

생체의 활동전위 전도에 관한 연구

A Study on the Response Propagation of Biological Action Potential

최규식*, 문명호**, 장원석***

Gyu-Shik Che*, Myung-Ho Moon** and Chang-Won Seok***

요 약

뉴런에서 외부 자극을 받아 전위가 활성화되어 축삭을 따라 전도되는 현상은 전기적인 반응형태와 동일하다. 그러므로 본 논문에서는 전기회로의 개념을 도입하여 이러한 흥분전도현상을 해석하고자 하였다. 우선 축삭의 복잡한 전기적인 현상을 해석한 후 그 다음에 현실적으로 합리적이라 할 수 있는 가정 하에 단순화시킨 회로를 구성하였다. 전기공학적인 이론과 수학적 개념을 도입하여 이 회로를 이용한 흥분전위의 전도현상을 유도하였다. 이 결과를 검증하기 위해 그동안 일반적으로 제시되었던 인체의 생리적, 전기적으로 대표할 수 있는 값들을 이용하여 어느 한 부위의 전위를 계산한 후 이것이 인근의 세포를 흥분시켜 다시 전도되는 현상을 확인하였다.

Abstract

The transmission phenomenon of neuron action potential due to exterior stimulation is somewhat identical to electrical reaction configuration. Therefore, I tried to analyze the transmission status of membrane excitation, by introducing electrical concept to this issue in this paper.

First of all, I researched the complex electrical status of axon, and then simplified the electrical circuit into pure resistance circuit under the assumption that it was reasonable in practice. And I derived the transmission status of exciting action potential through the simplified circuits using electrical theory and mathematical concept. I calculated overshoot potential of a certain portion and then confirmed that it excited neighbor portion and made it to be transmitted using the proposed data which was typical in point of biological and electrical view to verify this result.

keywords : exciting potential, neuron, action potential, axon, electrical equivalent circuit

I. 서 론

인체 내에서는 모든 기관들이 상호보완적인 의사소통을 할 수 있도록 하는 신호가 각 세포 단위에서 발생되어 인체가 정상적인 기능을 유지하도록 한다.

* 건양대학교 의공학과

** 건양대학교 정보통신공학과

*** 건양대학교 컴퓨터학과

· 제1저자 (First Author) : 최규식

· 투고일자 : 2010년 7월 14일

· 심사(수정)일자 : 2010년 7월 15일 (수정일자 : 2010년 8월 21일)

· 게재일자 : 2010년 8월 30일

이러한 활동전위는 세포막을 통한 이온들의 움직임에 의해서 발생, 전달되고 있으며, 궁극적으로는 전기적인 신호의 개념으로 설명할 수 있다. 즉, 생체에서 발생하는 각종 감각을 비롯한 정보의 전달이 전기적인 현상으로 이루어진다는 것이 그간의 수많은 연구를 통하여 밝혀지고 있는 것이다.[1,2,3,4,5]

이처럼 본질적으로 인체의 모든 기능과 활동은 어떤 형태로든 전기와 관련되어 있다. 예를 들어 근력은 극성이 다른 전하의 인력에 의해 발생하며, 뇌의 활동도 기본적으로는 전기적인 것으로서 뇌로 들어가고 나오는 모든 신경신호는 전류의 흐름과 관련이 있다. 인체의 기능을 수행하는 데에는 이와 같은 많은 전기적 신호가 발생되는데, 이러한 신호들은 특정 세포의 전기화학적 활동의 결과로 나타나는 것이다. 그 중에서도 특히 중앙 컴퓨터인 뇌는 체내 및 체외의 신호를 받아 적절한 반응을 수행하며, 모든 정보는 여러 신경을 따라 전기적 신호로 전달된다.

그런데 그동안 전기와 인체와는 별 관계가 없는 것으로 생각되어 전기공학분야와 의학분야 상호간에 연계에 대한 연구가 소홀했던 것이 사실이다. 이제 의학을 연구하기 위해서는 전기적인 이론 및 생체의 전기적인 현상을 해석해야 하는 것이 필수적인 코스로 되었다. 우리나라에서 그동안 의학계열, 생명산업계열, 보건산업계열에 관한 수많은 문헌이 발행되고 발표되었으나 전기생리학에 관한 문헌이 전무하다시피 한 것은 정말로 놀라운 사실이 아닐 수 없다.

