

FISIOLOGÍA CUANTITATIVA

Potencial de acción

Módulo de Sistema Nervioso

Contenidos

1

Potencial de Membrana

Membrana celular. Ecuaciones y modelos del potencial de membrana. Excitación.

2

Modelo de Hodgkin-Huxley

Historia: axón gigante de calamar. Implicaciones y aportes. Ecuaciones del modelo.

3

Variantes del modelo

Dos simplificaciones del modelo HH.

Contenidos

1

Potencial de Membrana

Membrana celular. Ecuaciones y modelos del potencial de membrana. Excitación.

2

Modelo de Hodgkin-Huxley

Historia: axón gigante de calamar. Implicaciones y aportes. Ecuaciones del modelo.

3

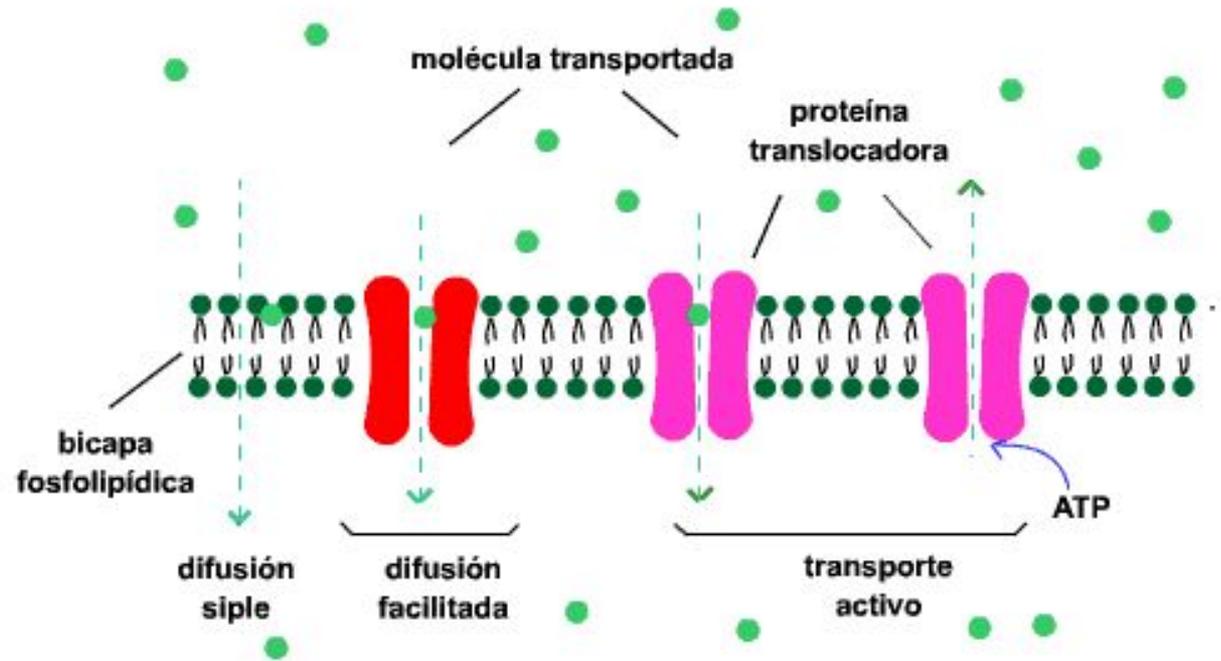
Variantes del modelo

Dos simplificaciones del modelo HH.

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

Señales fisiológicas

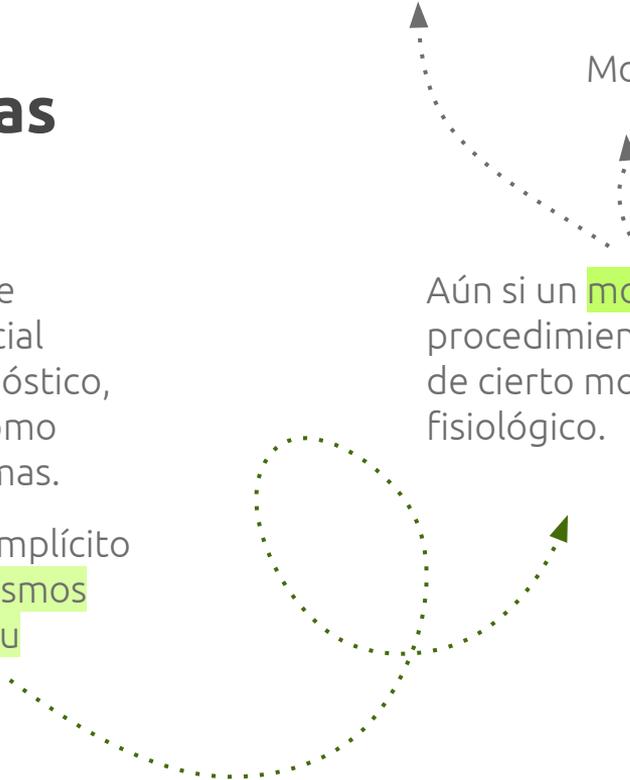
Son necesarias para el estudio de organismos biológicos. De especial interés para investigación, diagnóstico, supervisión de tratamiento, o como medio de control de otros sistemas.

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.



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^-)

Ecuaciones de potencial de membrana

Ecuación de Nernst-Planck:

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

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

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

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

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⁻)

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 $V_m = -60\text{mV}$

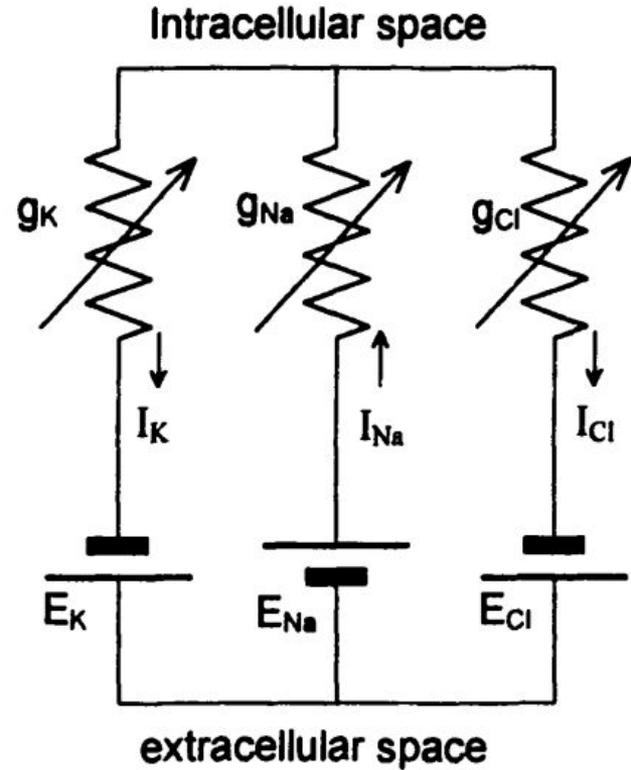
Modelo eléctrico

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

$$I_{\text{K}} = (V_m - E_{\text{K}}) g_{\text{K}}$$

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

$$V_m = \frac{E_{\text{Na}} g_{\text{Na}} + E_{\text{K}} g_{\text{K}} + E_{\text{Cl}} g_{\text{Cl}}}{g_{\text{Na}} + g_{\text{K}} + g_{\text{Cl}}}$$



