

Módulo 5

Sistema Nervioso

Práctico - Fisiología Cuantitativa
2026

Contenidos

01

Señales Bioeléctricas

02

Potencial de membrana

03

Modelo de Hodgkin y Huxley





01



Señales Bioeléctricas

Señales fisiológicas

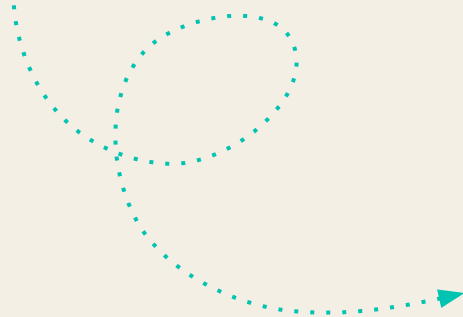
Son necesarias para el estudio de organismos biológicos. De especial interés para investigación, diagnóstico, supervisión de tratamiento, o como medio de control de otros sistemas.

El análisis de estas señales trae implícito un entendimiento de los mecanismos fisiológicos que intervienen en su generación.

Señales fisiológicas

Son necesarias para el estudio de organismos biológicos. De especial interés para investigación, diagnóstico, supervisión de tratamiento, o como medio de control de otros sistemas.

El análisis de estas señales trae implícito un entendimiento de los mecanismos fisiológicos que intervienen en su generación.

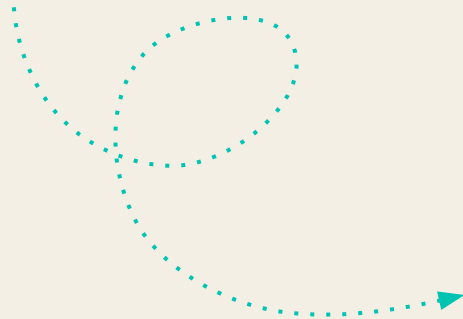


Aún si un modelo no es postulado, los procedimientos analíticos implican el uso de cierto modelado del proceso fisiológico.

Señales fisiológicas

Son necesarias para el estudio de organismos biológicos. De especial interés para investigación, diagnóstico, supervisión de tratamiento, o como medio de control de otros sistemas.

El análisis de estas señales trae implícito un entendimiento de los mecanismos fisiológicos que intervienen en su generación.



Modelos biofísicos: matemáticos, eléctricos, químicos, mecánicos, entre otros.

Modelos de caja negra

Aún si un modelo no es postulado, los procedimientos analíticos implican el uso de cierto modelado del proceso fisiológico.

Medición de señales fisiológicas

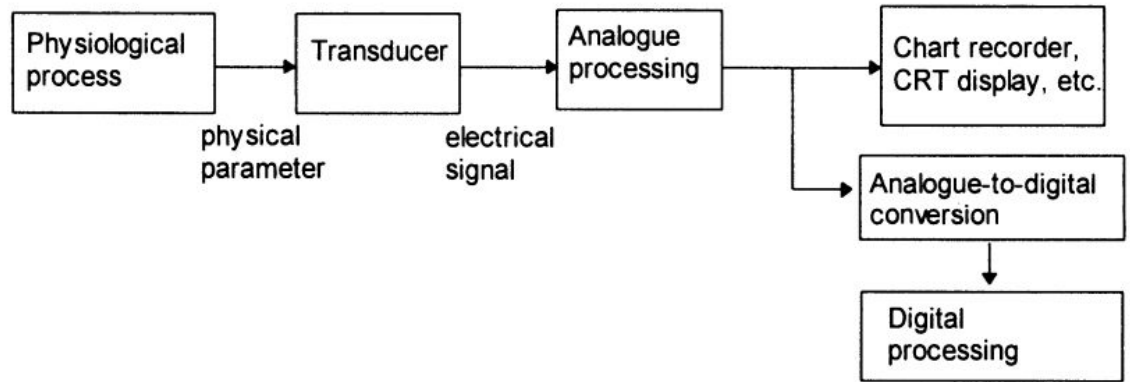


Figure 2-1. Block diagram of a general physiological measurement system.

Señales fisiológicas

De origen eléctrico

Señales bioeléctricas como:

- EMG
- ECG
- EOG
- EEG
- ERG
- Potenciales intracelulares
- Impedancia de un tejido
- GSR

Otras (mecánicas, etc)

Algunas de las trabajadas hasta el momento:

- Presión
- Flujo
- Diámetro
- Volumen
- Concentración
- Temperatura

El origen de las señales bioeléctricas

Varios órganos del cuerpo humano (corazón, cerebro, músculos, ojos) manifiestan sus funciones a través de actividad eléctrica. La medida de esas señales bioeléctricas provee información vital para evaluar el funcionamiento normal o patológico de dichos órganos.

El origen de estos biopotenciales se puede trazar hasta la actividad eléctrica a nivel celular: El potencial eléctrico transmembrana surge de la diferencia de concentración de iones a nivel intra y extracelular. Esta diferencia genera un potencial de reposo.

Algunas células son excitables y producen potenciales de acción, resultante del flujo rápido de iones a través de la membrana en respuesta a un estímulo o cambio de gradiente eléctrico. Estos cambios generan corrientes eléctricas en el entorno, que se manifiestan como diferencias de potencial en el cuerpo.

Ejemplos de señales bioeléctricas

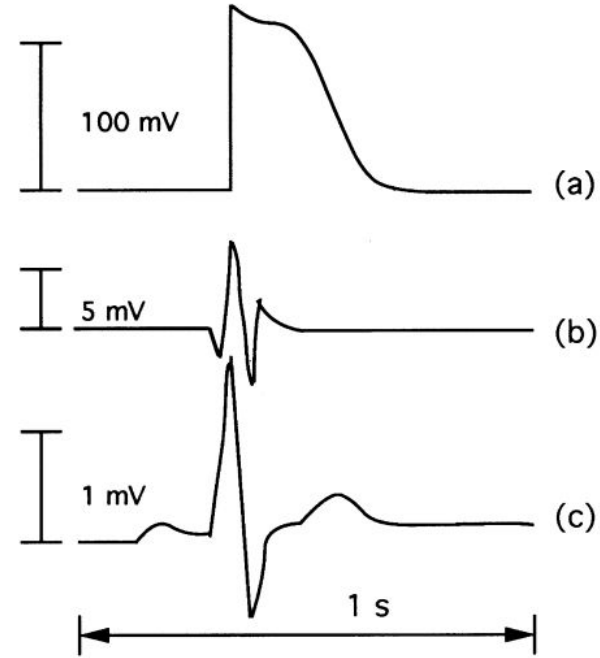


FIGURE 74.2 Schematic showing origins of biopotentials: (a) an action potential from a heart cell (recorded using a microelectrode); (b) the electrogram from the heart surface (recorded using an endocardial catheter); and (c) the ECG signal at the chest (recorded using surface electrodes).

Electrooculograma

Información General

La visión se compone por los párpados, los globos oculares, el aparato lagrimal y los músculos oculares externos.

El EOG es el registro de los movimientos oculares, basado en la diferencia de potencial córnea-retina.

Aspecto técnico

- Los cambios de dirección afectan la polaridad y amplitud de la señal.
- Ancho de banda: 0 - 50 Hz
- Amplitud: 0.05 - 3.50 mV

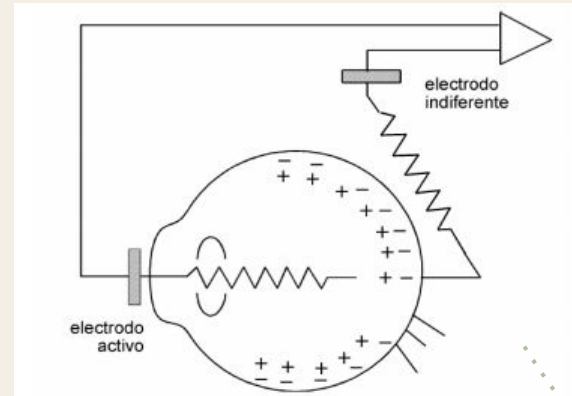
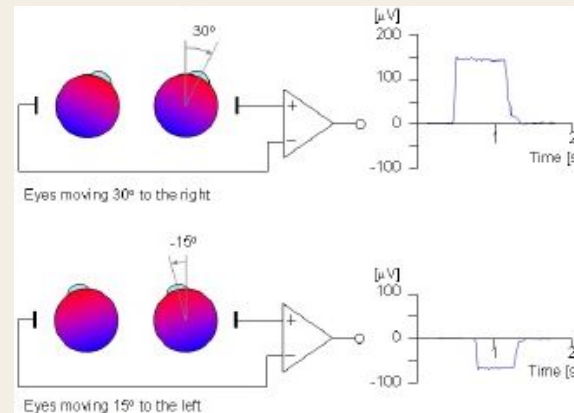


Figura 3.5: Dipolo eléctrico Ocular. Disposición de las cargas a lo largo de la retina. Figura tomada de [02]

Diferencia de potencial de 6mV entre estructuras anteriores y posteriores (in vivo)