본 논문에서는 뉴런이 외부의 자극에 반응하여 이를 중추신경 및 뇌로 전달하는 현상을 전기적인 회로의 개념에 의해서 해석하고자 한다. 2항에서는 세포의 흥분막에서 전위가 어떻게 형성되는가를, 3항에서는 이 흥분에 의한 자극의 반응이 어떠한 형태로 전도되는가를 해석한다. 아울러 그동안 제시된 데이터에 의해 전도에 관한 실제 현상을 실례로서 분석한다.

런되고, 이것은, 극히 예외적인 일부 식물을 제외하면, 동물에서만 볼 수 있는 현상이다. 그 중에서도 가장 대표적인 것은 근육으로서 그 수축 메커니즘이 전기현상과 밀접한 관련이 있다. 생체는 신경계와 호르몬계의 두 가지 제어시스템으로 조절되는 것으로 알려져 있다. 신경 및 근육에서 이루어지는 운동 명령의 전달 및 신속한 조절을 하는 가장 중추적인 역할을 하는 뇌의 활동은 바로 신경계에서의 정보의 전달과 처리 그 자체이다. 그리고 이 근육이나 신경의 활동은 각각의 조직에 존재하는 ‘막(membrane)’의 전기적 활동에 그 근원을 두고 있다.[1]

모든 뉴런의 표면(세포막)에서 안쪽에는 양이온에 비하여 음이온이 다수로 존재하고, 바깥쪽에는 음이온에 비하여 양이온이 다수로 존재하기 때문에 막 사이에 전위차(전압)가 발생한다. 이 양이온과 음이온의 복잡한 상호작용에 의해서 외부로 순수 전하가 표현되는 것이다. 이 때문에 세포의 내부는 보통 세포 외부보다 음성적으로서 이러한 전압차를 뉴런의 안정막 전압이라 한다. 뉴런이 자극을 받으면 그 자극 부위에서 안정막전압이 순간적으로 크게 변한다. 활동전위라 불리는 이러한 전압변화는 축삭을 따라 전파되며, 이 활동전위의 전파는 인체 내에서 신호를 전달하는 주된 방법이다. 그런데 이 자극은 열, 차가움, 빛, 소리, 냄새와 같은 다양한 물리적, 화학적 방법으로 야기된다. 자극이 전기적이라면 막 사이의 약 20mV 정도의 변화만으로도 활동전압이 시작된다.

중앙 컴퓨터인 뇌는 체내 및 체외의 신호를 받아 적절한 반응을 수행하며, 모든 정보는 여러 신경을 따라 전기적 신호로 전달된다. 이러한 효율적인 통신 시스템은 대단히 빠른 속도로 한 번에 수백만 개의 정보를 처리할 수도 있다. 생체의 근육이나 신경과 같이 전기적 활동성을 가진 조직의 세포막을 흥분막이라 부른다.

II. 흥분막의 전위

2-2 활동전위

2-1 이온에 의한 전위형성

생체에서의 전기현상은 기본적으로 ‘움직임’과 관

대부분의 세포는 과잉농도의 칼륨 이온을 가지고 있으며 그리고 주변환경에 대해서 음의 전위상태에 있다. 뉴런은 전기적인 임펄스를 전도하는 특별한 성질을 가지고 있다. 생리학자들은 검침을 축삭에 삽입

하여 주변 유체에 대한 축삭의 전위변화를 측정함으로써 신경임펄스의 특성을 연구해왔다. 신경임펄스는 뉴런이나 축삭 자신의 자극에 의해서 유도된다. 그 자극은 주입된 화학적, 기계적 압력, 또는 인가된 전압일 수 있다.

막 양단의 전압의 크기가 임계치 이상으로 증가되면 축삭막의 나트륨 투과성이 급속히 증가한다. 그 결과 나트륨 이온이 축삭으로 돌진해 들어가고, 국부적인 음의 전하를 상쇄시켜 사실상 축삭 내부의 전위를 +의 값으로 구동시킨다. 이 과정은 활동전위펄스의 초기값을 급격히 상승시킨다. 임펄스가 도착하면 축삭 내부에서 음의 정지전위에서 약 +30mV까지 전위가 갑자기 상승한 후 곧이어 약 -90mV로 급격히 하강하여 최초의 정지전위로 좀더 서서히 복귀한다. 전체적인 펄스는 어느 주어진 지점을 수 msec에 통과한다. 축삭의 한 부분에서 예리한 +의 피크가 생기면 바로 옆에 있는 나트륨의 침투성이 증가하여 그 영역에서 다시 피크를 일으킨다. 이러한 방법으로 그 동요는 불꽃이 도화선을 따라 전파해가듯 순차적으로 축삭을 따라 전파해 나아간다.