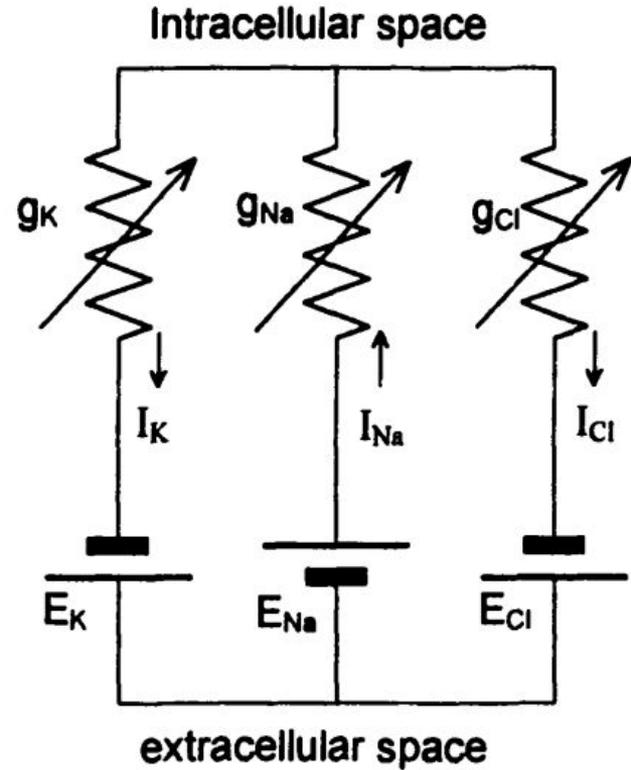
Modelo eléctrico

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

$$I_{\text{K}} = (V_m - E_{\text{K}}) g_{\text{K}}$$

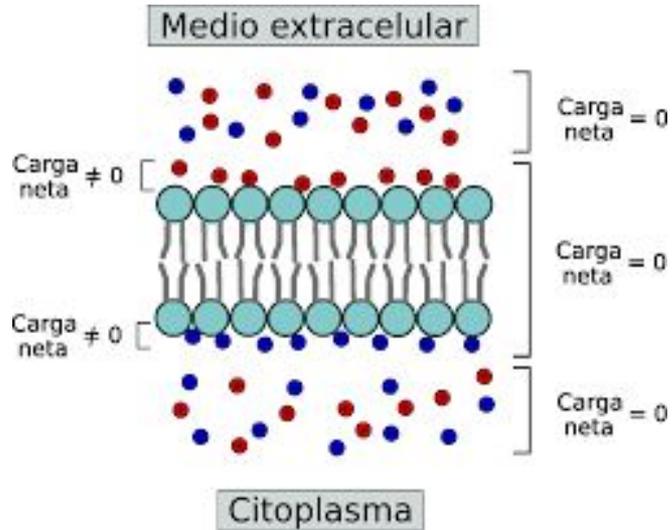
$$I_{\text{Cl}} = (V_m - E_{\text{Cl}}) g_{\text{Cl}}$$

$$V_m = \frac{E_{\text{Na}} g_{\text{Na}} + E_{\text{K}} g_{\text{K}} + E_{\text{Cl}} g_{\text{Cl}}}{g_{\text{Na}} + g_{\text{K}} + g_{\text{Cl}}}$$

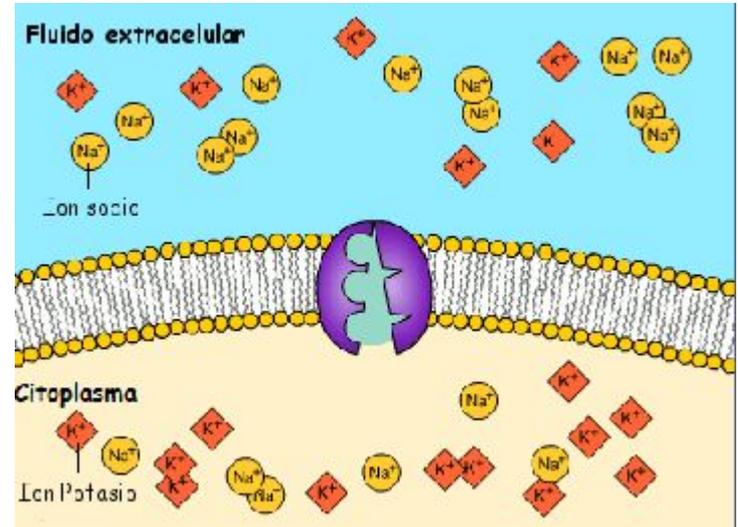
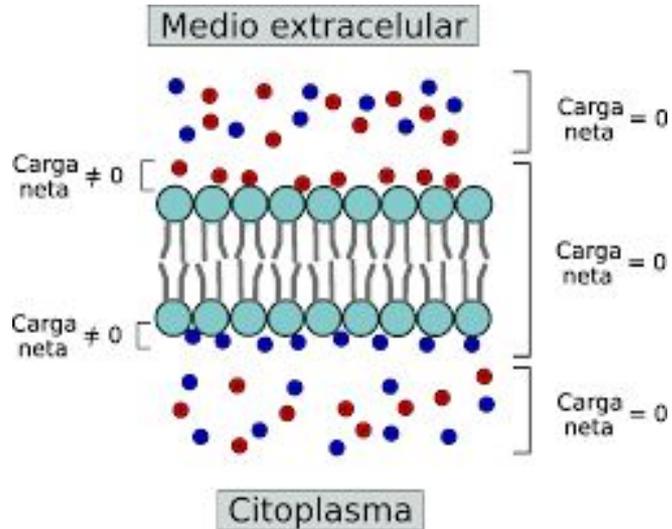


Se consideran las conductancias de la membrana y los canales para cada ion (difusión simple y facilitada).

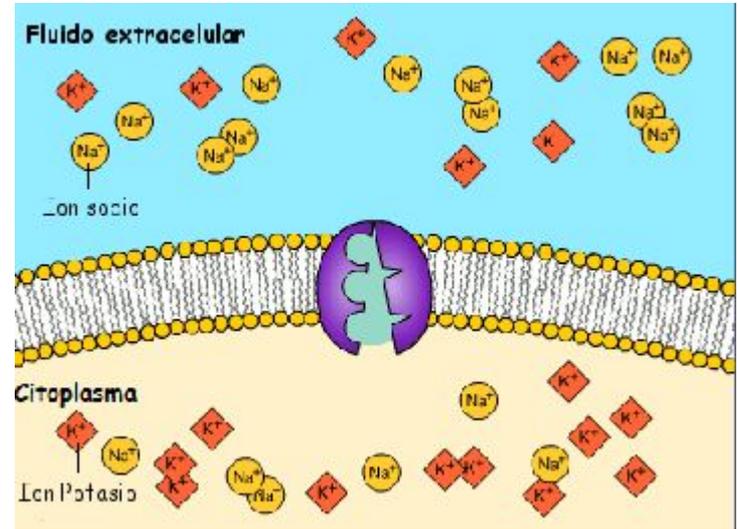
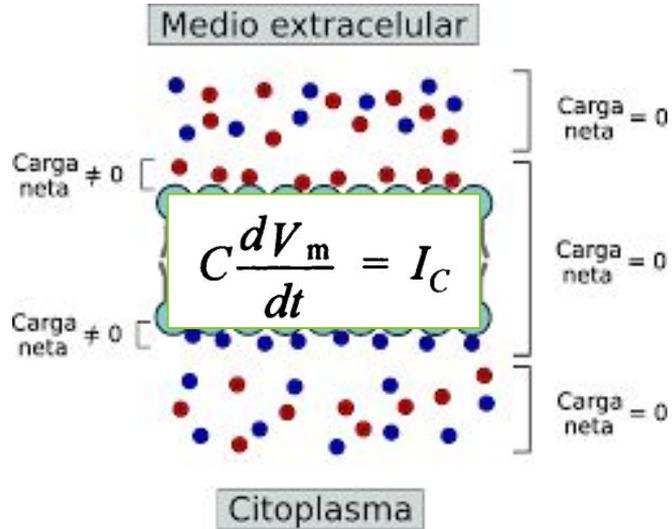
Membrana celular y bomba sodio-potasio



Membrana celular y bomba sodio-potasio



Membrana celular y bomba sodio-potasio

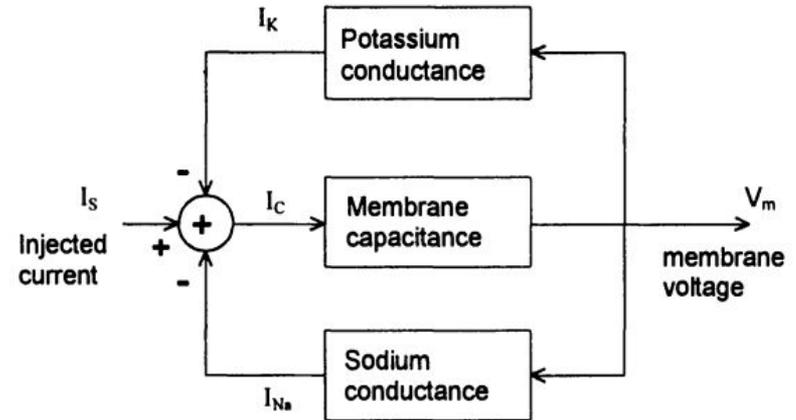


Modelo eléctrico

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

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

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



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.