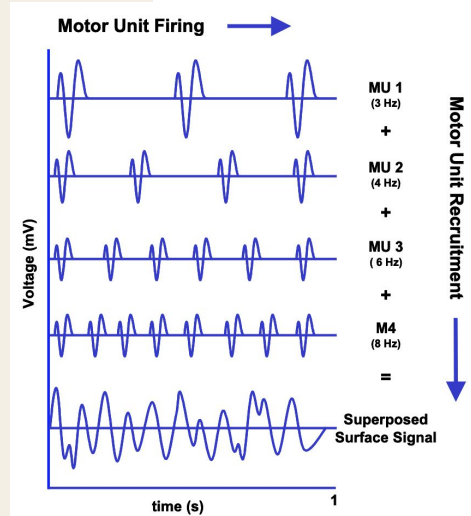
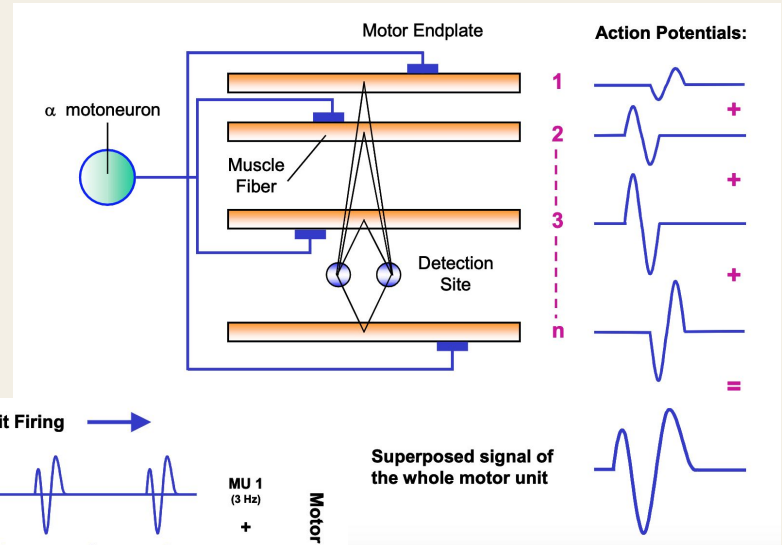
Electromiograma

Información General

La contracción muscular es el conjunto de activaciones individuales de las fibras de un músculo. La cantidad de fibras reclutadas dependerá de la fuerza que deseamos generar. Cuanto más fuerza se desea, más fibras se reclutan.

Es un proceso activo, que consume grandes cantidades de energía.

El EMG es un registro no invasivo o mínimamente invasivo de la actividad eléctrica muscular a través de electrodos periféricos o pequeñas agujas sobre el músculo.



Superposed signal of the whole motor unit

El par de electrodos "ve" adicionados los potenciales de todas las fibras inervadas dentro cada unidad motora.

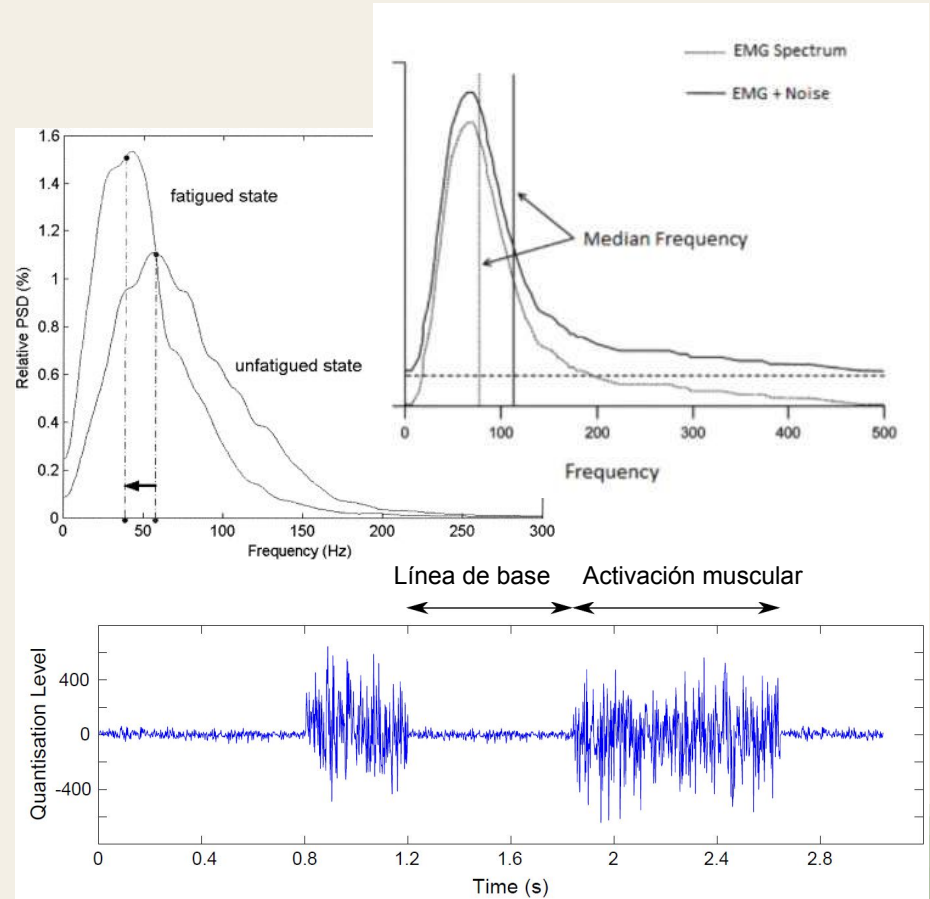
Electromiograma

Aspectos técnicos

El fundamento es la despolarización conjunta y sincronizada de un grupo numeroso de fibras musculares, capaces de generar corriente eléctrica que se transmite a través de la piel y se puede registrar desde la misma.

El EMG permite estudiar la funcionalidad muscular de un grupo o de un músculo solo, analizando de forma indirecta el acoplamiento **electromecánico**.

Ancho de banda contenida entre 0 Hz y 150 Hz. Con amplitudes entre 0.1 y 5mV.



Electrocardiograma

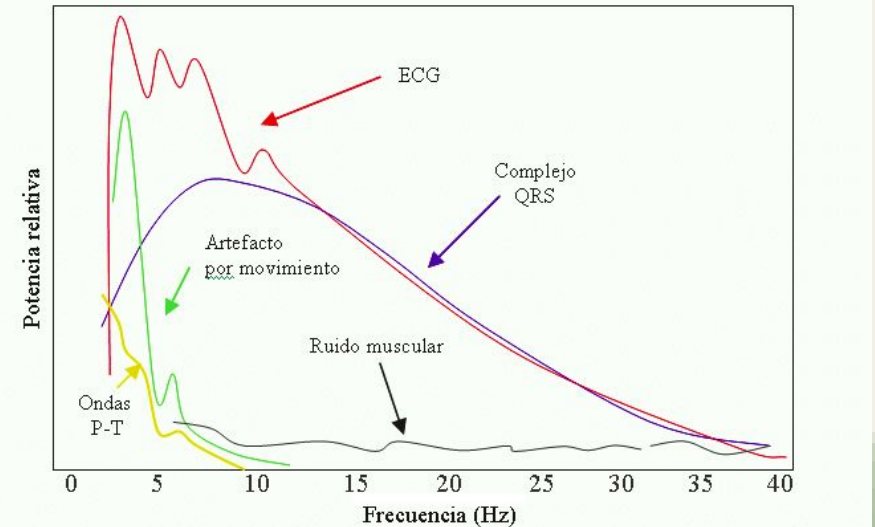
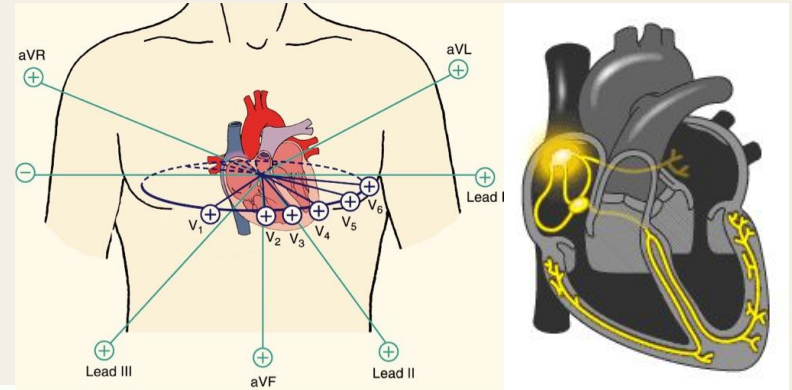
Información General

El corazón tiene tres tipos de células: marcapasos, conductoras y contráctiles. En cualquier instante toda la fuerza electromotriz generada por el corazón puede ser considerada como un dipolo instantáneo centrado en el cuerpo.

Aspecto técnico

En el Electrocardiograma (ECG), podemos analizar la actividad eléctrica del corazón desde diferentes ángulos.