III. 축삭의 전도현상 해석

3-1 전기적 회로 도입

본 논문에서는 축삭의 전기적인 특성을 분석하기 위해 전기공학의 기법을 도입하여 이용하였다. 이 취급법은 다른 어떠한 방법보다 더욱 더 복잡하기는 하나 신경시스템을 정량적으로 이해하기 위해서는 최적인 것으로 사료된다. 그런데 축삭을 전기케이블과 비교하기 위해서는 이 두 대상간에는 사실상 차이가 있다. 예를 들어 회로를 따라 전파하는 전기신호는 거의 빛의 속도(3×10^8 m/sec)로 이동하는데, 축삭을 따라 이동하는 펄스의 속도는 기껏해야 100m/sec 밖에 안 된다. 그럼에도 불구하고 본 논문에서 축삭의 전도현상을 해석하기 위해 이 개념을 도입한 것은 그것을 도전유체에 잠긴 절연케이블로 간주하여 분석하면 축삭의 기능을 좀더 분명하게 규명할 수 있기 때문이다. 이러한 분석에서 우리는 축삭 내부 및 외부의 저항과

축삭막의 전기적인 성질을 고려하였다. 막은 누출되는 절연체이므로 이것을 캐패시턴스와 저항으로 특징질 수 있다.

축삭의 캐패시턴스와 저항은 축삭케이블 방향으로 균일하게 분포되는 것으로 가정하였다. 전체 축삭(또는 다른 어떤 케이블)을 4개의 회로 성분만으로 나타내는 것은 불합리하므로 그림 3-1과 같은 축삭을 서로 결합된 매우 작은 전기회로 분절로 가정하였다. 이 그림에서는 길이가 Δx 인 작은 축삭 분절을 나타내는 전기회로를 보였다. 이 작은 분절에서 내외부 유체의 저항은 각각 R_i , R_o 이라 한다. 그리고 막의 캐패시턴스와 저항은 각각 C_m 과 R_m 으로 표시한다. 전체 축삭은 서로 결합된 이러한 작은 분절들의 긴 시리즈로 생각할 수 있으며, 이것을 그림 3-2에 보였다.

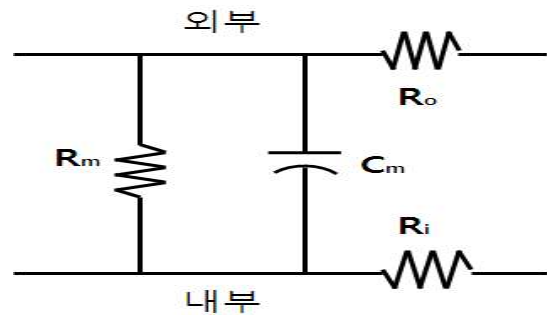


그림 3-1 축삭의 작은 분절 등가회로
Fig. 3-1 equivalent circuit for the small segmentation of axon

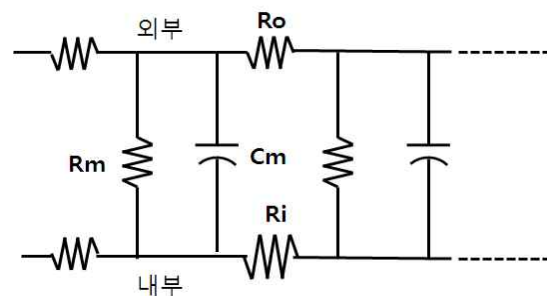


그림 3-2 전기케이블로 표시한 축삭
Fig. 3-2 axon displayed as an electrical cable

3-2 축삭의 전기전도 해석

뉴런의 축삭에 전압을 가하게 되면 여러 가지 현상이 발생하는데 특히 축삭 안에서, 그리고 축삭 주위로 저항과 관련된 하전이온에 의한 전류가 발생된다. 전

압을 가하게 되면 이것이 축삭을 따라 진행하게 되고 옴의 법칙에 의하여 전압은 강하되며, 에너지를 발생시킨다. 이 과정에서 축삭막에서 나오거나 들어가는 전하의 운동이 생기며, 캐패시턴스에 의하여 하전 표면 사이에 저장된 전계에너지의 변화가 생기고, 이러한 축삭막을 통한 전하의 투과에도 변화가 생긴다.

