

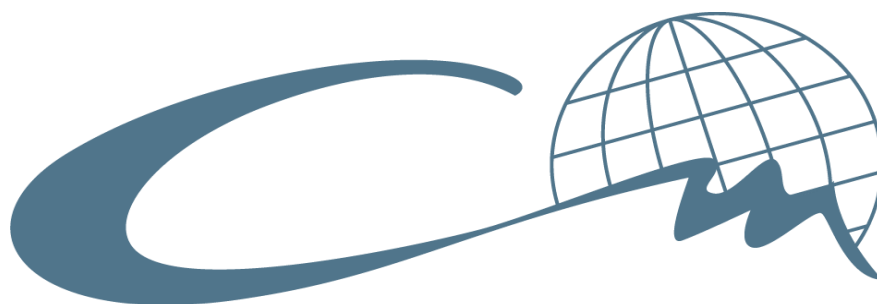
EL SUCCAR Ibrahim
CAMBAY Vincent
BERNIER Lorenzo
PRADO-BERTOMEU Joan

Rapport de Neurosciences Computationnelles :

A QUANTITATIVE DESCRIPTION OF
MEMBRANE CURRENT AND ITS APPLICATION
TO CONDUCTION AND EXCITATION IN NERVE

BY A. L. HODGKIN AND A. F. HUXLEY

From the Physiological Laboratory, University of Cambridge



**CENTRALE
MARSEILLE**

Introduction

Le neurone est l'une des principales cellules du système nerveux central et du système périphérique. Ils transmettent des informations qui nous permettent de bouger, utiliser nos sens, penser etc.

C'est une cellule excitable permettant de transmettre un signal nerveux. Le signal électrique initial appelé stimulus est reçu au niveau des dendrites et arrive au corps cellulaire, il se propage ensuite au travers de l'axone vers un la terminaison neuronale, on le nomme alors "influx nerveux". Puis le signal se propage grâce à des neurotransmetteurs vers d'autres neurones au niveau des synapses (points de communications entre les neurones situés à l'extrémité de la terminaison neuronale).

Le signal nerveux se propage donc électriquement au niveau du neurone et chimiquement au niveau d'une synapse.

En 1952, Alan Lloyd Hodgkin et Andrew Fielding Huxley ont modélisé mathématiquement la circulation des signaux électriques dans une fibre nerveuse (ou axone). Ce travail a été récompensé en 1963 par le prix Nobel de physiologie ou médecine.

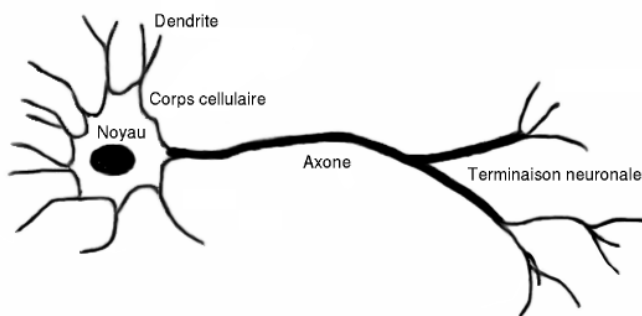


Figure 1

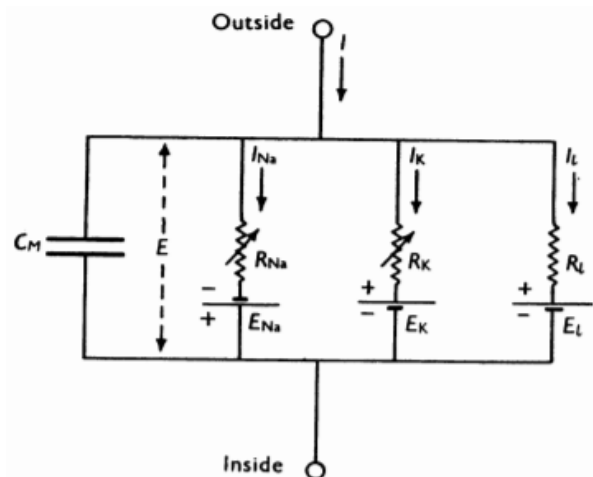


Figure 2

Le Modèle de Hodgkin-Huxley

On peut modéliser les différents constituants du neurone par des dipôles électriques :

- La membrane plasmique sépare deux milieux chargés (l'intérieur et l'extérieur de la cellule) et se comporte comme une pile de tension variable : la différence de tension entre l'intérieur et l'extérieur est de -70 mV au repos.
- La double couche lipidique de la membrane plasmique forme une couche isolante entre deux milieux chargés, comme un condensateur.