Ancho de banda entre 0.01Hz y 250Hz.
Con amplitudes comprendidas entre 0.5 y 4mV





02

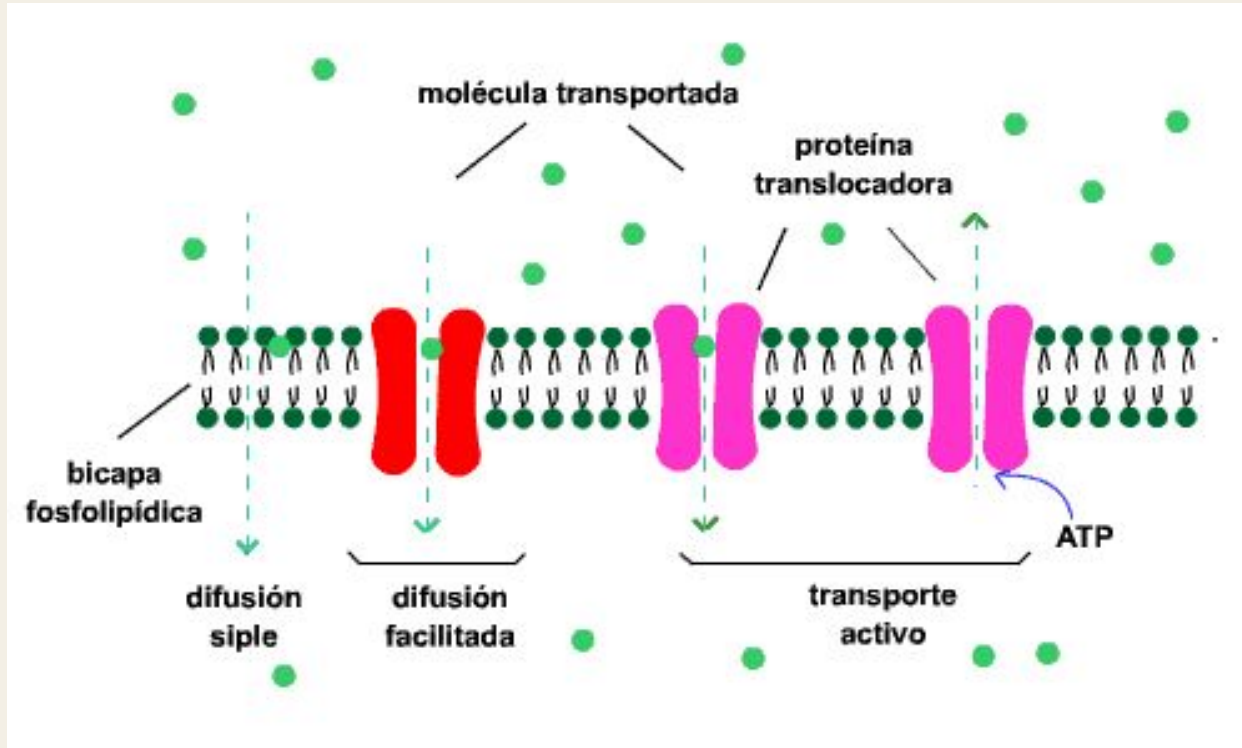
Potencial de membrana

Potencial de membrana celular

El potencial de membrana es la **diferencia de potencial a ambos lados de una membrana** que separa dos soluciones de diferente concentración de iones, como la membrana celular que separa el interior y el exterior de una célula.

Como resultado de la **permeabilidad selectiva** de la membrana plasmática, la presencia de iones o moléculas con carga negativa que no se difunden dentro de la célula y la acción de varias unidades de bomba sodio-potasio, hay una distribución desigual de cargas a través de la membrana. Como consecuencia, el interior de la célula tiene mayor cantidad de cargas negativas en comparación con el exterior. Esta diferencia de carga da lugar a una diferencia de potencial que se conoce como el potencial de membrana.

Tipos de difusión



Ecuaciones de potencial de membrana

Ecuación de Nernst-Planck

$$E_N = \frac{RT}{ZF} \ln\left(\frac{[C^+]_e}{[C^+]_i}\right)$$

$$E_N = \frac{RT}{ZF} \ln\left(\frac{[A^-]_i}{[A^-]_e}\right)$$

R is the gas constant, $R=8.314$ Joules/K mole at 27°C ,
 T is the absolute temperature in Kelvin
 F is the Faraday constant, $F=96487$ absolute Coulombs/gram equivalent
 Z is the magnitude of the valence of the ion,
($Z=1$ for all the three ions, Na^+ , K^+ and Cl^-)

Modela el potencial de equilibrio de cada ión.

Table 10-1. Ion concentrations for an illustrative cell

Ion	Inside	Outside
K^+	397 mM/l	20mM/l
Na^+	49mM/l	440mM/l
Cl^-	48mM/l	480mM/l

$$E_K = -77 \text{ mV}, E_{\text{Na}} = 57 \text{ mV}, E_{\text{Cl}} = -59.5 \text{ mV}$$

Ecuaciones de potencial de membrana

Ecuación de Goldman

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{P_K [K]_e + P_{Na} [Na]_e + P_{Cl} [Cl]_i}{P_K [K]_i + P_{Na} [Na]_i + P_{Cl} [Cl]_e} \right)$$

R is the gas constant, $R=8.314$ Joules/K mole at 27°C ,

T is the absolute temperature in Kelvin

F is the Faraday constant, $F=96487$ absolute Coulombs/gram equivalent

Para membranas en equilibrio:

Table 10-1. Ion concentrations for an illustrative cell

Ion	Inside	Outside
K^+	397 mM/l	20mM/l
Na^+	49mM/l	440mM/l
Cl^-	48mM/l	480mM/l

$$P_K : P_{Na} : P_{Cl} = 1.00 : 0.035 : 1.4$$

Resting Membrane Potential is $V_m = -60\text{mV}$

Modelo eléctrico

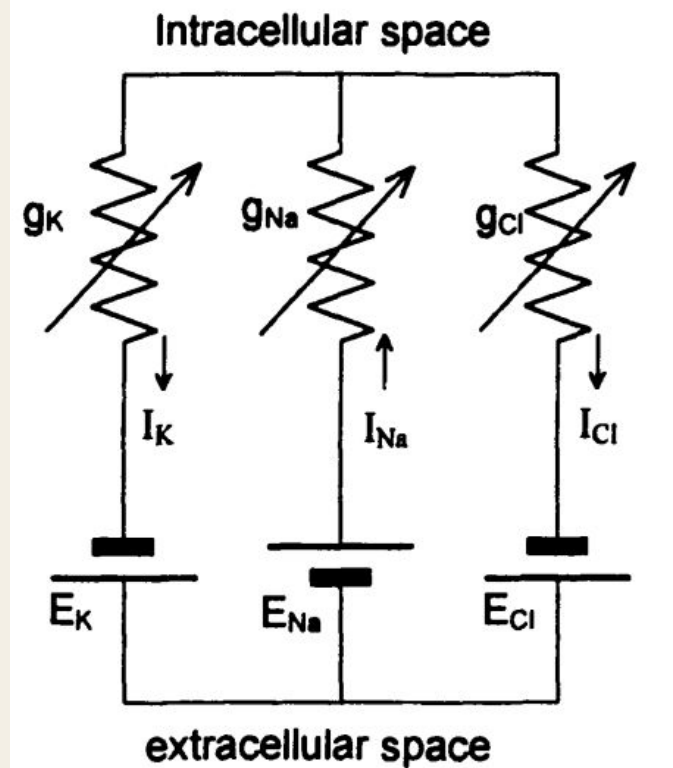
$$I_{Na} = (V_m - E_{Na}) g_{Na}$$

$$I_K = (V_m - E_K) g_K$$

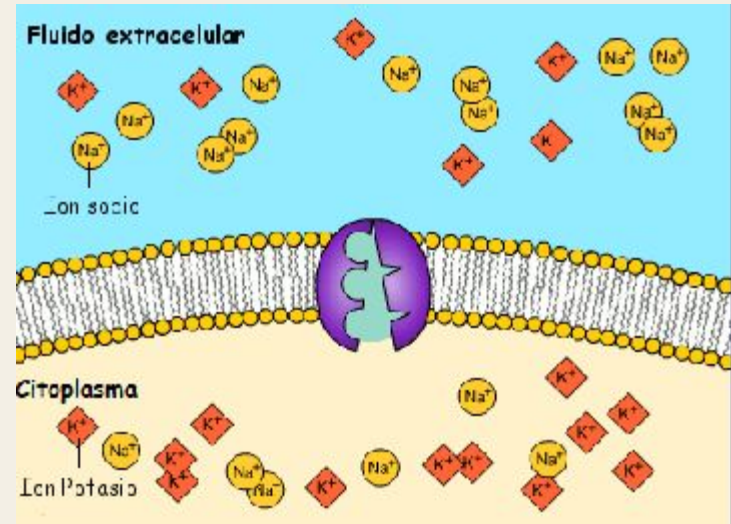
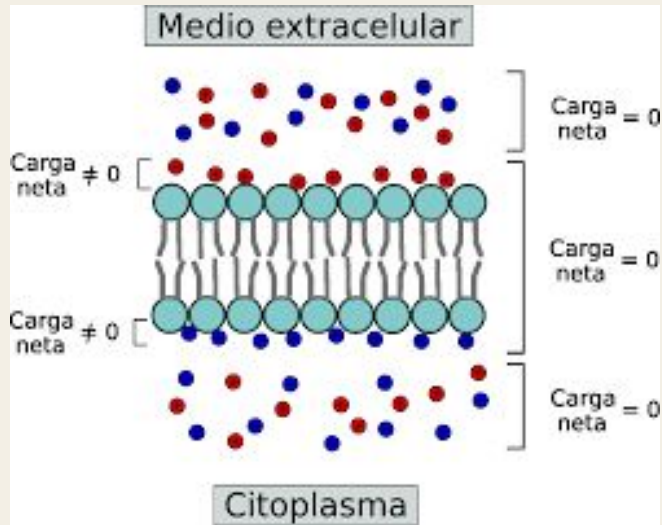
$$I_{Cl} = (V_m - E_{Cl}) g_{Cl}$$