그림 3-3과 같은 반경이 a 이고 길이가 δx 인 실린더를 고려해보기로 한다. 이것은 축삭을 따라 x 에서 $x+\delta x$ 까지 확장되며 세포막 자체 내의 곡선실린더 표면을 가진다. x 에서의 전압은 $V(x)$ 이고 $x+\delta x$ 에서의 전압은 $V(x+\delta x)$ 로 가정한다. 원형질막, 예를 들면 축삭 내의 매체를 흐르는 이온에 의해 실린더로 들어오는 전류는 $I_i(x)$ 이고 여기를 떠나는 전류는 $I_i(x+\delta x)$ 이다. 축삭막의 바깥에는 $+q$ 전하가 있으며 내부의 벽에는 $-q$ 전하가 있다. 이러한 물리적인 모델을 그림 3-4[6]에 보았다.

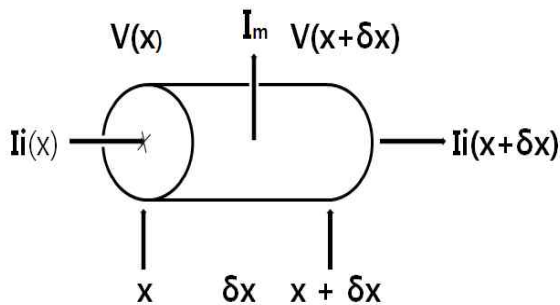


그림 3-3 막전류를 포함한 실린더형 축삭의 길이방향 전류
Fig. 3-3 longitudinal current of axon including membrane current

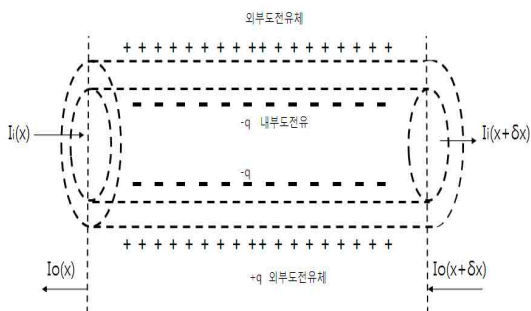


그림 3-4 축삭전류에 대한 물리적 모델
Fig. 3-4 physical model for the axon currents

이러한 구조에 키르히호프의 전류법칙을 적용하여 실린더로 모여드는 모든 전류를 더한다. 여기에는 앞

에서 언급한 바와 같이 축삭 내부로 들어가는 전류 $I_i(x)$ 와 실린더로 들어가는 전류 $-I_i(x+\delta x)$ 가 있다. 그리고 세포막 양단의 이온 흐름에 의한 전류 I_m 도 있다. 축삭 내외부의 전위차가 결정되면 4개의 전류를 규정할 수 있다. 이것은 축삭 외부의 전류, 축삭 내부의 전류, 막의 저항 성분을 통하는 전류, 막의 캐패시터 성분을 통하는 전류이다. 전류가 그림 3-3의 축삭을 떠날 때는 그것을 양의 값으로 약속하며, 축삭으로 들어갈 때는 $-I_m$ 으로 한다. C_m 을 막의 캐패시턴스라 하면 세포막 양단의 전압은

$$V = q / C_m \tag{3.1}$$

이다. 전압변화의 시간변화율은 세포막 벽의 전하 변화와 관련된 또 다른 전류 I_c 의 흐름에 관여한다.[6]

$$\frac{dV}{dt} = \frac{dq/dt}{C_m} = \frac{I_c}{C_m} \tag{3.2}$$

반면 $-I_c = -C_m(dV/dt)$ 는 축삭으로 흘러들어간다. 키르히호프의 전류법칙에 의하여

$$I_i(x) - I_i(x + \delta x) - I_m = C_m \frac{dV}{dt} \tag{3.3}$$

와 같으며, $I_i(x) - I_i(x+\delta x) \approx -(dI_i/dx)\delta x$ 인 관계를 이용하여 상기 방정식을 다시 쓰면 다음과 같이 된다.

$$-\frac{dI_i}{dx}\delta x - I_m = C_m \frac{dV}{dt} \tag{3.4}$$

옴의 법칙을 이용하면 다음과 같은 관계를 얻어지고

$$I_i(x) = -\frac{1}{r_i} \frac{dV}{dx} \tag{3.5}$$

이 양변에 1계 미분을 취하여 양변을 막의 표면적 $2\pi a \cdot \delta x$ 으로 나누어서 다시 정리하면 다음의 식이 성립한다.

$$c_m \frac{\partial V(x,t)}{\partial t} = -J_m + \frac{1}{2\pi a r_i} \frac{\partial^2 V(x,t)}{\partial x^2} \quad (3.6)$$

