

극 저주파 및 휴대전화 전자파 환경 변수를 고려한 세포막 활동 전위 모형

서영준¹ · 이은주¹ · 안재목¹ · 이용업¹ · 황태금^{2,3} · 이재선^{2,4} · 서정선^{2,3}

한림대학교 정보전자공과대학 전자공학과¹, 서울대학교 유전자이식연구소², 서울대학교 의과대학 생화학교실³,
서울대학교 의과대학 BK21 Human Life Science⁴

(2003년 3월 26일 접수, 2003년 8월 26일 채택)

A Computational Model for a Neuronal Membrane Considering the Extremely Low Frequency and Mobile Phone Frequency Electromagnetic Field Effect

Yong-Jun¹, Seo, Ueon-Joo Lee¹, Jae-Mok. Ahn¹, Yong-Up Lee¹, Tai-Qin Huang^{2,3},
Jae-Seon Lee^{2,4}, Jeong-Sun Seo^{2,3}

Bioelectronics Lab., Department of Electronic Engineering, Hallym University¹, ILCHUN Molecular Medicine
Institute MRC² and Department of Biochemistry and Molecular Biology³,
BK21 Human Life Science, College of Medicine, Seoul National University⁴

(Received March 26, 2003. Accepted August 26, 2003)

요약: 본 논문에서는 극 저주파와 휴대전화 전자파 (외부전자파) 환경의 영향이 고려된 세포막 활동 전위의 모의실험 모형을 제안하였다. Hodgkin과 Huxley 모형을 기초로 한 이 모형은 주사 전류 (injection current)에 전자파 효과를 적용하였으며 전자파의 주파수 영역에 대한 수치적 모의실험을 통하여 Strength-Duration 곡선을 얻는데 사용되었다. 모의실험에서 사용된 수치해석 방법은 Runge-Kutta Fehlberg 방법이다. 모의실험에 고려된 주파수 영역은 1 Hz에서 100 Hz 사이와 이동통신에서 사용되는 900 MHz의 주파수였다. 모의실험을 통하여 얻은 Strength-Duration 곡선은 Hodgkin과 Huxley가 제안한 방정식과 잘 일치함을 보여주었다.

Abstract: In this paper, a computational method of an action potential including the effect of extremely low frequency and mobile phone (external) electromagnetic fields is proposed. The method is based on the Hodgkin and Huxley model, applies the effect of the electromagnetic fields on the action potential in terms of a binding factor into the injection current of the model, and calculates the Strength-Duration curve from numerical experiments for a frequency range of electromagnetic fields. In the numerical experiments, the coupled ordinary differential equations of the action potential and the state variables are solved self-consistently by using Runge-Kutta Fehlberg method. The range of the frequency considered is from 1Hz through 100Hz and of 900MHz, which is specific for a mobile phone. The Strength-Duration curves resulted showed good agreements with the equation suggested by Hodgkin and Huxley.

Key words: Action potential, Electromagnetic field (EMF), Neuronal membrane

서 론

최근 전자파 인체 유해성에 관한 관심이 높아지면서 외부

전자파 노출에 대한 인체 유해성의 연구가 국내외에서 활발히 진행되고 있다. IARC (International Agency for Research on Cancer)가 이끄는 연구 그룹에서는 전력선 자기장이 인체의 발암성을 유발할 수 있다고 2001년 6월 프랑스 리온에서 발표하였으며, 이는 어린이 백혈병과 주거 환경 극 저주파 전자파 노출에 대한 상관성을 역학적 연구의 토대로 평가하였다.