$$V_m = \frac{E_{Na} g_{Na} + E_K g_K + E_{Cl} g_{Cl}}{g_{Na} + g_K + g_{Cl}}$$

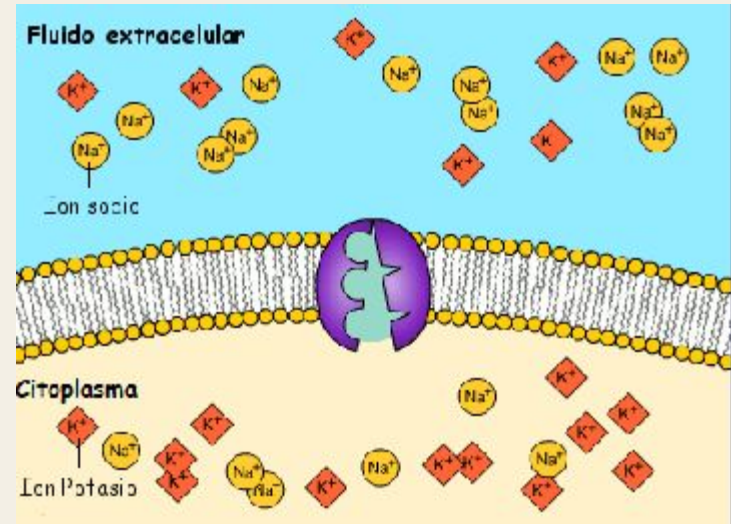
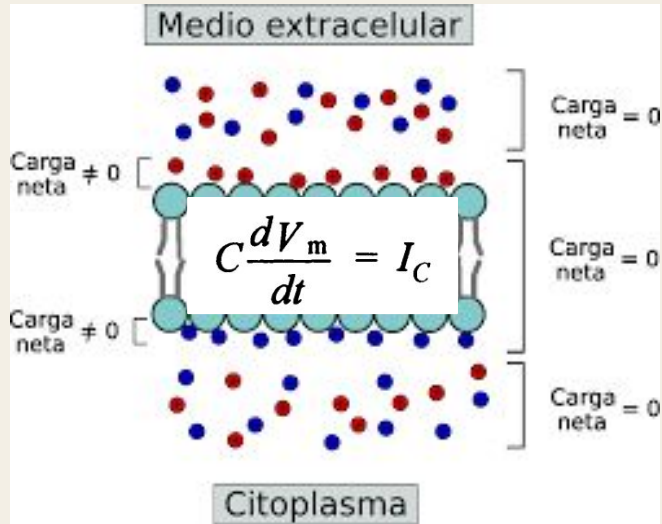
Se consideran las conductancias de la membrana y los canales para cada ion.



Membrana celular y bomba sodio-potasio



Membrana celular y bomba sodio-potasio

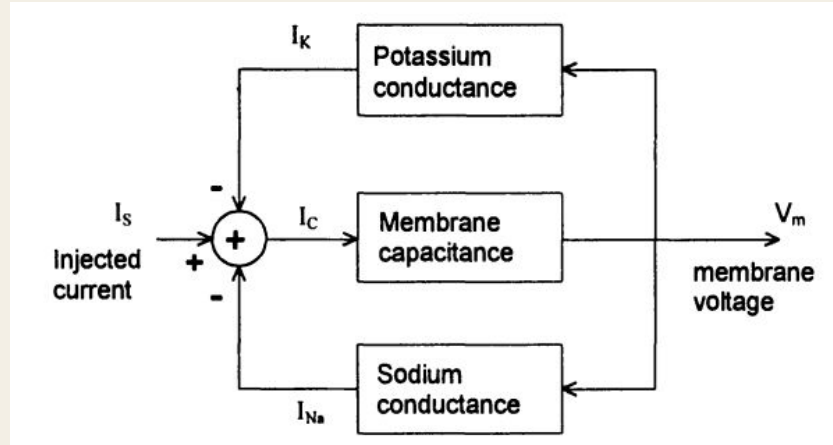


Modelo eléctrico

$$I_K + I_{Na} + I_C = I_S$$

$$I_C = I_S - (I_K + I_{Na})$$

$$C \frac{dV_m}{dt} = I_S - (I_K + I_{Na})$$



Cambios en el potencial transmembrana

Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:


- Baja intensidad: Potencial local
- Alta intensidad: Potencial de acción

Cambios en el potencial transmembrana

Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

- Baja intensidad: **Potencial local**
- Alta intensidad: Potencial de acción



El exceso de cargas eléctricas introducidas en la célula nerviosa, por estimulación eléctrica, causa una variación del potencial transmembrana. Esto induce un flujo neto de iones (principalmente K⁺). No ocurren cambios sustanciales en las permeabilidades de los canales iónicos.

Dura de 10 a 15 ms. Tras lo cual se recupera las concentraciones iónicas y el potencial de reposo.

Cambios en el potencial transmembrana

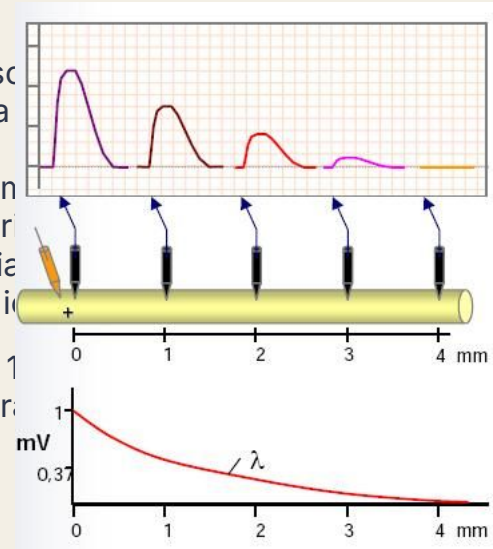
Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

- Baja intensidad: **Potencial local**
- Alta intensidad: Potencial de acción

El exceso de la célula causa transmembranesiones (por sustancias canales iónicos)

Dura de 1 concentr: reposo.



Las en eléctrica, potencial de cambios de los canales iónicos. Para las potencial de

Cambios en el potencial transmembrana

Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

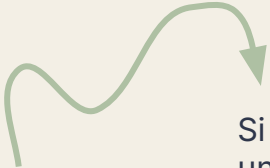
- Baja intensidad: **Potencial local**
 - Alta intensidad: Potencial de acción
- 
- No es autopropagable.
 - Se extiende pocos mm.
 - Pueden tener signo positivo o negativo.
 - Entrada de cargas positivas: depolarizante.
 - Entrada de cargas negativas: hiperpolarizante.
 - Son potenciales sumables.

Cambios en el potencial transmembrana

Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

- Baja intensidad: Potencial local
- Alta intensidad: **Potencial de acción**



Si un estímulo o la suma de varios supera los un umbral de despolarización, se producen variaciones en las permeabilidades de los canales iónicos, provocando cambios bruscos de flujos iónicos y potencial transmembrana. Esto se llama **Potencial de Acción**.

Se denomina **Potencial de Umbral**, al cambio mínimo necesario para producir un Potencial de Acción.

Cambios en el potencial transmembrana

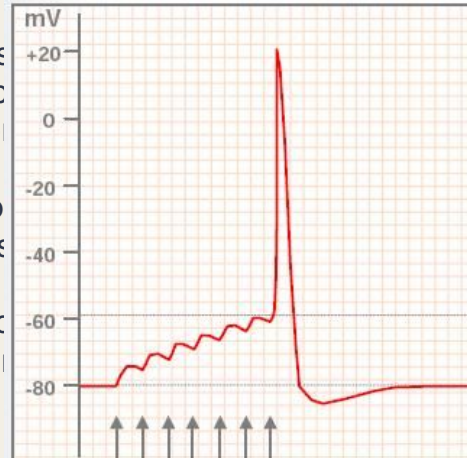
Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

- Baja intensidad: Potencial local
- Alta intensidad: **Potencial de acción**

Si un estímulo es lo suficiente fuerte como para superar un umbral de activación, se producen cambios bruscos en el potencial de la membrana. Esto es un potencial de acción.

Se denota el potencial de acción. El potencial de acción es un cambio brusco en el potencial de la membrana.



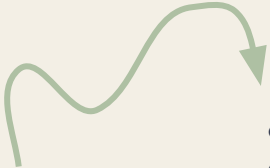
Se denota el potencial de acción. El potencial de acción es un cambio brusco en el potencial de la membrana.