여기서

$$J_m = \frac{I_m}{2\pi a \cdot \delta x} \quad (3.7)$$

는 막전류밀도(단위면적당 막전류),

$$c_m = \frac{C_m}{2\pi a \cdot \delta x} \quad (3.8)$$

은 막의 단위면적당 캐패시턴스이다. 이제 방정식 (3.6)은 t와 x의 편미분방정식으로 표현되었으며, 이는 각각 x를 상수로 취급하여 t로 미분을 취하는 것을, 그리고 t를 상수로 하여 x에 관한 미분을 취하는 것을 의미한다. 또한 전압은 외형적으로 x와 t에 관한 함수로 표현한다.

g_i 를 단위면적당 컨덕턴스, V_i 를 특정 이온에 관한 파라미터로서의 특성전압이라 하면 막전류를 각 이온에 대한 $g_i(V - V_i)$ 로 모델화할 수 있어서 총 막전류밀도는 밀만의 정리에 의하여 다음과 같이 된다.

$$J_m = \sum_i g_i(V - V_i) = g_{Na}(V - V_{Na}) + g_K(V - V_K) + g_L(V - V_L) \quad (3.9)$$

여기서 Na^+ 와 K^+ 이온에 의한 도전과 다른 이온(누설, L)에 의한 도전을 포함한다. 한편 Hodgkin-Huxley 모델은 그림 3-5에서 보였으며, 방정식(3.6)은 다음과 같이 된다.

$$c_m \frac{\partial V(x,t)}{\partial t} = -g_i[(V(x,t) - V_i)] + \frac{1}{2\pi a r_i} \frac{\partial^2 V(x,t)}{\partial x^2} \quad (3.10)$$

이 마지막 방정식은 뉴런의 축삭방향 신호의 전파와 같은 것과 함께 잠수함 케이블과 같은 장거리 케이블방향의 전기신호전파를 서술하기 때문에 이를 케이블방정식이라 한다.

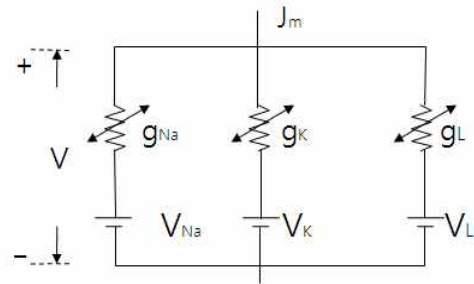


그림 3-5 막전류에 관한 Hodgkin-Huxley 모델의 등가회로

Fig. 3-5 equivalent circuit of Hodgkin-Huxley model for the membrane current

전압변동이 먼 거리까지 전파되지만 반면 전하는 극히 조금 이동하며 사실상 필수적으로 파의 전파방향에 수직인 막의 벽을 통하여 이동한다. 이 파가 u 라는 속도로 전파될 때에 상수 $x-ut$ 를 가진 형태로 진행된다. 이는 곧 $\partial^2 V/\partial t^2 = u^2 \partial^2 V/\partial x^2$ 또는 $\partial^2 V/\partial x^2 = (1/u^2) \partial^2 V/\partial t^2$ 으로서 (3.10)은 단지 시간에 관한 미분만으로 표시될 수 있다. 3개의 이온을 포함하여 표 3-1에서 주어진 통상적인 뉴런특징을 이용하여 다음을 알 수 있다.

$$\frac{1}{2\pi a r_i u^2} \frac{\partial^2 V}{\partial t^2} - c_m \frac{\partial V}{\partial t} = g_{Na}(V - V_{Na}) + g_K(V - V_K) + g_L(V - V_L) \quad (3.11)$$

이러한 활동전위의 전파속도를 구하려면 방정식들이 수치적으로 해석하기 위해 (3.10)을 다음과 같이 재배열하였다.

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V(x,t)}{\partial x^2} - V(x,t) - \tau \frac{\partial V(x,t)}{\partial t} = -V_i \quad (3.12)$$

여기서

$$\lambda = \sqrt{\frac{1}{2\pi a r_i g_i}} = \sqrt{\frac{ab\rho_m}{2\rho_i}} \quad (3.13)$$

$$\tau = \frac{c_m}{g_i} = \kappa \epsilon_0 \rho_m \quad (3.14)$$

이다.