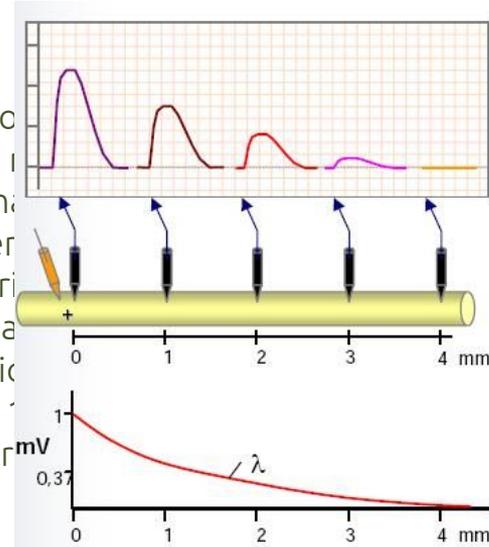
Cambios en el potencial transmembrana

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

Estímulos:

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

El exceso de iones en la célula causa un cambio en la transmembrana de iones (primariamente Na^+ y K^+) sustancia que abre canales iónicos. Dura de concentración de iones en reposo.



as en
rica,
o de
mbios
is
era las

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 depolarización 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 llama **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.

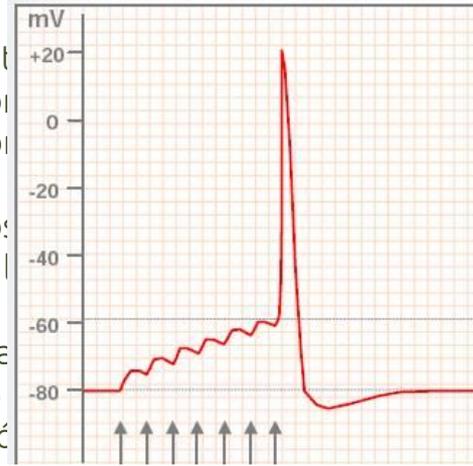
Estímulos:

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



Si un estímulo supera un umbral de activación, se abren los canales de flujo de iones. Esto se llama potencial de acción.

Se llama potencial de acción.



Para los potenciales de acción.

potencial

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**



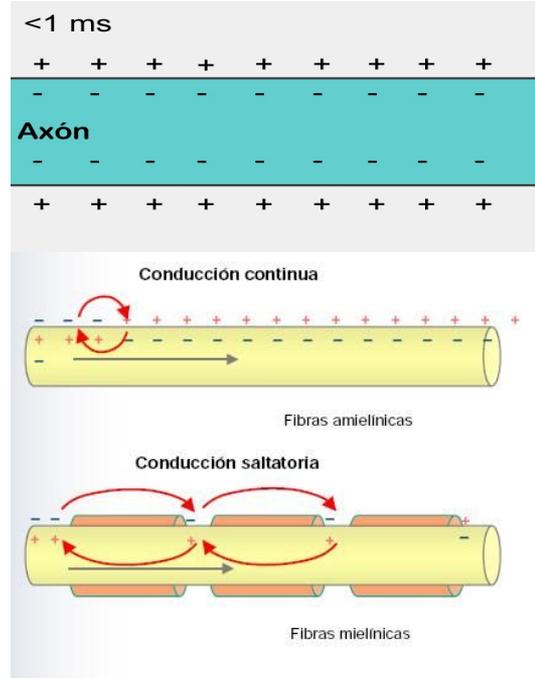
- Ley del “Todo o nada”.
- Amplitud variable, depende de del equilibrio iónico y permeabilidades de la neurona.
- Implica la apertura de canales iónicos dependientes de voltaje.
- Corta duración (1 a 2 ms).
- Depolarizante.
- No es sumable.
- Autopropagable por toda la membrana neuronal.

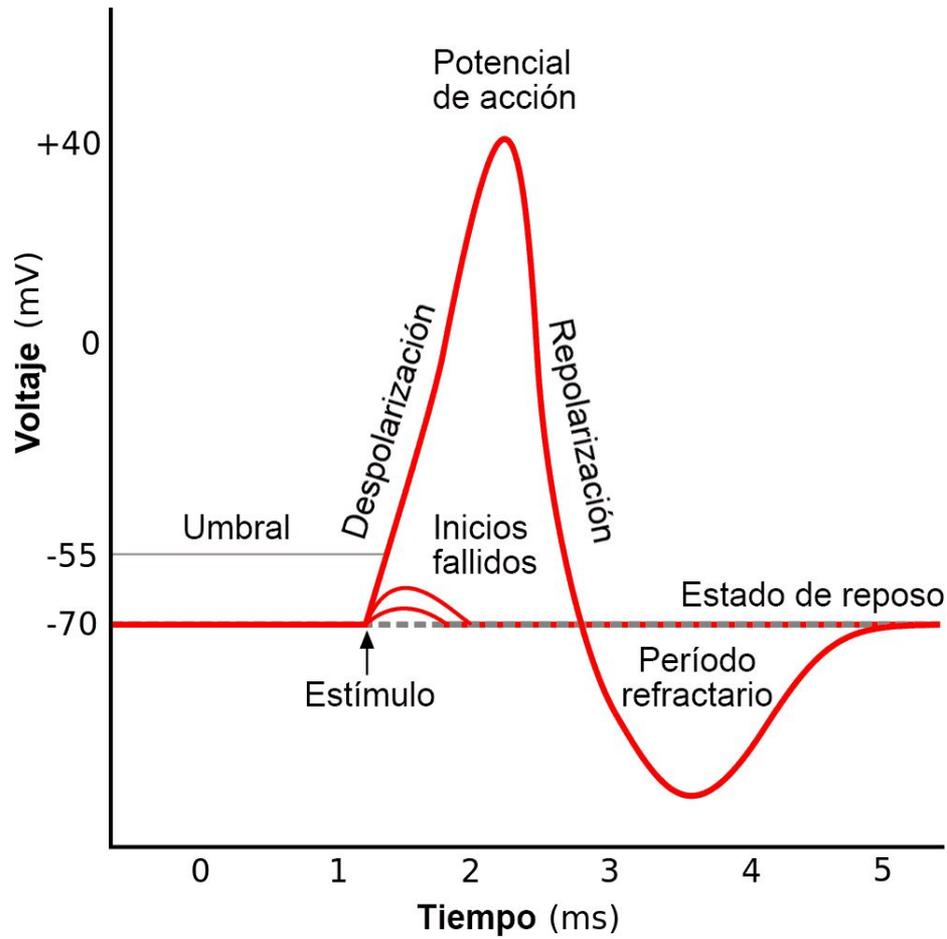
Cambios en el potencial transmembrana

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**





Contenidos

1

Potencial de Membrana

Membrana celular. Ecuaciones y modelos del potencial de membrana. Excitación.

2

Modelo de Hodgkin-Huxley

Historia: axón gigante de calamar. Implicaciones y aportes. Ecuaciones del modelo.

3

Variantes del modelo

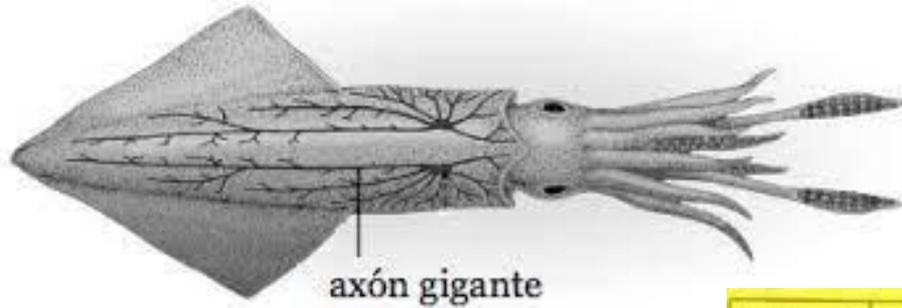
Dos simplificaciones del modelo HH.

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.