Se denota el potencial de acción. El potencial de acción es un cambio brusco en el potencial de la membrana.

Cambios en el potencial transmembrana

Potencial transmembrana puede modificarse por estímulos mecánicos, eléctricos, térmicos o químicos.

Estímulos:

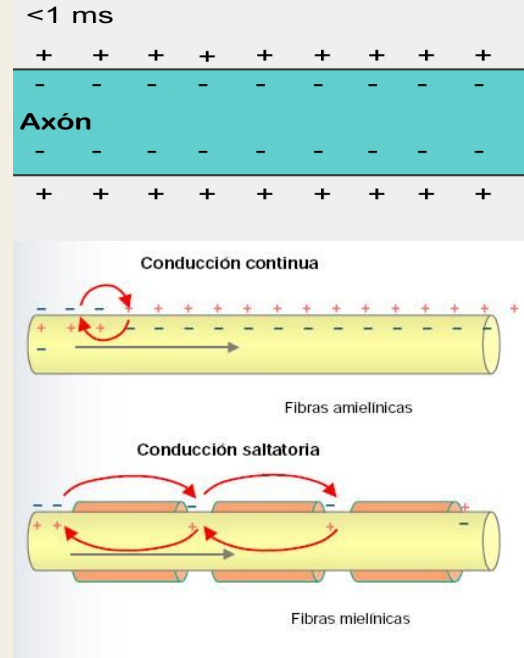
- Baja intensidad: Potencial local
 - Alta intensidad: **Potencial de acción**
- 
- Ley del "Todo o nada".
 - Amplitud variable, depende de del equilibrio iónico y permeabilidades de la neurona.
 - Implica la apertura de canales iónicos dependientes de voltaje.
 - Corta duración (1 a 2 ms).
 - Depolarizante.
 - No es sumable.
 - Autopropagable por toda la membrana neuronal.

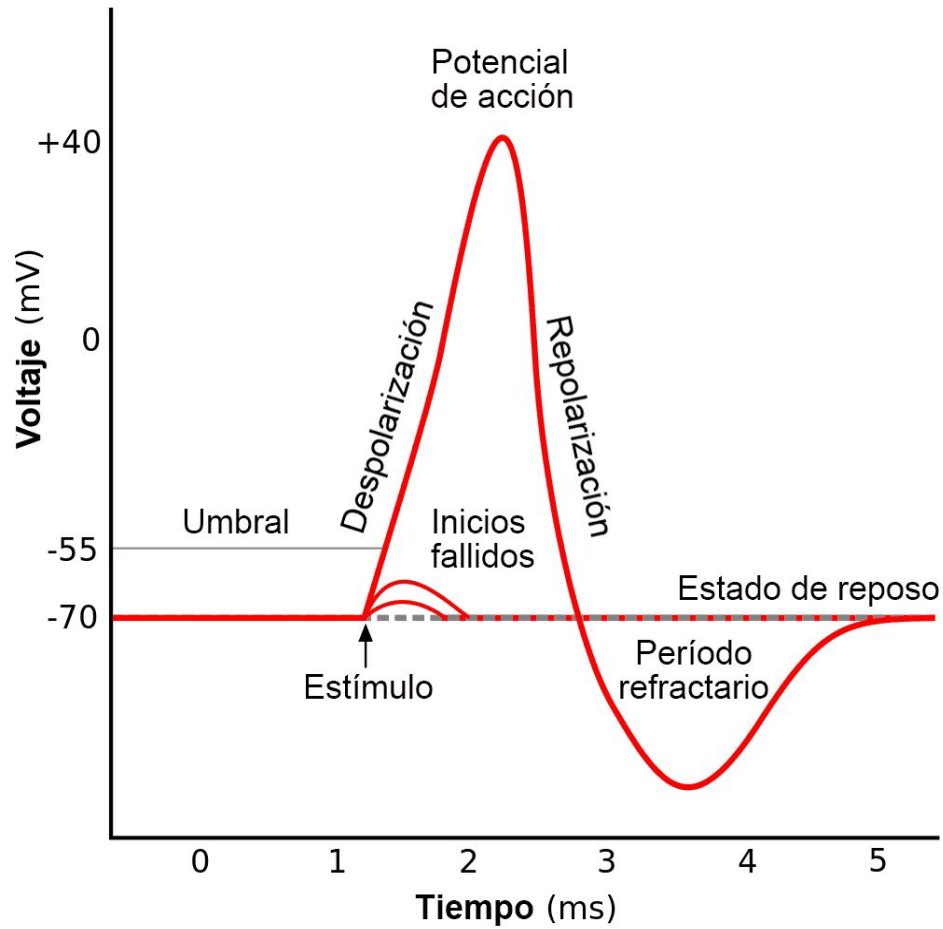
Cambios en el potencial transmembrana

Los tejidos excitables tienen la propiedad de que al ser estimulados más allá de un umbral, se desencadena una respuesta todo-o-nada, llamada potencial de acción.

El potencial de acción es una despolarización local de la membrana celular en el axón. Esta despolarización local provoca una despolarización en las regiones adyacentes de la célula; esta continuación genera la propagación del potencial de acción a lo largo del axón.

Tras ocurrir el potencial de acción ocurre un **período refractario**





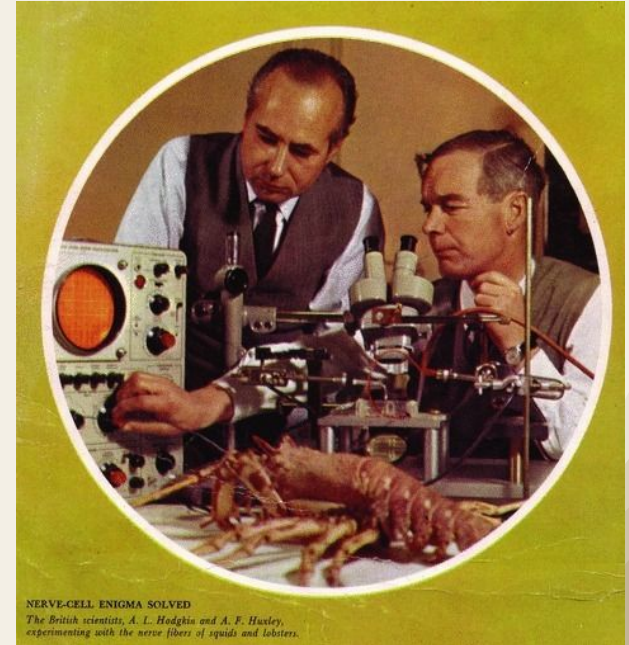


03

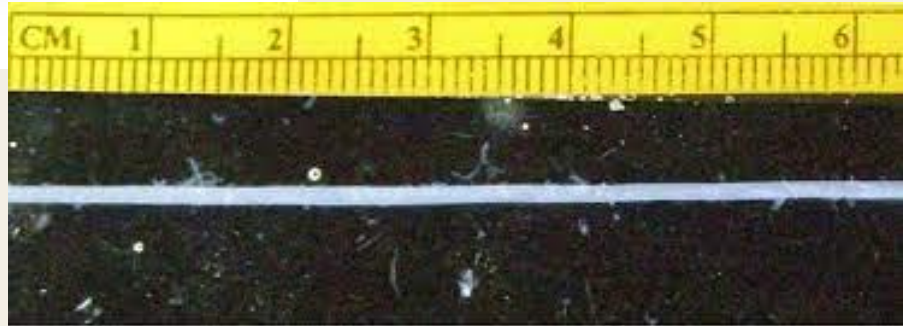
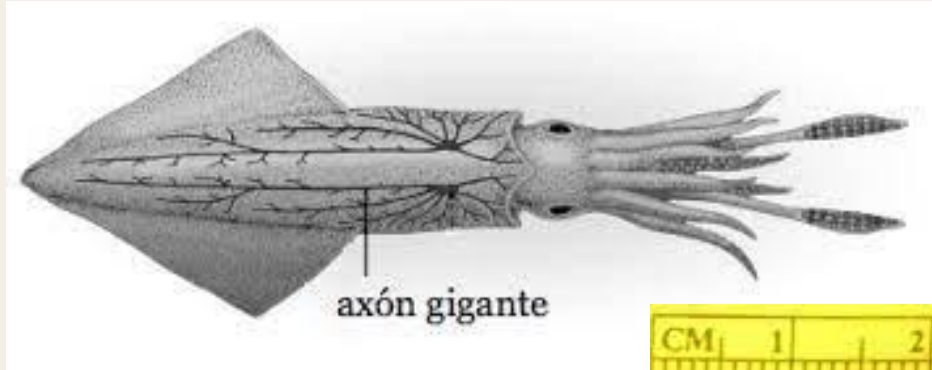
Modelo de HH

Experimentos de Hodgkin y Huxley

- El modelo de Hodgkin y Huxley se formuló entre 1939 y 1952 y le otorgó a sus autores el premio Nobel de Fisiología en 1963.
- Modela el potencial eléctrico de membrana, considerando características estructurales de la misma.
- Se formuló **antes** de conocer la estructura de los canales de membrana, a partir de experimentos electrofisiológicos sobre el axón gigante de calamar.
- Define una dependencia entre la apertura de los canales y V_m .
- Es un modelo determinístico, de parámetros concentrados y tiempo continuo.