표 3-1 신경 파라미터[4, 6]

Table 3-1 neuron's parameters

구 분	기호	무수 신경	유수 신경
축삭의 내경	a	5×10^{-6}	5×10^{-6}
막/미엘린의 두께(m)	b	6×10^{-9}	2×10^{-6}
축삭의 고유저항(Ωm)	ρ_i	0.5	0.5
막/미엘린의 고유저항(Ωm)	ρ_m	1.6×10^7	1.6×10^7
유체의 단위길이당 저항(Ω/m)	r_i	6.37×10^9	6.37×10^9
축삭막의 단위길이당 컨덕턴스(S/m)	g_m	1.25×10^{-4}	3×10^{-7}
축삭의 단위길이당 캐패시턴스(F/m)	c_m	3.2×10^{-7}	8×10^{-10}
막의 축삭단위길이당 저항(Ω/m)	r_m	8.5×10^{19}	8.5×10^{19}

3-3 단순화 해석

축삭을 따라 전도해가는 자극의 반응전위를 해석하기 위해 그림 3-2의 회로에서 축삭막의 캐패시턴스를 무시하고 회로를 단순화시켜서 그림 3-6과 같이 순수한 저항회로로 구성하였다. 캐패시터의 값이 극히 적고 한편 완전히 충전되어 캐패시터를 흐르는 전류가 0이라고 가정하여 이 모델을 가지고 일정한 전압을 한 쪽 단말에 인가할 때 케이블을 따른 전압의 감쇠를 검토하기로 한 것이다. 모델에서 막의 캐패시턴스를 무시하면 즉, $c_m=0$ 으로서 $\tau=0$ 이면 (3.12)는 다음과 같이 된다.

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V(x)}{\partial x^2} - V(x) = -V_i \quad (3.15)$$

그리고 V는 시간에 무관하다. 문제는 전압 V_a 가 x_0 지점에 인가될 때 x 지점의 전압 $V(x)$ 를 계산하는 일인데, 이 접근법은 라인 a와 b로 자른 길이 Δx 의 작은 케이블 증가 분절부분 양단의 첫 전압강하를 계산하면 된다. 케이블이 무한대 길이이고 라인 b로 가는 케이블의 저항이 RT라고 가정하여 회로를 분석하였다.

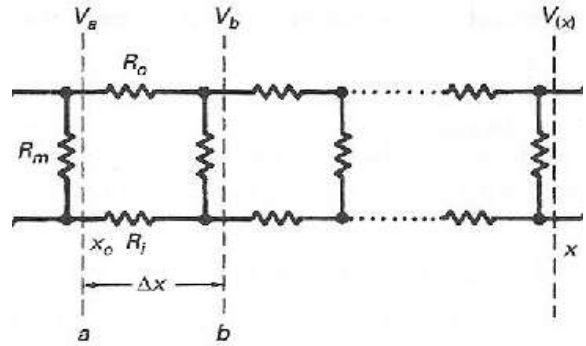


그림 3-6 캐패시터를 무시하고 단순화시킨 근사회로
Fig. 3-6 simplified circuit neglecting capacitors

이와 같은 분절이 무한장 반복되는 것으로 가정하면 라인 a 우측 저항을 RT로 같게 함으로써 RT를 계산할 수 있다.[4]

$$R_t = R \left\{ 1 + \sqrt{\frac{2R_m}{R}} \right\} \quad (3.16)$$

따라서 회로해석에 의해 a 점에서 Δx 만큼의 거리에 있는 b 점의 전압은

$$\begin{aligned} V_b &= \frac{V_a}{1 + 2R(R + R_m)/(R + R_m)} \\ &= \frac{V_a}{1 + \beta} \end{aligned} \quad (3.17)$$

과 같다. 여기서 β 는 큰 괄호의 양이다. r과 g_m 을 각각 축삭의 단위길이당 저항과 컨덕턴스라 하면 저항값 R과 R_m 은 길이 Δx 인 축삭분절의 값들이므로

$$R = r\Delta x, \quad R_m = \frac{1}{g_m \Delta x} \quad (3.18)$$

이 되어 방정식(3.16)로부터 Δx 가 매우 작으면

$$\beta = \sqrt{2rg_m} \Delta x = \frac{\Delta x}{\lambda} \quad (3.19)$$

이며 여기서 λ 는 감쇠거리[2]라 하며

$$\lambda = \frac{1}{\sqrt{2rg_m}} \quad (3.20)$$

인 값이 된다. 이제 다시 방정식(3.19)로 돌아가서 Δx 가 극히 작으므로 β 도 따라서 작다. 결과적으로 a에서 Δx 만큼 떨어진 b에서의 전압 V_b 는

$$V_b = V_a \left(1 - \frac{\Delta x}{\lambda}\right) \quad (3.21)$$

이다. 점 a에서 x 만큼 떨어진 곳의 전압을 구하기 위해 $n\Delta x = x$ 가 되도록 이 구간을 Δx 의 증분으로 나눈다. 그러면 우리는 방정식(3.21)을 순차적으로 케이블을 따라 적용하여 지점 x인 곳의 전압을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$V(x) = V_a \left(1 - \frac{\Delta x}{\lambda}\right)^n \quad (3.22)$$