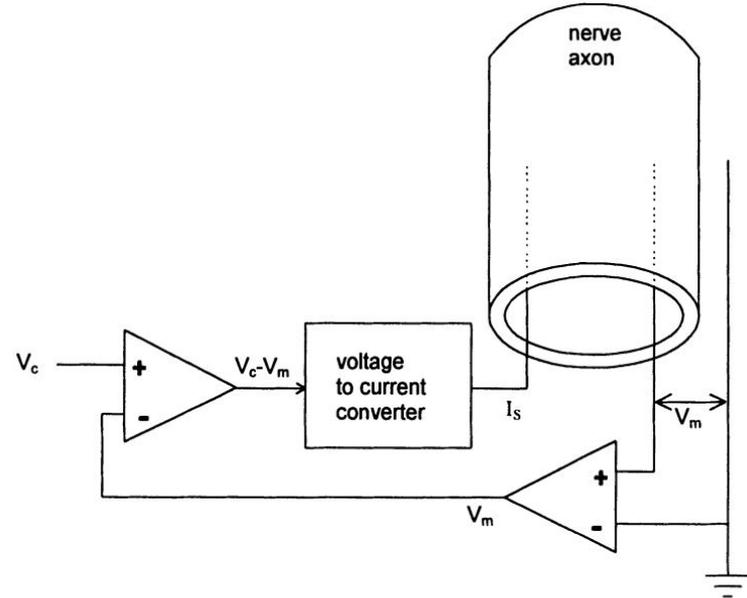
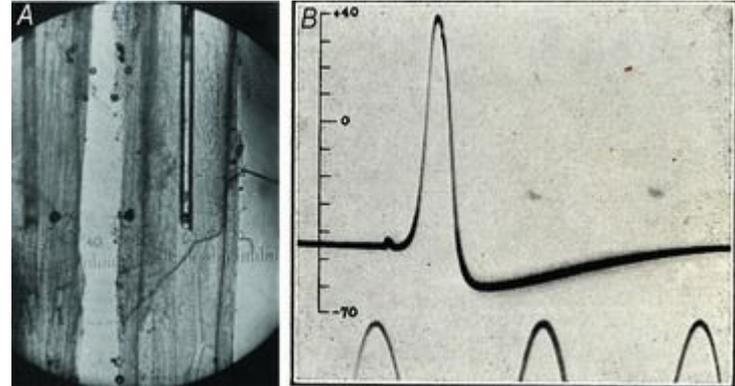


Figure 10-6. Schematic of the voltage clamp experiment.

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 (Cl⁻)

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:

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

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

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

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

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

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):

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

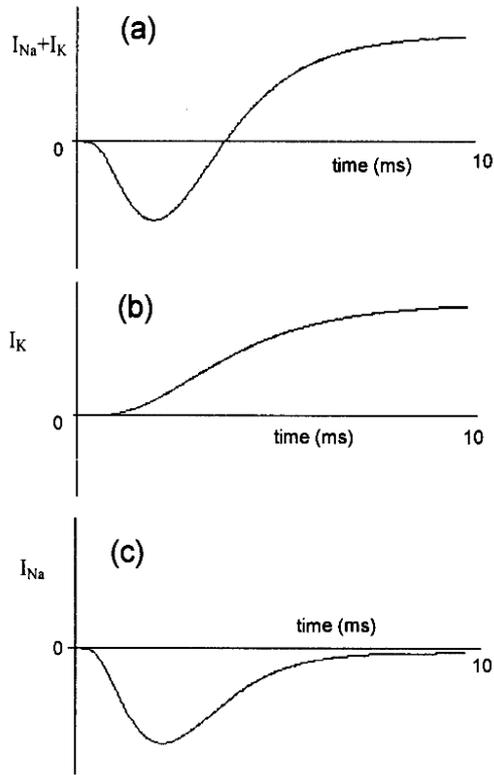
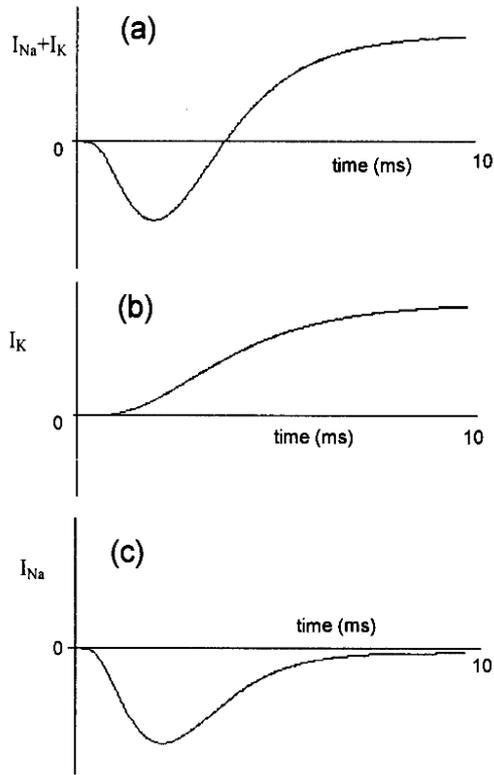


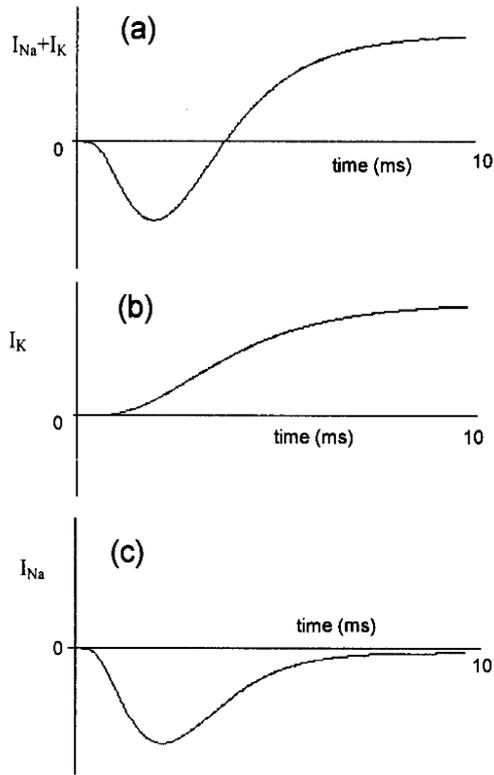
Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation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



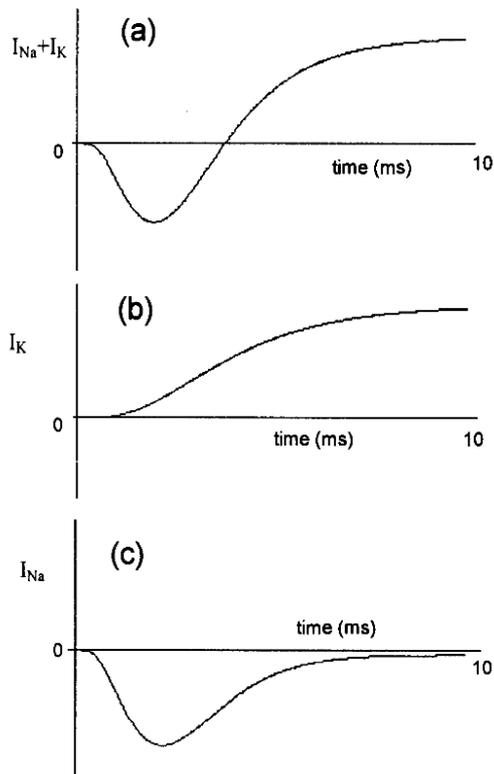
$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

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

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

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

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.)



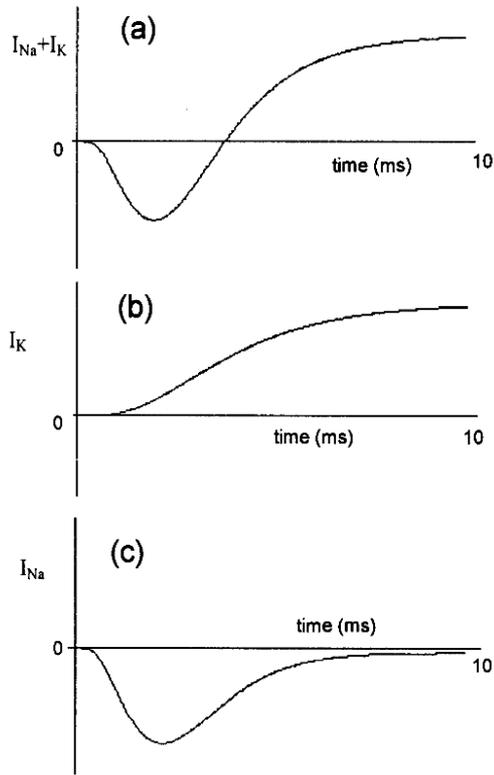
$$C_m \frac{dV_m}{dt} = I_{in} - \sum I_{ion}$$

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

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

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

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.)