Axón gigante de calamar



Técnica de Voltaje clamp

Hodgkin y Huxley utilizaron una herramienta que permitió determinar la contribución individual de cada ion al cambio del voltaje de membrana durante el potencial de acción. La técnica, denominada "voltage clamp" utiliza un estímulo eléctrico y retroalimentación para mantener el potencial de membrana de una neurona a un valor fijo.

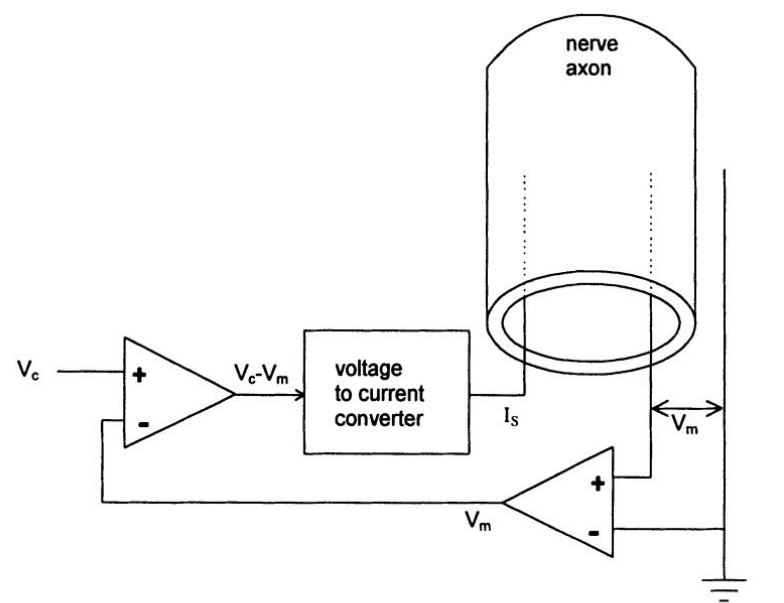
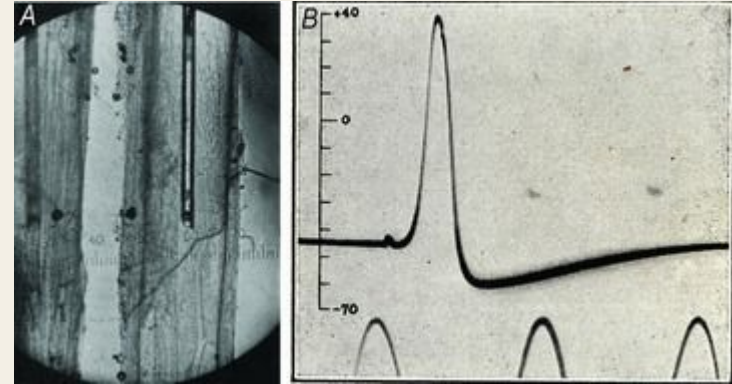


Figure 10-6. Schematic of the voltage clamp experiment.

Técnica de Voltaje clamp

Hodgkin y Huxley utilizaron una herramienta que permitió determinar la contribución individual de cada ion al cambio del voltaje de membrana durante el potencial de acción. La técnica, denominada "voltage clamp" utiliza un estímulo eléctrico y retroalimentación para mantener el potencial de membrana de una neurona a un valor fijo.



Ecuaciones constitutivas del modelo

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

Ecuaciones constitutivas del modelo

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$g_{ion} = G_{ion}y(t, V_m)$$

$$dy/dt = \alpha_{ion}(V_m) \times (1 - y) - \beta_{ion}(V_m) \times y$$

$V_m(t)$ Potencial de membrana
 C_m Capacitancia de membrana
 E_{ion} Potencial de equilibrio de un ion
 G_{ion} Conductividad máxima (cuando todos los canales están abiertos)
 $g_{ion}(t, V_m)$ Conductividad de la membrana para el ion a voltaje V_m
 $y(t, V_m)$ Funcion de probabilidad de apertura de canales

Ecuaciones constitutivas del modelo

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$g_{ion} = G_{ion}y(t, V_m)$$

$$dy/dt = \alpha_{ion}(V_m) \times (1 - y) - \beta_{ion}(V_m) \times y$$

Corresponde a conductancias de distintos iones:

- Sodio (Na⁺)
- Potasio (K⁺)
- Calcio (Ca²⁺)

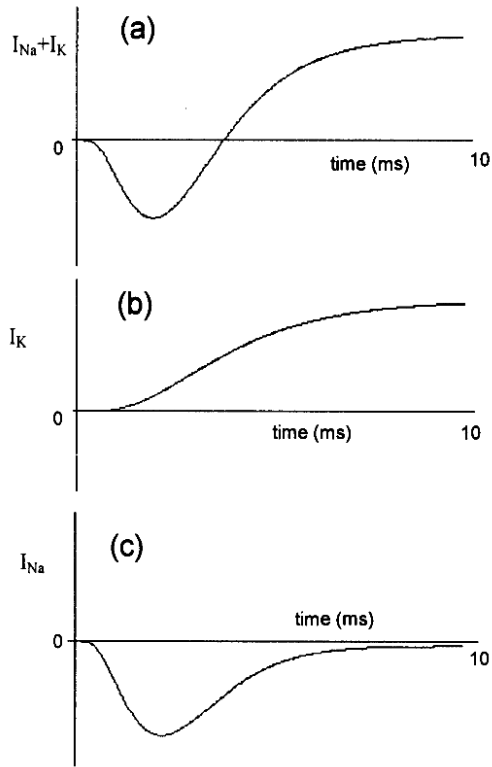
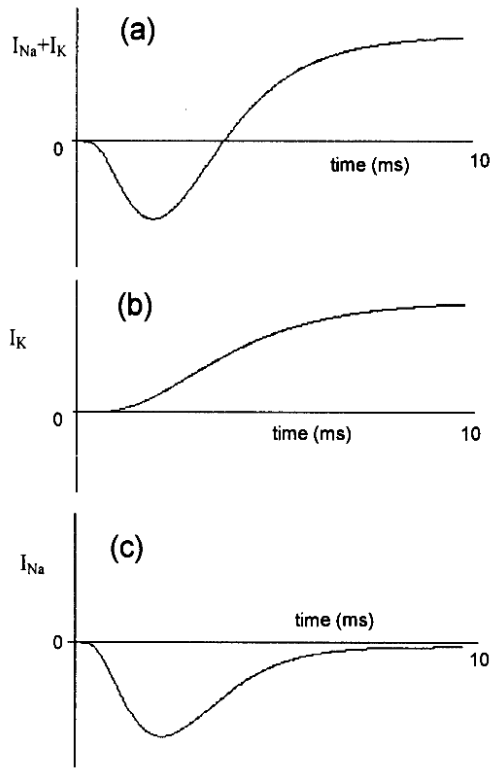


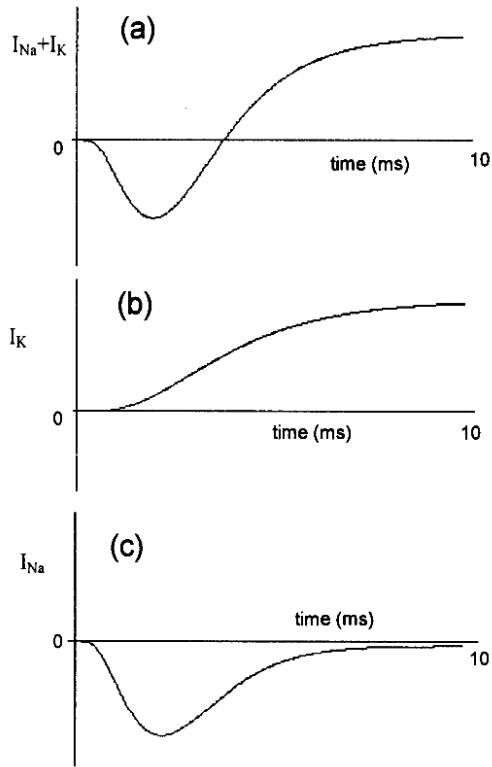
Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)



$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)



$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$S_{gK}(t) = c_K [1 - e^{-t/\tau_K}] u(t)$$

Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)

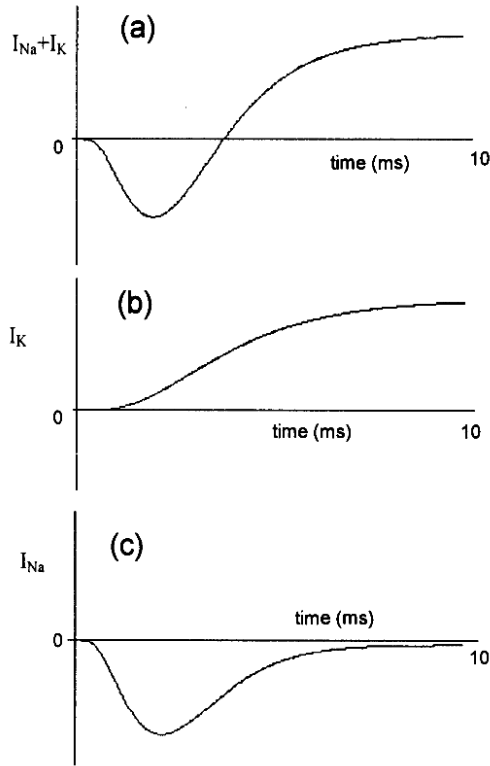


Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$S_{gK}(t) = c_K [1 - e^{-t/\tau_K}] u(t)$$

$$s_K(t) = \{c_n [1 - e^{-t/\tau_n}]\}^4 \cdot u(t)$$

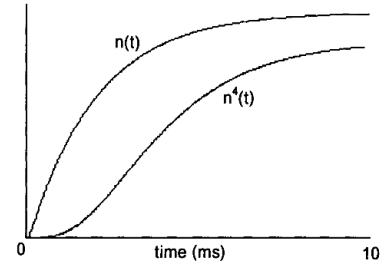


Figure 10-8. Potassium conductance following a step change of voltage.