n을 크게 하여 Δx 가 극히 작아지면

$$\begin{aligned} \left(1 - \frac{\Delta x}{\lambda}\right)^n &= 1 - \frac{n\Delta x}{\lambda} + \frac{n(n-1)}{2!} \left(\frac{\Delta x}{\lambda}\right)^2 \\ &\quad - \frac{n(n-1)(n-2)}{3!} \left(\frac{\Delta x}{\lambda}\right)^3 + \dots \\ &\approx 1 - \frac{n\Delta x}{\lambda} + \frac{n^2}{2!} \left(\frac{\Delta x}{\lambda}\right)^2 \\ &\quad - \frac{n^3}{3!} \left(\frac{\Delta x}{\lambda}\right)^3 + \dots = e^{-\frac{n\Delta x}{\lambda}} \end{aligned} \quad (3.23)$$

이므로 방정식(3.24)는 아래와 같이 쓸 수 있다.

$$V(x) = V_a e^{-\frac{x}{\lambda}} \quad (3.24)$$

방정식(3.24)는 일정전압 V_a 를 축삭막의 한 지점 양단에 인가하면 이 전압은 축삭을 따라 지수함수적으로 감소한다는 것을 보여준다. 단, 이 방정식에서는 기준전위가 0이 아닌 V_i 이므로

$$V(x) = V_i + (V_a - V_i)e^{-x/\lambda} \quad (3.25)$$

이며, 대입법으로 이를 증명할 수 있다. 통상 $V_a=30mV$, $V_i=-70mV$ 이다. 표 3-1에서 무수축삭인 경우 $r=6.37 \times 10^9 \Omega/m$, $g_m=1.25 \times 10^{-4} S/m$ 이므로 방정식(3.20)에 의해 감쇠거리 λ 는 0.8mm이다. 그러므로 전압을 인가하는 지점으로부터 0.8mm인 곳의 전압은 처음 전압을 인가한 곳의 전압의 37%로 감소한다.

유수축삭은 외부겉질이 있으므로 미엘린이 없을 때에 비하여 막의 콘덕턴스가 매우 작아서 결과적으로 λ 의 값이 커진다. 주어진 값을 이용하면 미엘린 유수축삭의 λ 는 16mm인 것을 보일 수 있다. 이 결과는 유수축삭을 따른 펄스전도가 빠르다는 것을 설명하는데 도움이 된다. 이전에 말한 바와 같이 미엘린겉질은 분절의 길이가 2mm이다. 활동전위는 두 분절사이의 결절에서만 생성된다. 펄스는 유수분절을 통하여 일반적인 전기신호처럼 빠르게 전파된다. λ 가 16mm이므로 펄스는 한 분절을 지나갈 때마다 12%만큼 감소하며, 그럼에도 불구하고 다음 결절에서 활동전위를 생성하기에 충분한 강도를 가지고 있다.

3-4. 실례

상기에서 검토 및 연구한 내용을 실증하기 위하여 표 3-1에서 주어진 데이터 및 일반적으로 알려진 대표적인 값을 이용하여 자극반응전위의 전도형태를 계산해보기로 한다. 생체의 평형전위는 $V_i=-70mV$ 이고 오버슈트하는 전위변동은 $V_a=100mV$ (오버슈트의 피크치)이며, 무수축삭인 경우 표 에서 $r=6.37 \times 10^9 \Omega/m$, $g_m=1.25 \times 10^{-4} S/m$ 이므로 방정식(3.22)에 의해서

$$\begin{aligned} \lambda &= \frac{1}{\sqrt{2rg_m}} \\ &= \frac{1}{\sqrt{2(6.37 \times 10^9)(1.25 \times 10^{-4})}} \\ &= 8 \times 10^{-4} m = 0.8 mm \end{aligned}$$

이므로 방정식(3.25)에 의하여

$$\begin{aligned} V(x) &= V_i + V_a e^{-x/\lambda} \\ &= -70 + 100 e^{-x/(8 \times 10^{-4})} mV \end{aligned}$$

이다. 이 관계를 그림으로 표시하면 그림 3-7과 같다. 이 실례에 의하면 흥분자극이 임계거리 $\lambda=0.8mm$

만큼 충분히 진행된 후에도 $V(8 \times 10^{-4}) = -33.2 \text{ mV}$ 를 유지하게 되어 그 값이 아직도 임계전압인 -55 mV 보다 크므로 인근을 다시 자극하게 되어 새로운 흥분과 $+30 \text{ mV}$ 를 생성하여 진행한다는 것을 알 수 있다.