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

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

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

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

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

Figure 10-7. 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.)

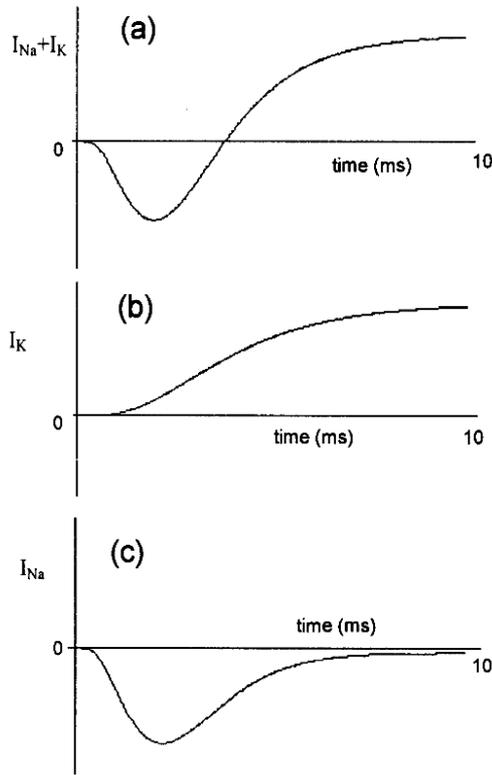


Figure 10-7. Voltage clamped membrane currents. (a) potassium and sodium current, (b) potassium current, (c) sodium current calculated as the difference of the first two. (Adapted from A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation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

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

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

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

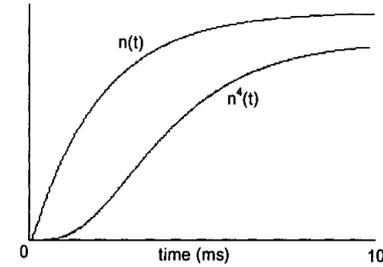


Figure 10-8. Potassium conductance following a step change of voltage.

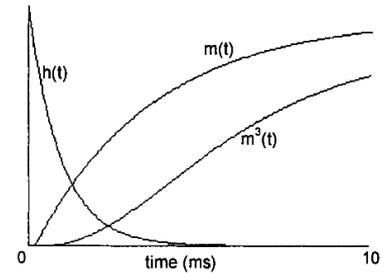


Figure 10-9. Components of sodium conductance following a step change in membrane voltage.

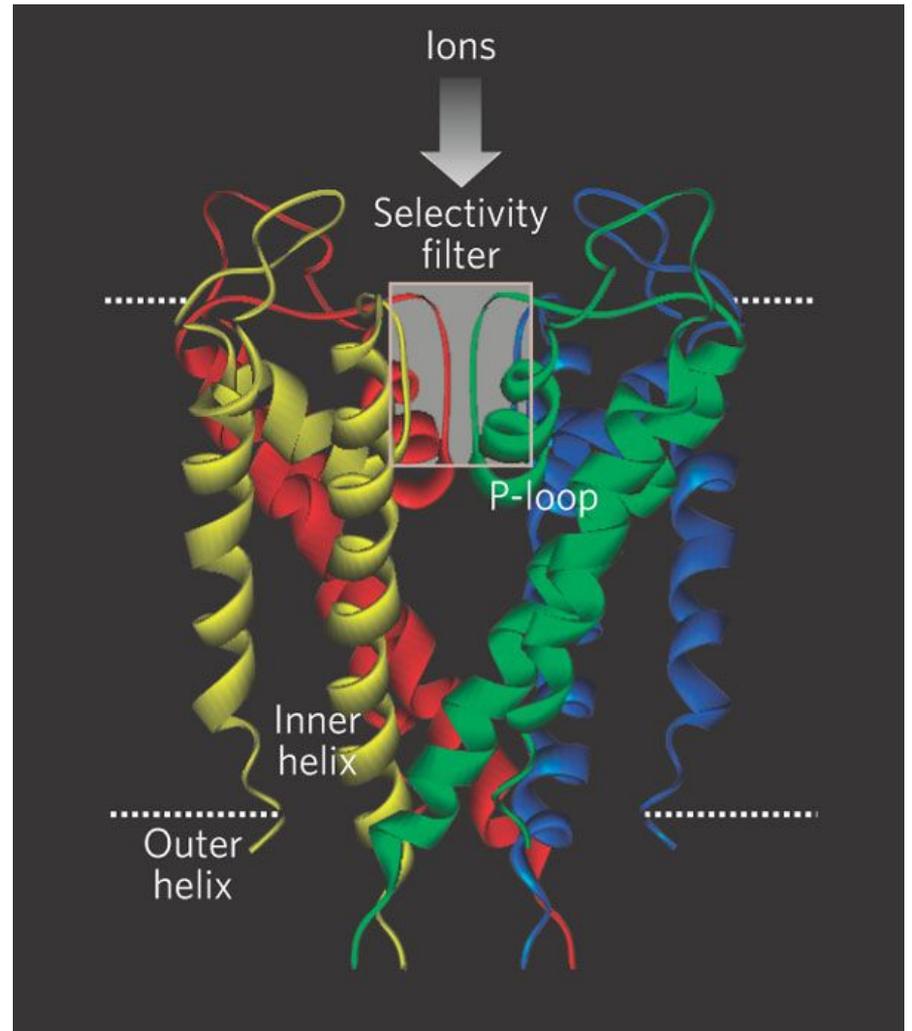
Implicancias fisiológicas del modelo

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>

Canal de potasio

Cuatro subunidades



Canal de sodio

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

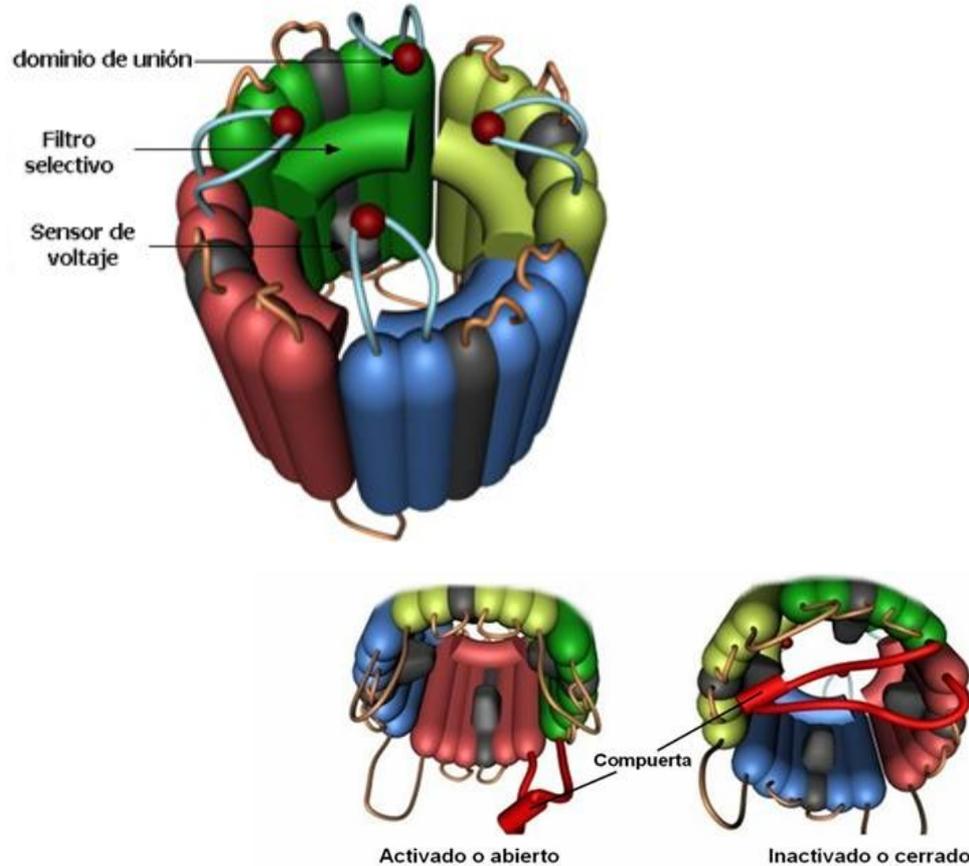


Figura 3. Se muestran los cambios de conformación de los canales de sodio vistos desde el interior celular. El dibujo de la izquierda es un canal activado o abierto por donde pasan unos 7000 iones de Na^+ por milisegundo, que es el tiempo que dura abierto. La imagen derecha muestra el canal cerrado por 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