Ecuaciones constitutivas del modelo

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$g_{ion} = G_{ion}y(t, V_m)$$

$$dy/dt = \alpha_{ion}(V_m) \times (1 - y) - \beta_{ion}(V_m) \times y$$

Canales de Potasio:

$$I_K = n^4 G_K (V_m - E_K)$$

$$\alpha_n = \frac{0,01(V_m + 50)}{1 - e^{-(V_m + 50)/10}}$$

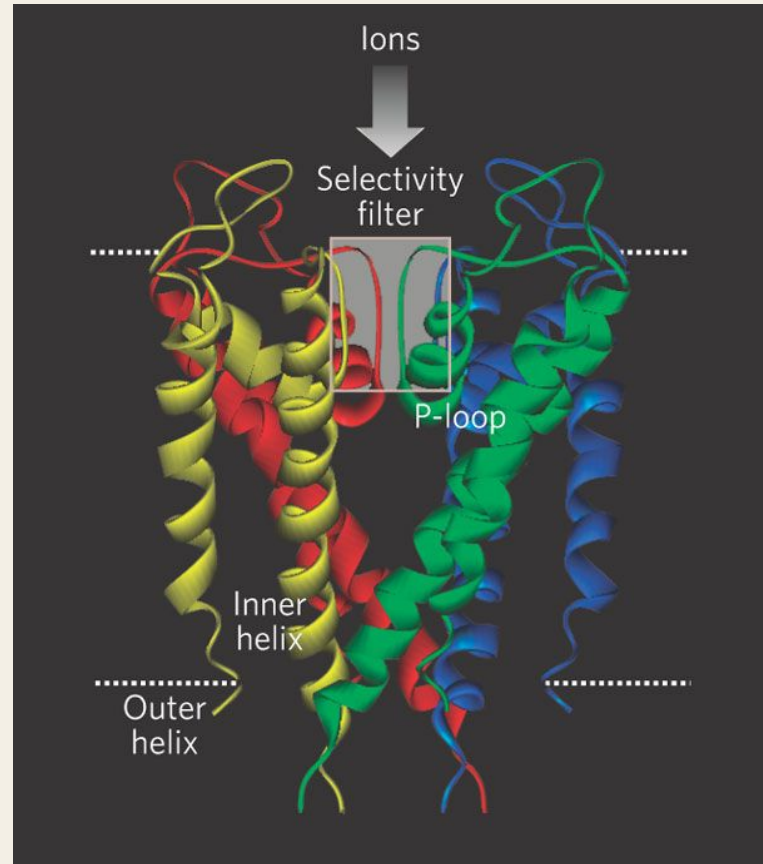
$$\beta_n = 0,125e^{-(V_m + 60)/80}$$

Canales de Cloro (Leak):

$$I_L = G_L (V_m - E_L)$$

Canal de potasio

Cuatro subunidades



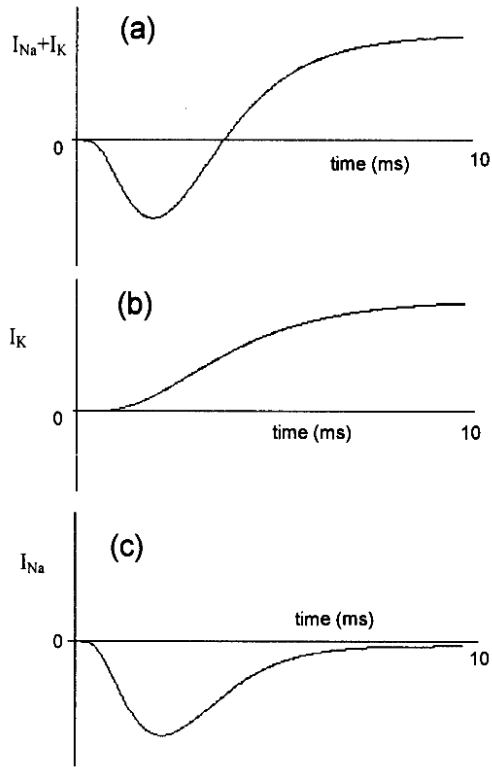


Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$S_{gNa}(t) = c_1[1 - e^{-t/\tau_b}][c_2 + e^{-t/\tau_a}] \cdot u(t)$$

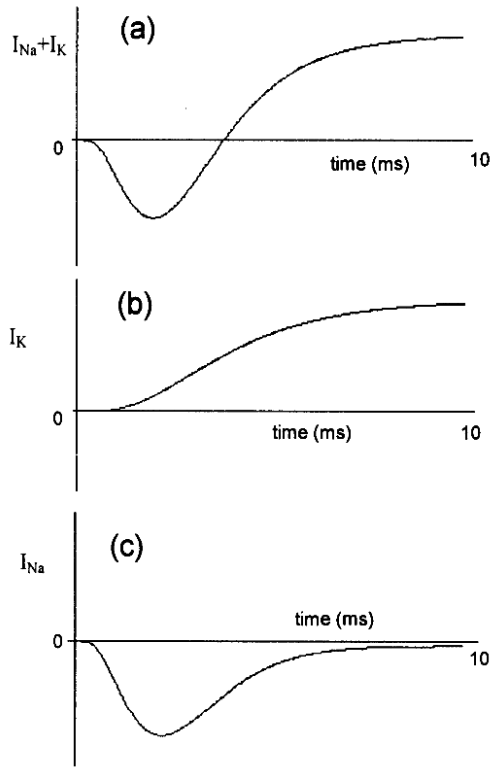


Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, *J.Physiol.* **117**: 500-544, 1972.)

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$S_{gNa}(t) = c_1[1 - e^{-t/\tau_b}][c_2 + e^{-t/\tau_a}] \cdot u(t)$$

$$S_{Na}(t) = c_1[1 - e^{-t/\tau_1}]^3 \cdot [c_2 + e^{-t/\tau_2}] \cdot u(t)$$

$$= m^3(t) \cdot h(t)$$

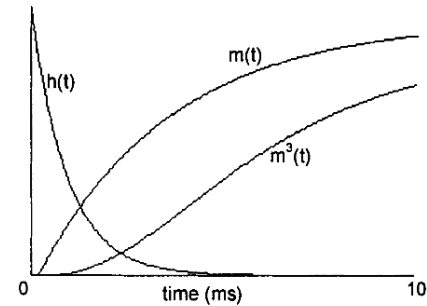


Figure 10-9. Components of sodium conductance following a step change in membrane voltage.

Ecuaciones constitutivas del modelo

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

$$I_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion})$$

$$g_{ion} = G_{ion}y(t, V_m)$$

$$dy/dt = \alpha_{ion}(V_m) \times (1 - y) - \beta_{ion}(V_m) \times y$$

Canales de Sodio:

$$I_{Na} = m^3 h G_{Na} (V_m - E_{Na})$$

$$\alpha_m = \frac{0,1(V_m + 35)}{1 - e^{-(V_m + 35)/10}}$$

$$\beta_m = 4e^{-(V_m + 60)/18}$$

$$\alpha_h = 0,07e^{-(V_m + 60)/20}$$

$$\beta_h = \frac{1}{1 + e^{-(V_m + 30)/10}}$$

Canal de sodio

Cuatro subunidades: una de ellas responsable de la inactivación del canal.

