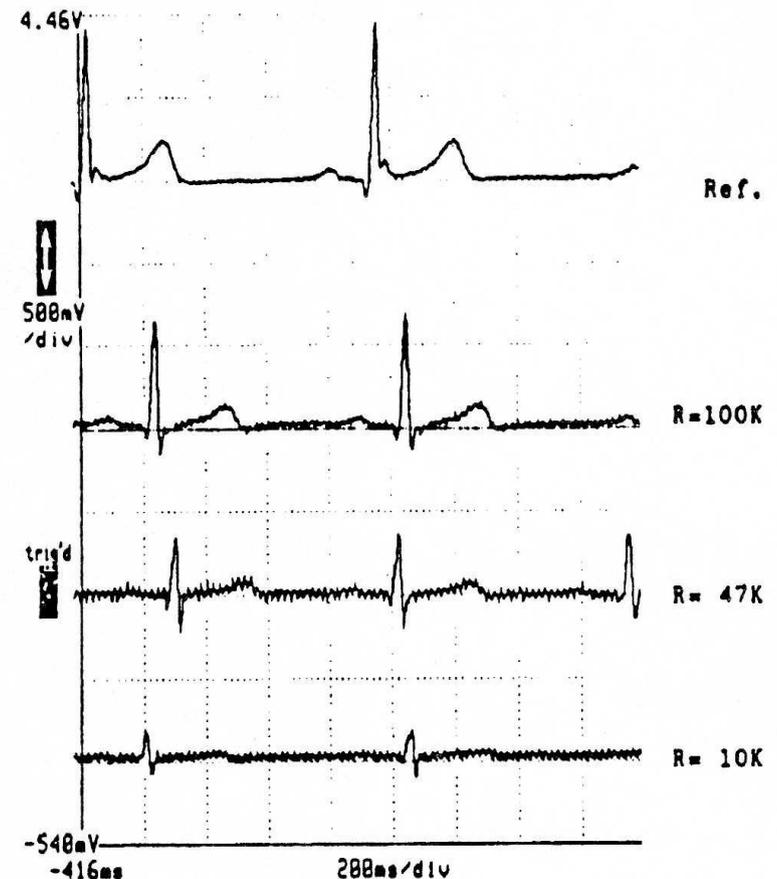
7 Amplificación

Se requieren impedancias altas de entrada para evitar la distorsión de los biopotenciales.

$$U_d \approx U_{bio} \frac{Z_i}{Z_i + Z_{e1} + Z_{e2}}$$

$$Z_i = \frac{Z_D (Z_{MC1} + Z_{MC2})}{Z_D + Z_{MC1} + Z_{MC2}}$$

Los amplificadores diferenciales requieren un camino a tierra que se implementa con un tercer electrodo entre el paciente y tierra que además reduce la tensión en modo común.



$$Z_{C_M} = \frac{1}{2\pi f C_m} \approx 6 M \Omega < Z_{e3} = 10K \implies U_{MC} \approx U_{red} \frac{Z_{e3}}{C_r} = 3.9mV$$

4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

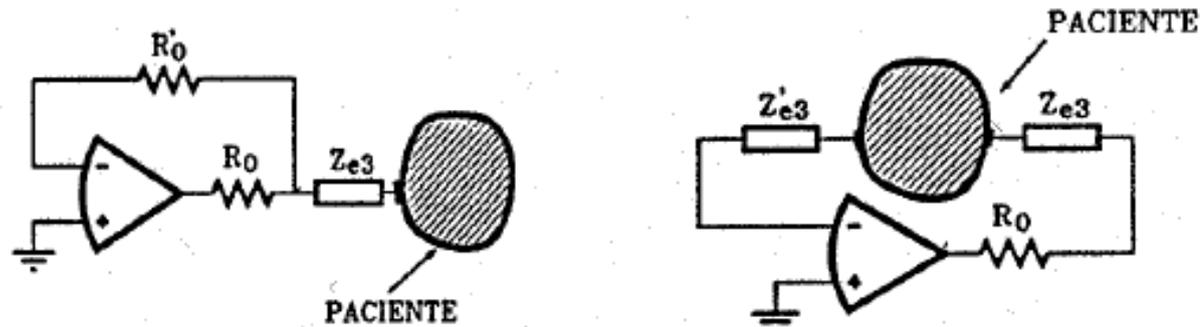
La reducción de la interferencia en modo común pasaría por reducir la impedancia del tercer electrodo.

No siempre es posible.

Aumenta el riesgo sobre el paciente.