Les canaux membranaires suivent une loi du tout ou rien, si le stimulus est trop faible, rien ne se passe, en revanche, s'il dépasse un certain seuil, un potentiel d'action (ou influx nerveux) va apparaître : pendant une brève durée le potentiel électrique du neurone augmente puis chute rapidement. On peut donc modéliser ces canaux par des résistances variables qui diminuent brusquement lorsque le stimulus dépasse un certain seuil.

Ainsi, Hodgkin et Huxley ont réussi à modéliser le fonctionnement du neurone par un circuit électrique (figure 2) et 4 équations.

Simulation du modèle

Le modèle typique de Hodgkin-Huxley traite chaque élément d'une cellule excitable comme un élément électrique. La bicouche lipidique est représentée comme une capacité (C_m). Les canaux ioniques voltage-dépendants sont représentés par des conductances électriques (g_n , où n est le canal ionique spécifique) qui dépendent à la fois de la tension et du temps. Les canaux de fuite sont représentés par des conductances linéaires (g_L). Les gradients électrochimiques entraînant le flux d'ions sont représentés par des sources de tension (E_n) dont les tensions sont déterminées par le rapport des concentrations intra- et extracellulaires des espèces ioniques d'intérêt. Enfin, les pompes ioniques sont représentées par des sources de courant I_p . Le potentiel membranaire est noté V_m .

Mathématiquement, le courant circulant à travers la bicouche lipidique est écrit :

$$I_c = C_m \frac{dV_m}{dt}$$

Et le courant à travers un canal ionique donné est le produit :

$$I_i = g_n(V_m - V_i)$$

Où V_i est le potentiel d'inversion du i -ème canal ionique. Ainsi, pour une cellule à canaux sodiques et potassiques, le courant total traversant la membrane est donné par :

$$I = C_m \frac{dV_m}{dt} + g_K(V_m - V_K) + g_{Na}(V_m - V_{Na}) + g_l(V_m - V_l)$$

Où I est le courant total de membrane par unité de surface, C_m est la capacité de membrane par unité de surface, g_K et g_{Na} sont les conductances de potassium et de sodium par unité de surface, respectivement, V_K et V_{Na} sont les potentiels d'inversion

de potassium et de sodium, et V_l sont la conductance de fuite par unité de surface et le potentiel d'inversion de fuite, respectivement. Les éléments dépendant du temps de cette équation sont V_m , g_{Na} et g_K , où les deux dernières conductances dépendent aussi explicitement de la tension.

Canaux ioniques voltage-dépendants

En utilisant une série d'expériences de clamping de tension et en faisant varier les concentrations de sodium et de potassium extracellulaires, Hodgkin et Huxley ont développé un modèle dans lequel les propriétés d'une cellule excitable sont décrites par un ensemble de quatre équations différentielles ordinaires. Ensemble avec l'équation pour le courant total mentionné ci-dessus, ce sont :

$$I = C_m \frac{dV_m}{dt} + \bar{g}_K n^4 (V_m - V_K) + \bar{g}_{Na} m^3 h (V_m - V_{Na}) + \bar{g}_l (V_m - V_l),$$

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n(V_m)(1 - n) - \beta_n(V_m)n$$

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m(V_m)(1 - m) - \beta_m(V_m)m$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h(V_m)(1 - h) - \beta_h(V_m)h$$

Où I est le courant par unité de surface, et α_i et β_i sont des constantes de vitesse pour le i -ème canal ionique, qui dépend de la tension mais pas du temps. g_i est la valeur maximale de la conductance. n , m et h sont des quantités sans dimension comprises entre 0 et 1 qui sont associées respectivement à l'activation du canal potassique, à l'activation du canal sodique et à l'inactivation du canal sodique.