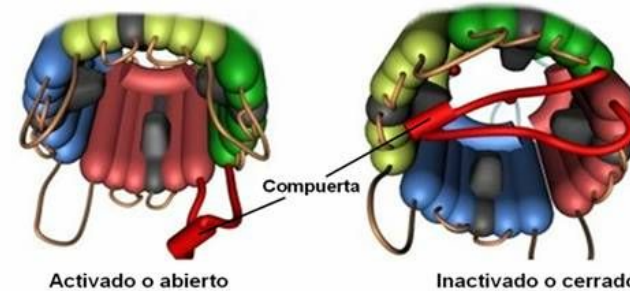
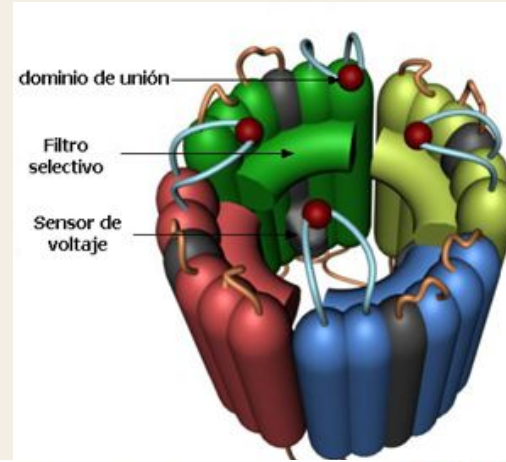


Figura 3. Se muestran los cambios de conformación de los canales de sodio vistos desde el interior celular. El dibujo de la izquierda es un canal activado o abierto por donde pasan unos 7000 iones de Na^+ por milisegundo, que es el tiempo que dura abierto. La imagen derecha muestra el canal cerrado por la compuerta. Esta última es la conformación que también se obtiene por efecto de los anestésicos locales, y se impide el paso de los iones de Na^+ a través del canal, manteniendo la membrana despolarizada. www.chemsoc.org



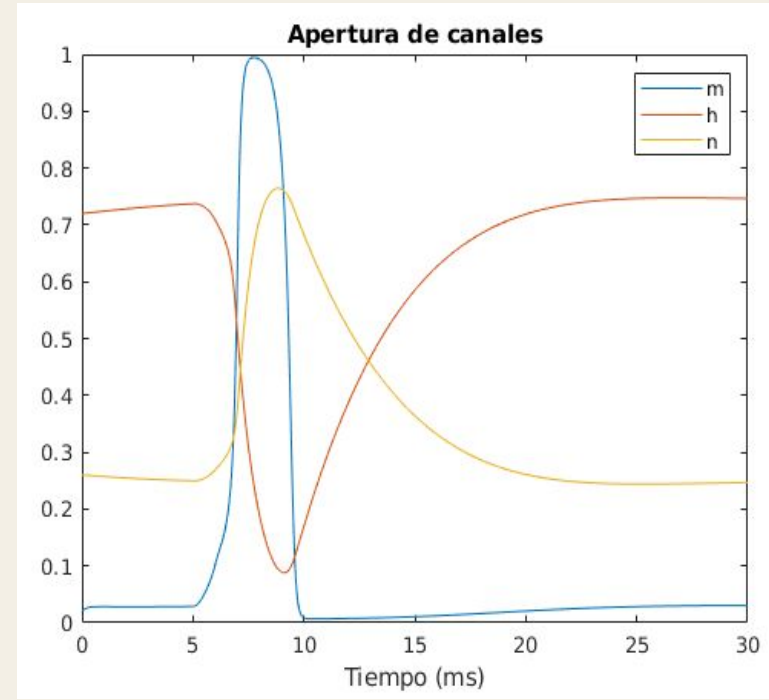
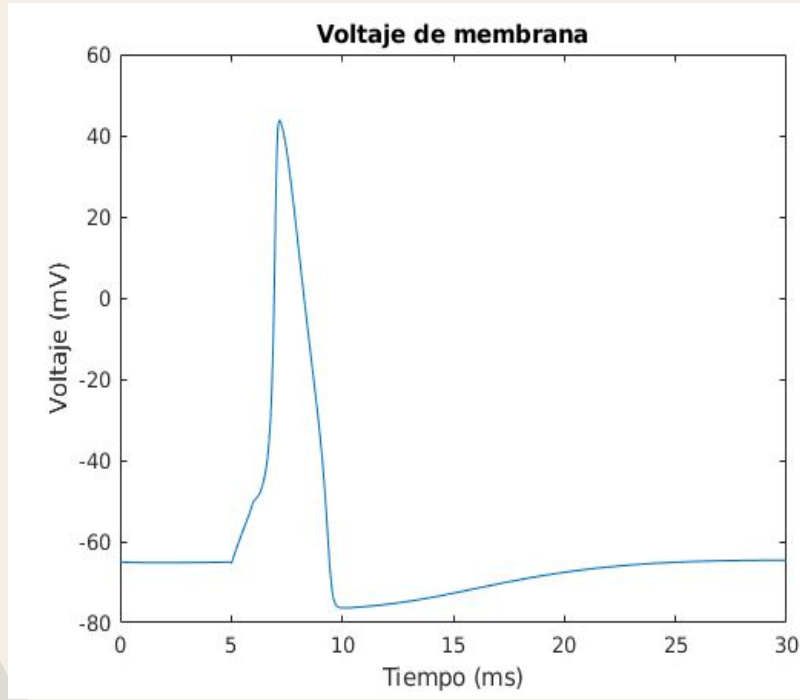
Implicancias

Not only was this the first quantitative description of electrical excitability in nerve cells, but it also incorporated physical correlates that elegantly predicted recent results concerning the gating structures of ion channels. It remains one of the best examples of how phenomenological description with mathematical modelling can reveal mechanisms long before they can be directly observed.

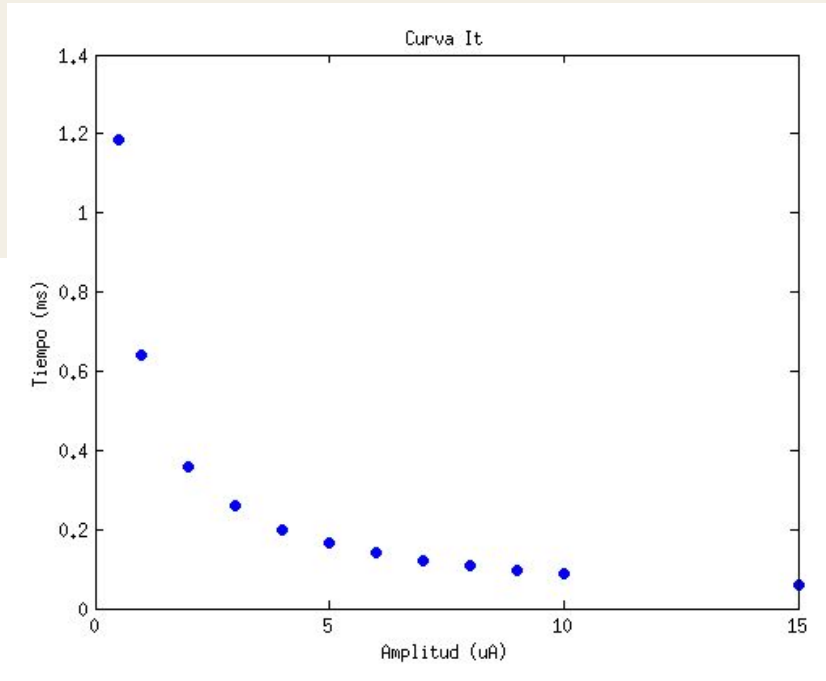
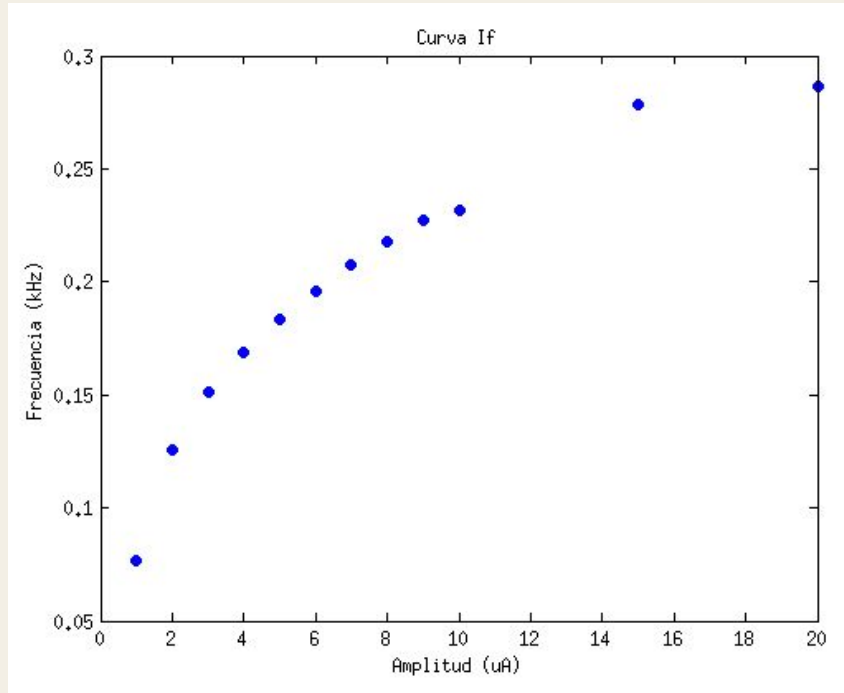
Schwiening C. J. (2012). A brief historical perspective: Hodgkin and Huxley. *The Journal of physiology*, 590(11), 2571–2575. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.230458>



Resultados



Curvas I-f e I-t



Gracias

Lucía Lemes



llemes@cup.edu.uy

Paula Soria



paula.soria@litoralnorte.udelar.edu.uy

CREDITS: This presentation template was created by [Slidesgo](#), and includes icons by [Flaticon](#) and infographics & images by [Freepik](#)