Tierra virtual

El paciente se conecta virtualmente a tierra pero existe una resistencia muy alta $R_0=10M$ entre él y el equipo.



4. Captación de biopotenciales

7. Amplificación

Realimentación activa

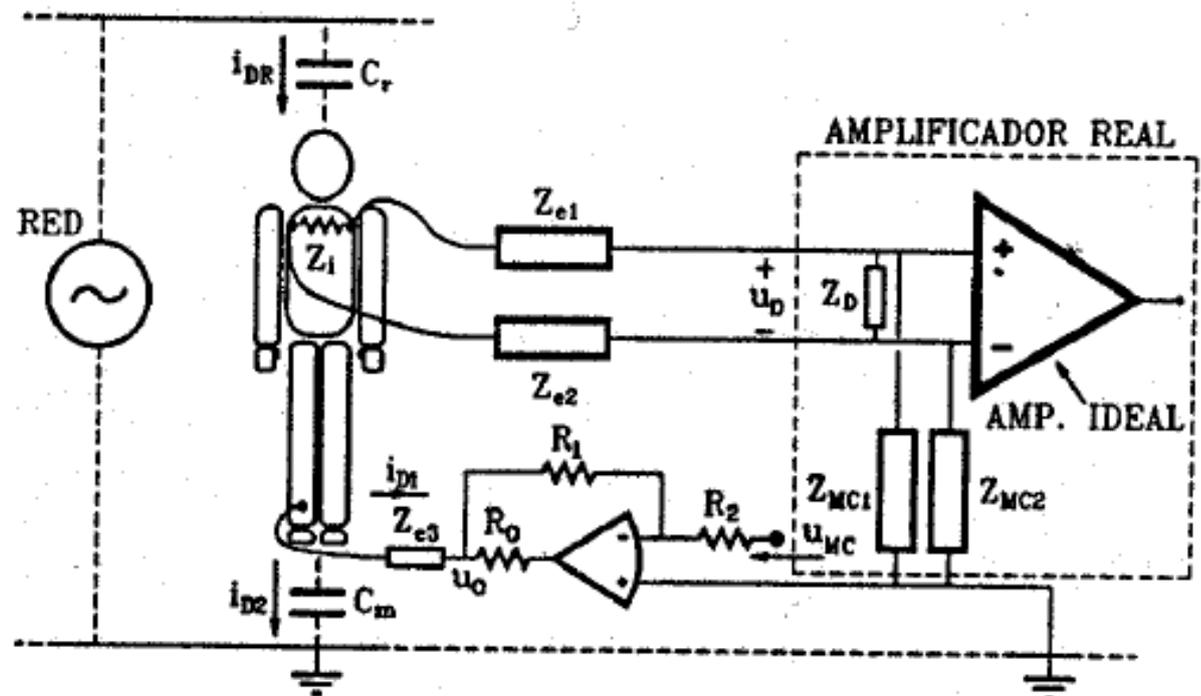
Sitúa al tercer electrodo a un potencial que es proporcional a la tensión en modo común con signo contrario. El efecto es reducir la resistencia global del tercer electrodo.

Mantiene la protección del paciente a través de R_0 .