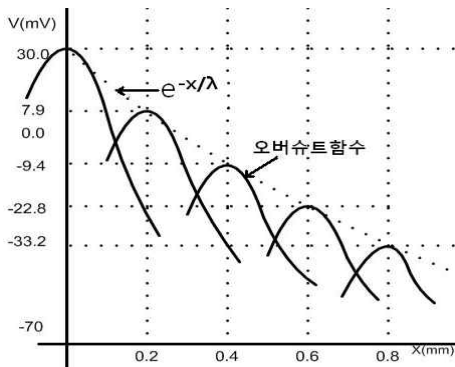


그림 3-7 활동전위의 축삭 전도

Fig. 3-7 propagation of action potential along the axon

IV. 결 론

뉴런에서 외부 자극을 받아 전위가 활성화되어 축삭을 따라 전도되는 현상은 전기적인 반응형태와 동일하다는 가정 하에 본 논문에서는 전기회로의 개념을 도입하여 이러한 흥분전도현상을 해석하고자 하였다. 우선 축삭의 복잡한 전기적인 현상을 해석한 후 그 다음에 현실적으로 합리적이라 할 수 있는 가정 하에 단순화시킨 회로를 구성하였다. 전기공학적인 이론과 수학적 개념을 도입하여 이 회로를 이용한 흥분전위의 전도현상을 유도하였다. 이 결과를 검증하기 위해 그동안 일반적으로 제시되었던 인체의 생리적, 전기적으로 대표할 수 있는 값들을 이용하여 어느 한 부위의 전위를 계산한 후 이것이 인근의 세포를 흥분시켜 다시 전도되는 현상을 확인하였다.

즉, 전기적인 회로를 도입하여 흥분현상을 분석해 본 결과 흥분막의 자극에 의한 활동전위가 축삭을 따라 진행함에 따라 감쇠거리의 인자에 의하여 감쇠되어 간다는 사실이 밝혀졌다. 그러나 그 감쇠치가 매우

적어서 결과적으로 활동전위가 인근 흥분막을 흥분시키는 임계치보다 훨씬 크므로 그 다음 단계에서 동일한 크기의 활동전위 및 오버슈트를 발생시킨다. 그리하여 똑같은 크기의 활동전위가 전도함에 따라 전과 마찬가지로 감쇠된다. 그러나 그 감쇠량이 적어서 그 다음 부위를 충분히 흥분시킬 수 있다. 이러한 과정을 반복하여 외부 자극이 중추신경으로 전도된다.

참 고 문 헌

- [1] 호시아마 노조무, 임광문·김영철 편역, “의용계측의 기초”, *양서각*, 2004.8.
- [2] Stuart Ira Fox, "Human Physiology", 7th ed., *Academic Internet Publisher*, 2009.12.
- [3] Robert Plonsey, Roger C. Barr, "Bioelectricity - A Quantitative Approach", 3rd ed., *Springer*, pp97-154, 2007.
- [4] Paul Davidovits, "Physics in Biology and Medicine", 3rd ed., *Academic Press*, pp180-199, 2008.
- [5] Martin Zinke-Allmang, "Physics for the Life Science", *Nelson Education*, pp443-480, 2007.
- [6] Irving P. Herman, "Physics of the Human Body", *Springer*, pp713-766, 2007.

최 규 식(崔圭植)



1973년 서울대학교 공과대학
전기공학과(공학사)
1983년 뉴욕공과대학 전기공학과
(공학석사)
1993년 명지대학교 전기공학과
(공학박사)
1978년 ~ 1993년 한국전력기술

중앙연구소 책임연구원

1993년 ~ 현재 건양대학교 의공학과 교수

관심분야 : 생체계측, 의학물리

문 명 호(文明鎬)



승실대학교 공과대학 전자공학과
(학사)

The Catholic Univ. of America(석사)

건국대학교(박사학위)

미국 Radiation System, Inc.에서 근무

현재 건양대학교 정보통신학과 부교수

관심분야 : 무선통신 시스템

장 원 석(張元碩)



인하대학교 전자공학과(학사)

인하대학교 전자공학과(석사)

인하대학교 정보공학(박사)

국방과학연구소 전자통신실근무

(미)UCLA 방문교수

현재 건양대학교 컴퓨터학과 교수

관심분야 : 생체계측 및 전송시스템