Modelado práctico

A partir de métodos de
Runge-Kutta

MATLAB R2018a

HOME PLOTS APPS EDITOR PUBLISH VIEW

Find Files Find Documentation Log In

New Open Save Compare Go To Comment Breakpoints Run Run and Advance Run and Time

FILE NAVIGATE EDIT BREAKPOINTS RUN

home > lucia >

Editor - /home/lucia/Escritorio/Hodgkin_Huxley_EDOs.m

```

1 %Modelo Hodgkin-Huxley
2 %EDOs
3
4
5 function dS=Hodgkin_Huxley_EDOs(t,S)
6
7 %Variables globales-----
8 global E_N
9 global E_K
10 global g_N_bar
11 global g_K_bar
12 global g_leak
13 global E_leak
14 global C_M
15
16 %Obtención de valores-----
17 %Potencial de Membrana
18 V=S(1);
19 %Activadores
20 m=S(2);
21 h=S(3);
22 n=S(4);
23
24 %Resolución de dm/dt-----
25 m_inf = (0.10*(V+35)/(1.0 - exp(-(V+35)/10.0)))/((0.10*(V+35)/(1.0 - exp(-(V+35)/10.0)))+(4.0*exp(-(V+60)/18.0)));
26 t_m = 1.0/((0.10*(V+35)/(1.0 - exp(-(V+35)/10.0)))+(4.0*exp(-(V+60)/18.0)));
27 dmdt = (m_inf - m)/t_m;
28 %Resolución de dh/dt-----
29
30 %Resolución de dn/dt-----
31
32
33 %Cálculo de las corrientes iónicas-----
34 %Colocar la expresión de las corrientes conforme las conductancias y los
35 %valores de m,n y h
36
37
38
39 %Corriente de excitación-----

```

Workspace

Name

Command Window

New to MATLAB? See resources for [Getting Started](#).

>>

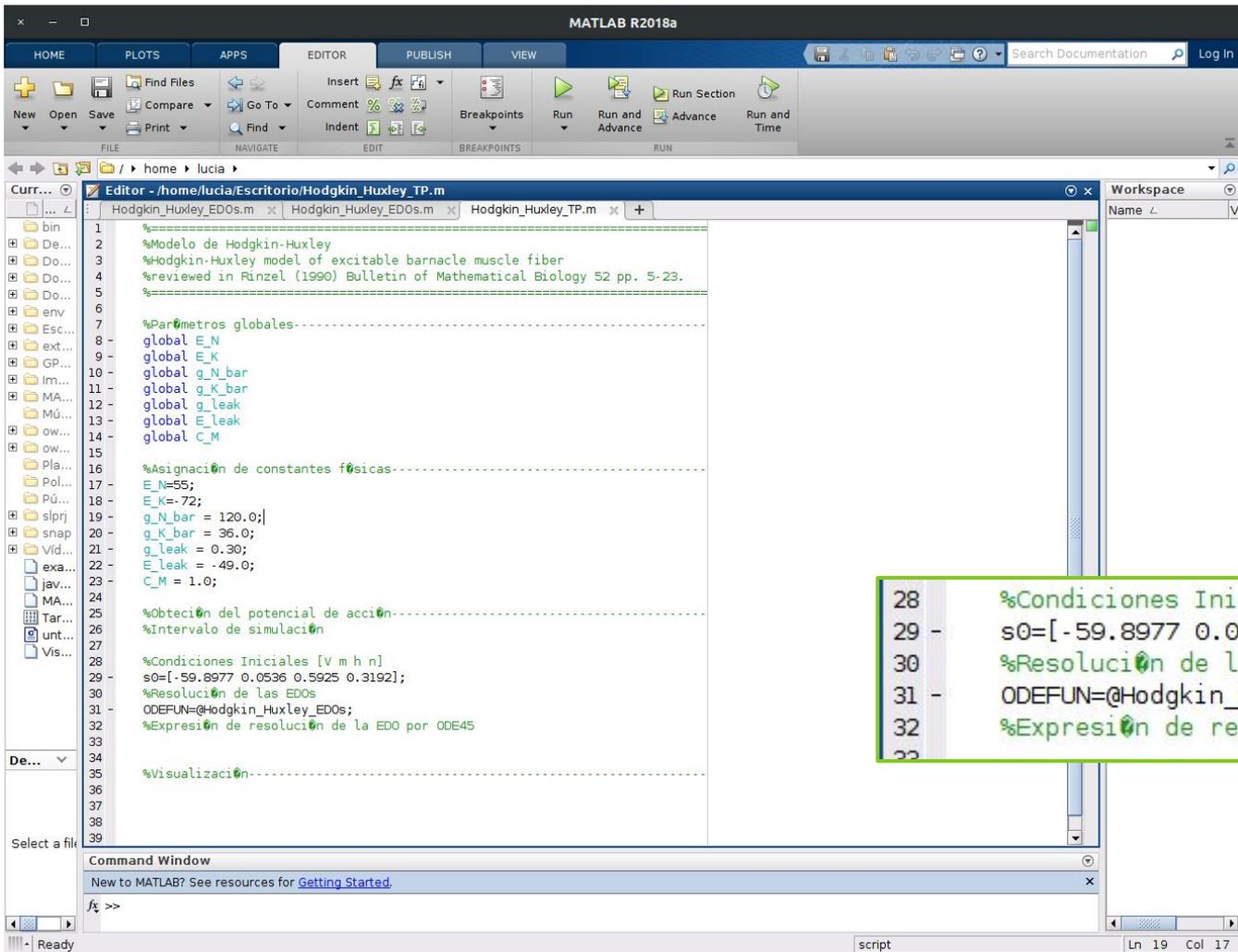
Ready

Hodgkin_Huxley_EDOs Ln 34 Col 73

```

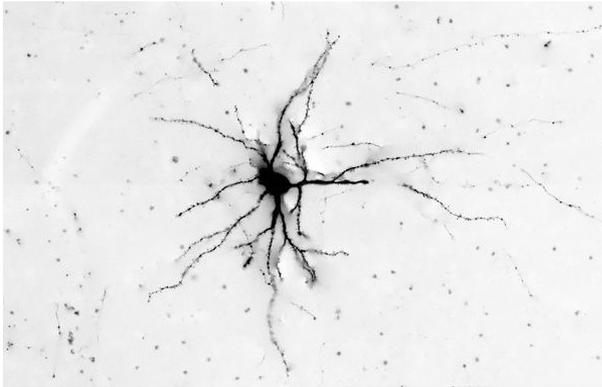
49
50 %Salida
51 - dS=[dVdt dmdt dhdt dndt]';
52

```



```
28 %Condiciones Iniciales [V m h n]
29 - s0=[-59.8977 0.0536 0.5925 0.3192];
30 %Resolución de las EDOs
31 - ODEFUN=@Hodgkin_Huxley_EDOs;
32 %Expresión de resolución de la EDO por ODE45
33
```