$$Z_{eq} = \frac{Z_{e3}}{1-A}$$

Reducción del modo común

$$\frac{u_{MC}(RA)}{u_{MC}} = \frac{1}{1-A}$$



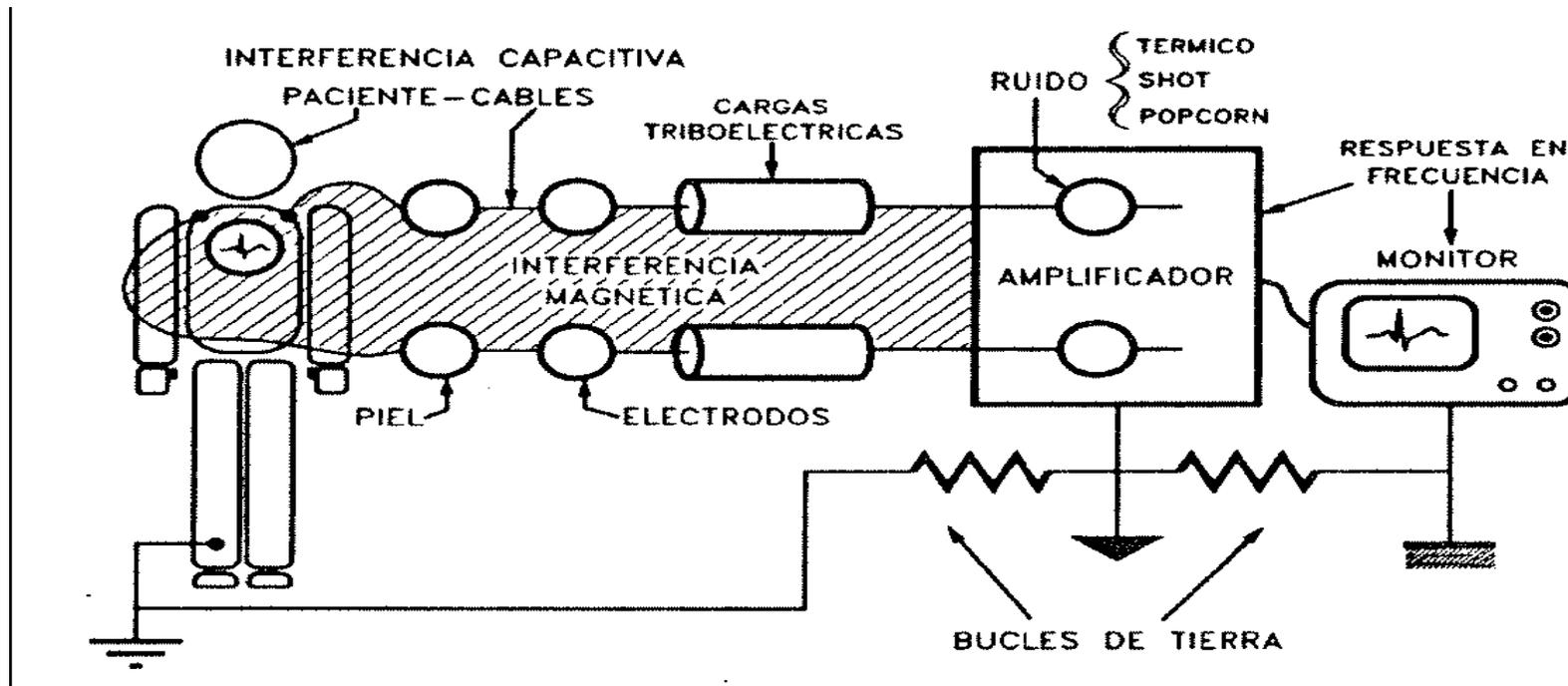
4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

Fuentes de interferencias

Externas (Capacitivas, Inductivas, Electrodo, cargas electroestáticas, etc)

Internas (Fuente de alimentación, componentes electrónicos)



4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

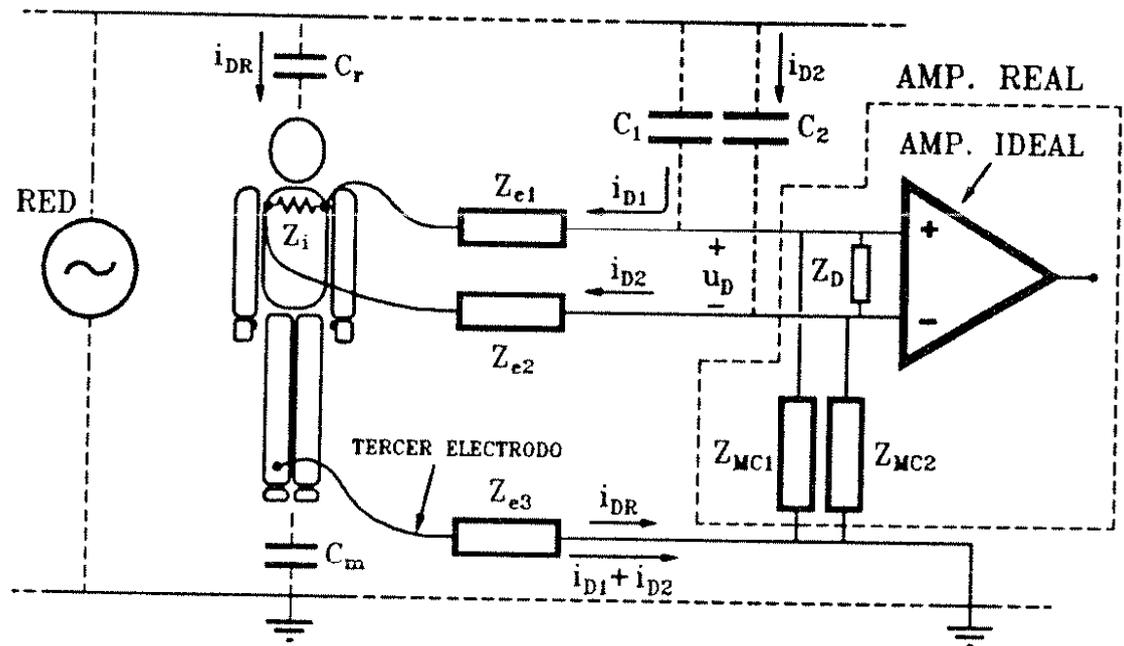
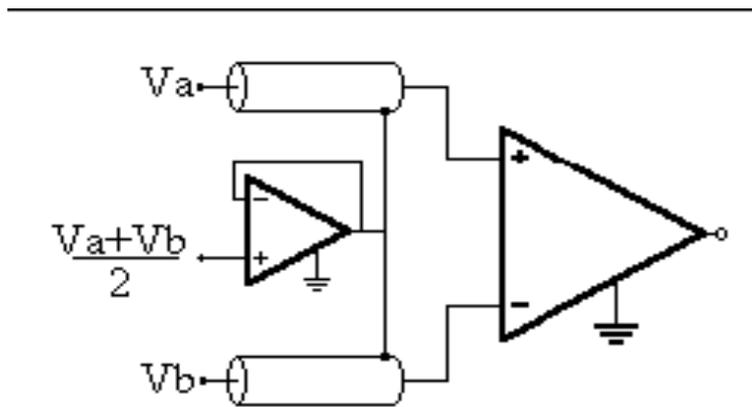
Interferencias externas:

Acoplamiento capacitivo

Red eléctrica con paciente

Red eléctrica con conductores y equipo

Requiere cables apantallados a la tensión común (conectar la pantalla a cero reduce la impedancia de entrada del amplificador)



4. Captación de biopotenciales

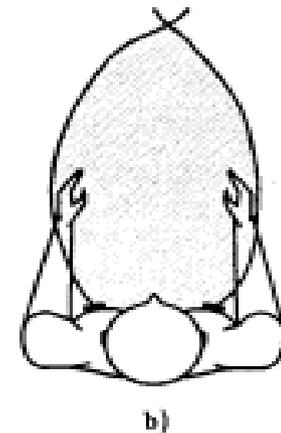
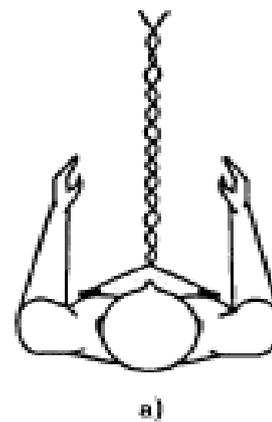
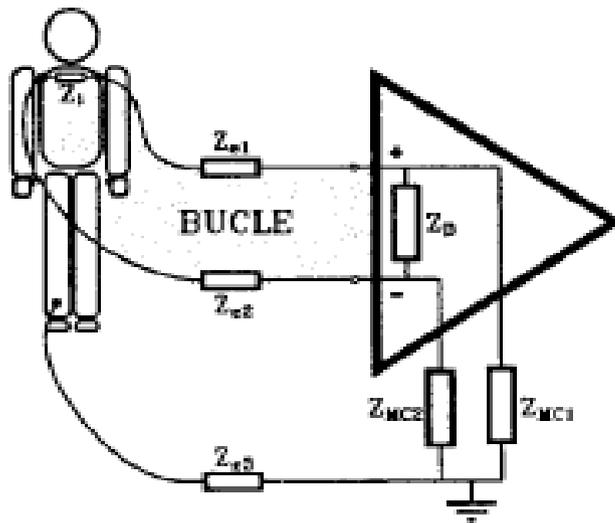
7 Amplificación

Interferencias externas:

Acoplamiento inductivo

Disminuir el área del bucle de medida

$$e = -\frac{d\Phi}{dt}$$



En general para reducir las interferencias de red también se puede utilizar filtros Notch a 50Hz y tratamiento digital de la señal.

4. Captación de biopotenciales

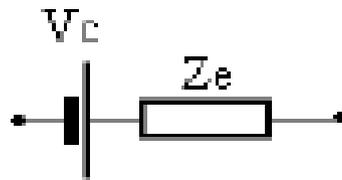
7 Amplificación

Interferencias externas:

Electrodo

Se produce un potencial de contacto (potencial de media celda)

El movimiento relativo del electrodo sobre la piel, produce una alteración en el potencial de la señal (a frecuencias bajas $<1\text{Hz}$) no susceptible de ser eliminada por la cantidad de información de las señales eléctricas a esas frecuencias (motion artifact)



Los potenciales de electrodo limitan la ganancia de la primera etapa amplificadora.