Condiciones iniciales recomendadas



$$V_m(t = 0) = -65 \text{ mV}$$

$$C_m = 1 \text{ } \mu\text{F/cm}^2$$

$$E_N = 50 \text{ mV}$$

$$E_K = -77 \text{ mV}$$

$$E_L = -60 \text{ mV}$$

$$G_N = 120 \text{ mS/cm}^2$$

$$G_K = 36 \text{ mS/cm}^2$$

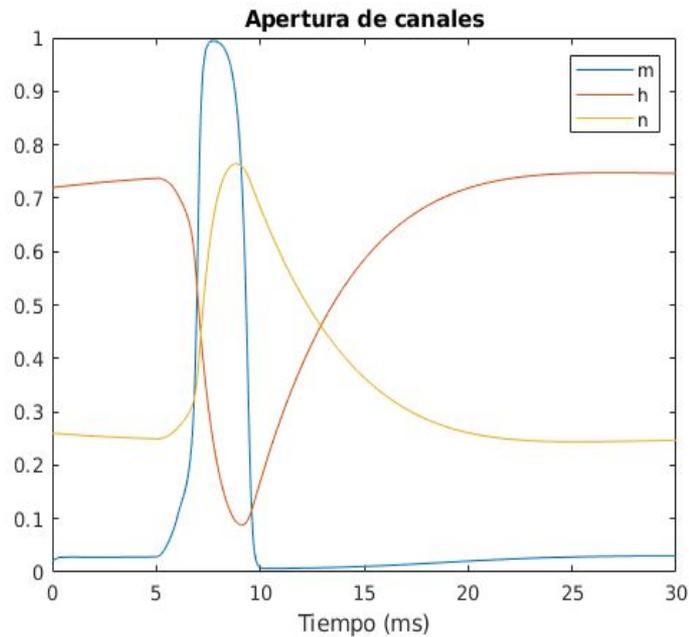
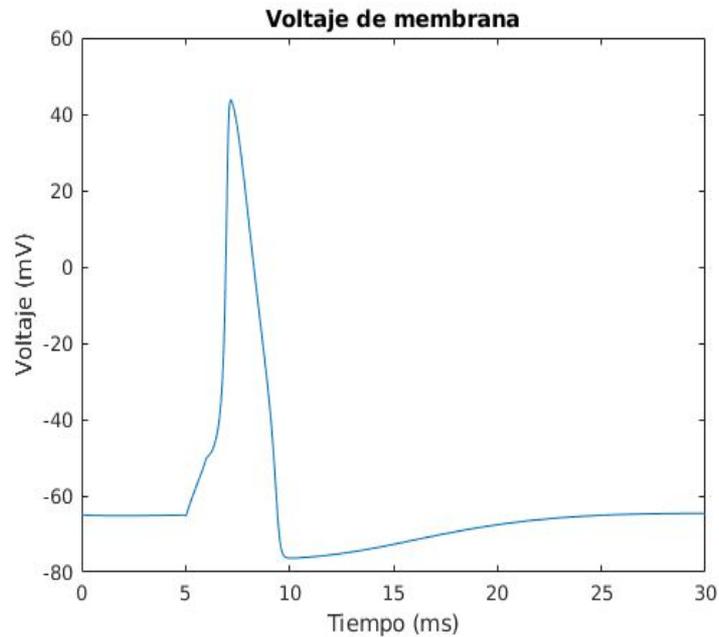
$$G_L = 0,3 \text{ mS/cm}^2$$

$$m(t = 0) = 0,02$$

$$n(t = 0) = 0,26$$

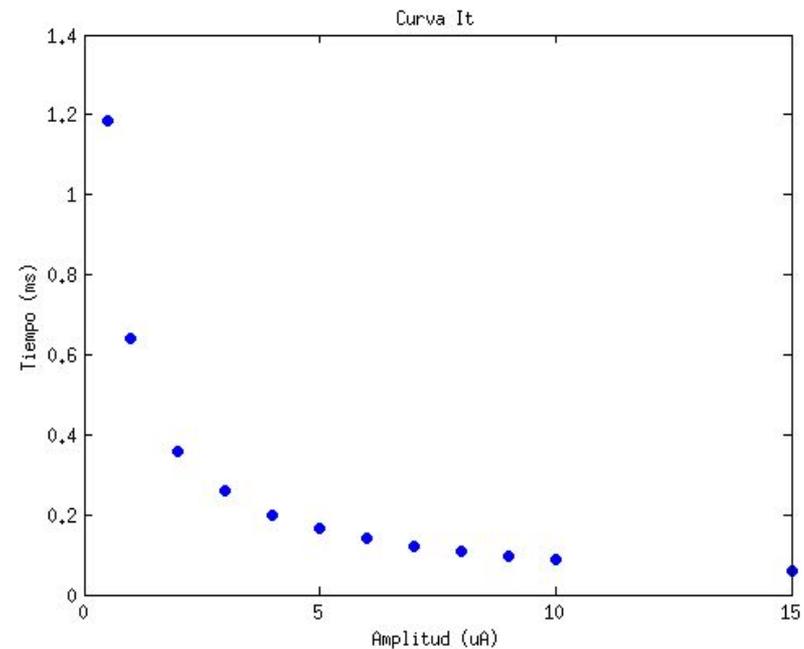
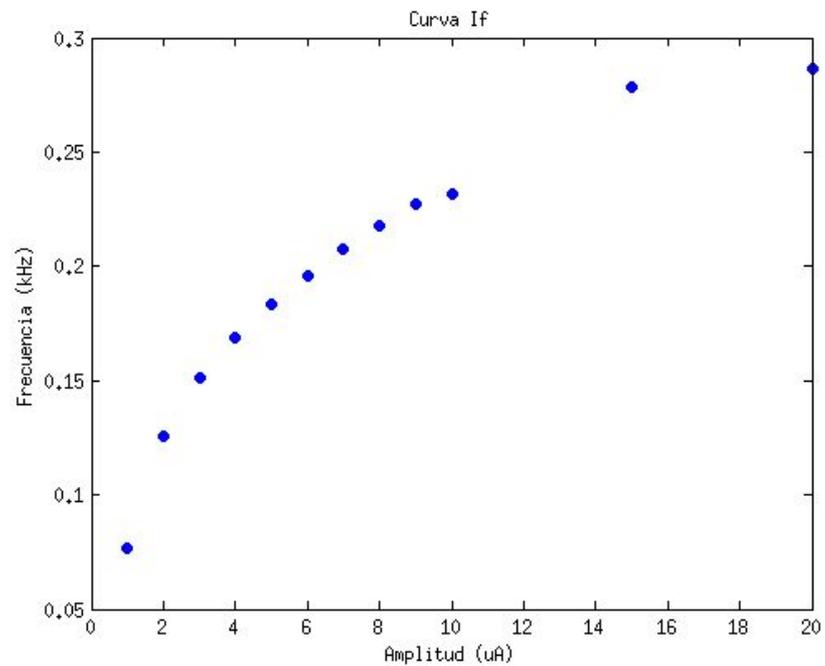
$$h(t = 0) = 0,72$$

$$I_{in} = \begin{cases} K \text{ nA} & t \in [T, T + 1\text{ms}] \\ 0 \text{ nA}, & \text{eoc} \end{cases}$$



Resultados





Curvas I-f e I-t



Contenidos

1

Potencial de Membrana

Membrana celular. Ecuaciones y modelos del potencial de membrana. Excitación.

2

Modelo de Hodgkin-Huxley

Historia: axón de calamar gigante. Implicancias y aportes. Ecuaciones del modelo.

3

Variantes del modelo

Dos simplificaciones del modelo HH.

Modelos reducidos

Canales de sodio

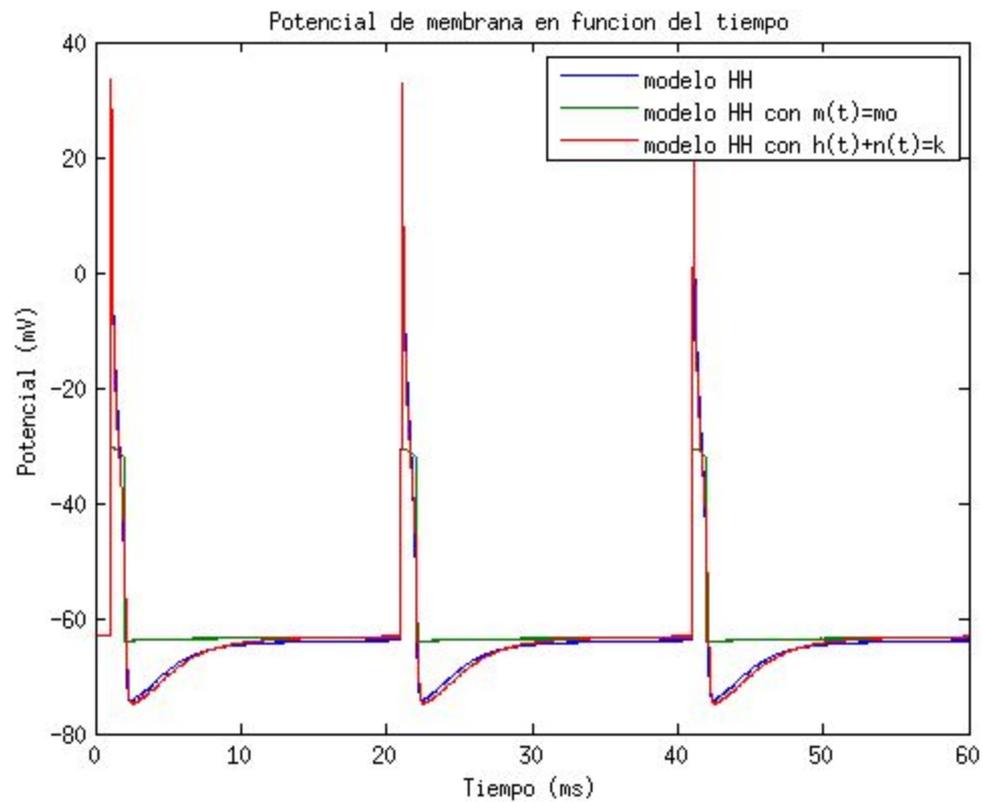
Se supone que la activación de los canales de sodio no depende del voltaje de membrana:

$$m(t) = m_0$$

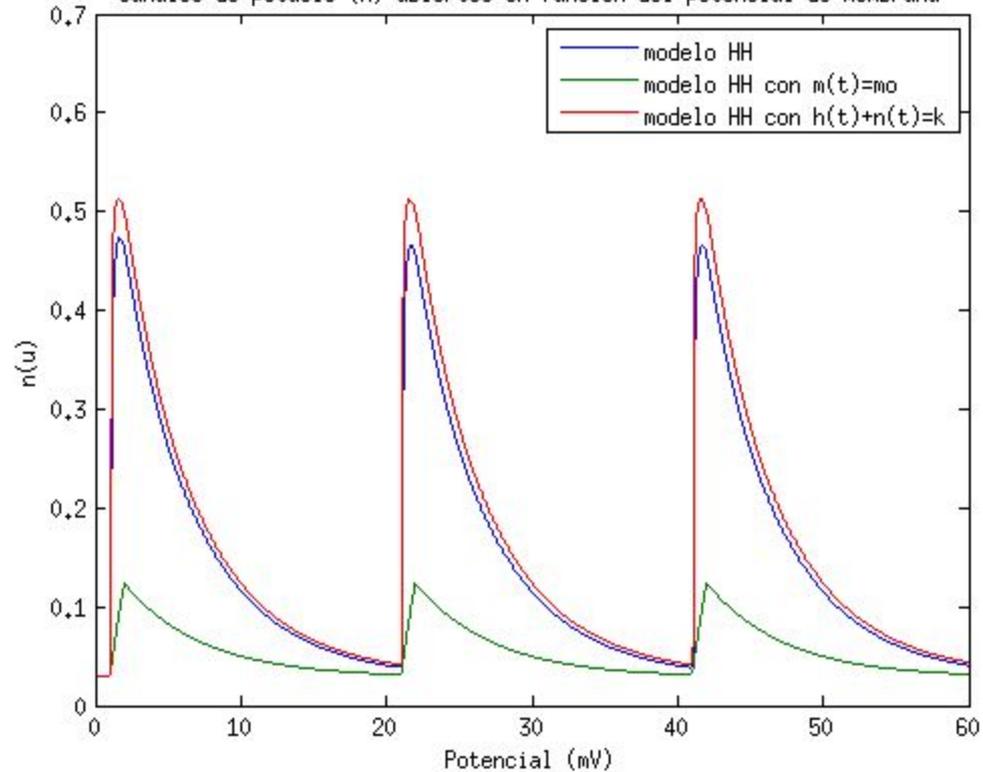
Canales de potasio y sodio

Supone que la activación de los canales de potasio y la inactivación de los canales de sodio siguen una relación lineal y opuesta:

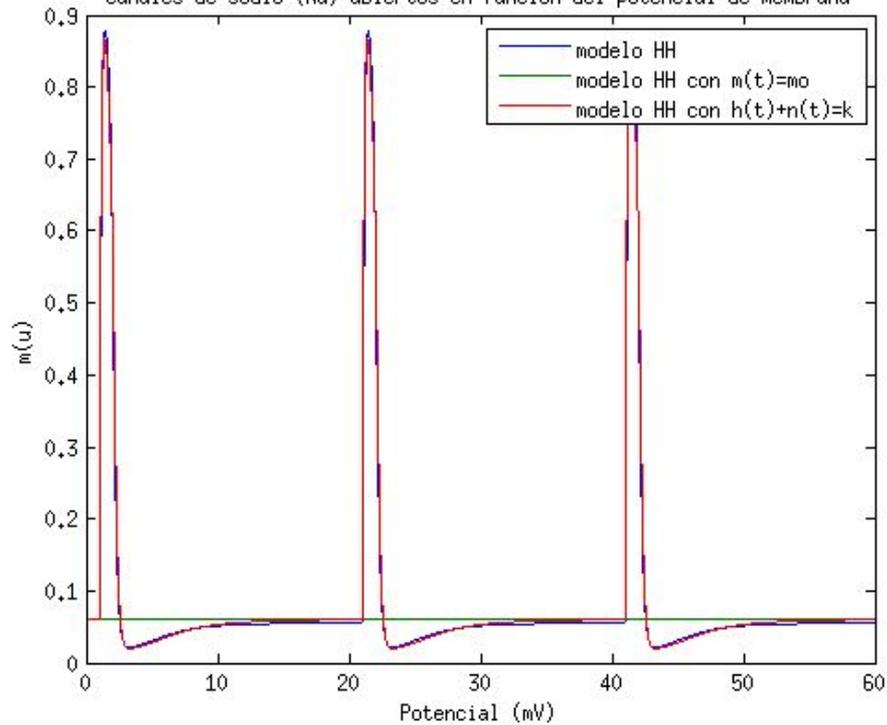
$$h(t) + n(t) = C \quad (\text{constante})$$



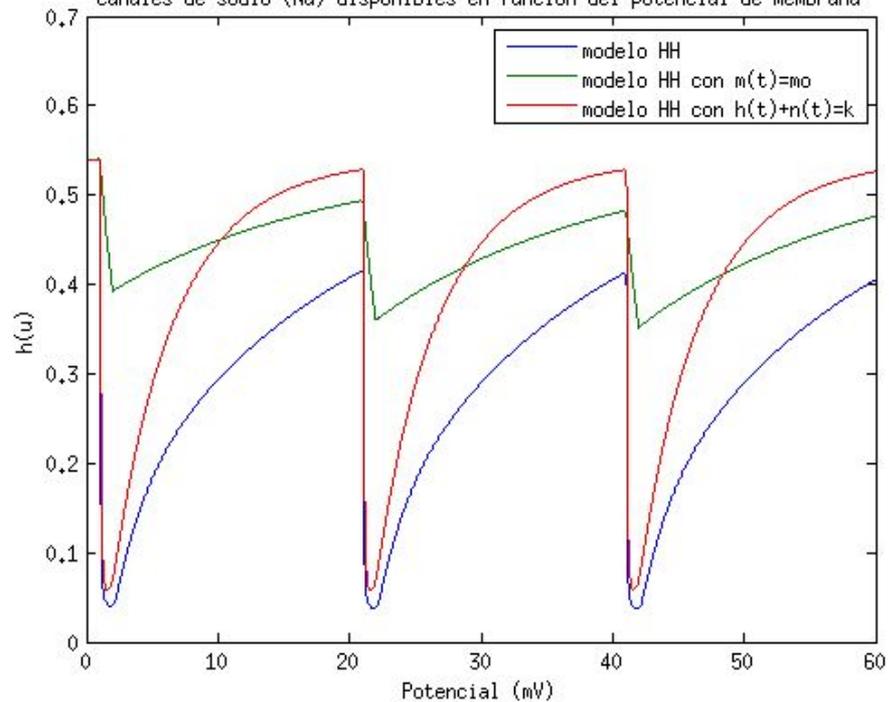
Canales de potasio (K) abiertos en funcion del potencial de membrana



Canales de sodio (Na) abiertos en funcion del potencial de membrana



Canales de sodio (Na) disponibles en funcion del potencial de membrana



Gracias!

¿Preguntas?

Lucía Lemes



llemes@cup.edu.uy