4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

Interferencias externas:

Cargas electrostáticas

Almacenadas en el cuerpo del paciente.

Pueden generar fluctuaciones de la línea base y saturación.

Otros potenciales bioeléctricos

La actividad de otros potenciales bioeléctricos

ECG feto sobre ECG de la madre

EMG sobre ECG

EOG sobre EEG

Otros sistemas fisiológicos

Alteraciones del ritmo sinusal en el ECG por la respiración.

4. Captación de biopotenciales

7 Amplificación

Interferencias internas:

Fuente de alimentación

El rizado de la alimentación se traslada a las salidas de los amplificadores.

PSRR alto para los amplificadores.

Rechazo al rizado de los reguladores de tensión.

Transformadores con primario-secundario apantallados.

Ruido generado por componentes electrónicos.

Valores bajos para las resistencias (mejora el ruido térmico)

Amplificadores con bajo ruido.

Utilización de filtros para limitar la banda de interés.

Referencias

Bioelectrónica: Señales bioeléctricas. José M. Ferrero Corral y otros. Universidad Politécnica de Valencia.

Biofísica. Frumento. Mosby/Doyma Books.

Principios de Anatomía y fisiología. Tortora Grabowski. 7ª Edición. Harcourt

Fox: Human Phisiology. Eighth Edition. McGrawHill 2003

Lectura recomendada

<http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c04.pdf>

ANEXO I

Teorema de la divergencia

$$\iint \vec{F} d\vec{S} = \iiint \vec{\nabla} \cdot \vec{F} dv$$

Ejemplo: $\text{vec}(F)(x,y,z) = (x,y,z)$ sobre esfera de radio 2.

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d\vec{S}_m = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint \vec{\nabla}' \cdot \left[u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} \right] dv$$

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint \vec{\nabla}' \cdot u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dv - \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint u_m(\vec{r}') \vec{\nabla}' \cdot \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dv$$

ANEXO I

Algunas relaciones: $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ $\vec{r} = (x, y, z)$

$$\vec{\nabla} r = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right) r = \left(\frac{\partial r}{\partial x}, \frac{\partial r}{\partial y}, \frac{\partial r}{\partial z} \right)$$

$$\left(\frac{2x}{2(x^2 + y^2 + z^2)}, \frac{2y}{2(x^2 + y^2 + z^2)}, \frac{2z}{2(x^2 + y^2 + z^2)} \right) = \left(\frac{x}{r}, \frac{y}{r}, \frac{z}{r} \right) = \frac{1}{r} (x, y, z) = \frac{\vec{r}}{r}$$

$$\vec{\nabla} \vec{r} = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right) (x, y, z) = \left(\frac{\partial x}{\partial x} + \frac{\partial y}{\partial y} + \frac{\partial z}{\partial z} \right) = 3$$

$$\vec{\nabla} \left(\frac{\vec{r}}{r^3} \right) = \frac{\vec{\nabla} \vec{r} r^3 - 3r^2 \vec{\nabla} r \vec{r}}{r^6} = \frac{3r^3 - 3r^2 \frac{\vec{r}}{r} \vec{r}}{r^6} = \frac{3r^3 - 3r^2 \frac{r^2}{r}}{r^6} = 0$$

Potencial extracelular

$$u(\vec{r}) = -\frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint \vec{\nabla}' u_m(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d v - \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iiint u_m(\vec{r}') \vec{\nabla}' \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} d v$$

0

ANEXO II

Con las siguientes transformaciones..

$$\frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{1}{r} \right) = \frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} \frac{1}{r} - \frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{z}{r^3}$$

$$\int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{1}{r} \right) dz = \int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} \frac{1}{r} dz - \int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{z}{r^3} dz$$

$$\left| \left(\frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{1}{r} \right) \right|_{z=-\infty}^{z=\infty} = \int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} \frac{1}{r} dz - \int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{z}{r^3} dz$$

$$\int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} \frac{1}{r} dz = \int_{z=-\infty}^{z=\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z} \frac{z}{r^3} dz$$

$$u(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial u_m}{\partial z'} \frac{z'-z}{|\vec{r}'-\vec{r}|^3} dz' = \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma_i}{\sigma_e} \iint dA' \int_{z'=-\infty}^{\infty} \frac{\partial^2 u_m}{\partial z'^2} \frac{1}{|\vec{r}'-\vec{r}|} dz'$$