마이크로웨이브 뉴스에서는 전기장이 10-40V/m에서 어린이 백혈병 발병률이 매우 높게 나타났으며, 10V/m 전기장에

본 논문은 정보통신부 출연금에 의해 지원되었음 (과제번호 2003-X-004)

통신저자: 안재목, (200-702) 강원도 춘천시 옥천동1번지

한림대학교 정보통신공학부 생체전자공학연구소

Tel. 033)248-2347, Fax. 033)258-6653

E-mail. ajm@hallym.ac.kr

20년 이상 노출된 노동자는 백혈병에 걸릴 확률이 10배 가까운 통계적 유의성을 보고 하였다. 또한 50Hz 전송선(220kV)에 의해서 발생하는 $8\mu T$ 전자파에 10일 이상 동안 노출된 CBA mice의 경우는 DNA 손상과 Cell kinetics, ODC activities를 관찰하였다고 하였다.(MWN, N/D98) Charles Graham 연구진은 28.3, $127.3\mu T$ 에서 심박미세 변화율(Heart rate variability)의 변화를 실험적으로 증명하였고, 특히 신체적, 정신적 스트레스 상태에 있거나 불면증상과 동시에 전자파에 노출되면 인체에 더 해로울 수 있다고 보고하였다.[1] Savitz 연구그룹은 1950년과 1988년 사이 미국에서 전기기술자 14만 명의 표본에서 직업인의 자기장 노출과 관련된 심혈관 질환의 발병률 규명에 있어서 부정맥과 동반한 질환, 급성 심근경색 등이 고위험 지역에서 장기 노출시 상기 질환의 위험도가 매우 높다는 사실을 확인하였다.[2]

이처럼 역학조사나 동물 실험에 의해 수행된 전자파 노출의 인체 유해성에 대한 연구가 상당히 많이 보고되고 있으나 아직까지 신뢰할 만한 연구결과는 도출되고 있지 않다. 이유는 In vitro 세포실험 및 in vivo 동물실험에서 인위적으로 만든 전자파 노출장치를 사용하더라도 실험모델에 균일하게 노출될 수 없을뿐더러 전자파 환경을 수학적으로 모델링하여 동일한 환경을 만들기가 불가능하기 때문이다. 전자파가 특히 인체와 같은 복잡한 구조에 노출되었을 경우, 생체내부의 반응을 측정한다는 것은 불가능한 실정이다. 따라서 이미 잘 알려진 세포의 기능과 세포 모델을 활용하여 전자파 노출에 따른 세포의 반응을 분석하는 기초 단계의 접근이 더욱 필요하다. 전자파 노출과 세포의 반응에 대한 이론적 근거를 구축하여 수행한 연구는 극히 일부에 지나지 않는다.[3] 그러나 일부 외국 연구기관에서는 세포의 활동전위와 세포의 전기학적 변수를 찾아 세포수준의 기초 단계에서 많은 연구를 시도하고 있으나 국내의 연구 상황은 전무한 실정이다.[4]

따라서 본 연구에서 전자파 노출에 따른 세포의 영향기전을 수행하기 위해 열역학적 이론을 근거로 한 세포막을 수학적으로 모델링하고 세포막 문턱전압의 변화를 전자파 환경이라는 외부 자극으로부터 관찰하여 보았다. 세포막 활동 전위는 세포막의 일부분을 전기회로로 변화시켜 열역학적 변수를 회로로 변환하는 과정에서 저항과 축전기, 반 세포전위 등으로 표현할 수 있고, 세포막을 한 구획으로 가정하여 선형 1차 미분 방정식으로 유도하였다. 특히 본 연구에서는 세포막의 수학적 모델링에서 외부 전자파 환경변수를 고려하기 위해 전자파 환경변수의 4가지 모형을 제안하였다. 모델의 타당성 검증은 본 연구에서 처음으로 시도한 것이라 비교자료로 평가할 수 없었다.

컴퓨터 모의실험에서 본 전자파 노출에 대한 세포막 활동전위의 변화는 주파수 의존 전류, 세기 의존 전류, 자극 기간 의존 전류 등의 모드로 나누어 관찰하였으며, 이를 토대로 세기와 노출 기간의 상관성을 밝힘으로써 전자파와 세포와의 반응의 관계를 확인하려고 노력하였다. 연구에서 제안한 모의실험 방법은 구축된 미분방정식을 Runge-Kutta Fehlberg 수치해석 방법을 이용하여 알고리즘을 만들었으며 이를 MATLAB

에서 코딩하였다. 모의실험에서는 기존의 활동 전압과 본 연구에서 구축한 모델에서의 활동 전압이 일치하는 지를 먼저 확인하였고, 다음은 각각의 외부 전자파를 고려해서 세포막 활동 전압에 대한 모의실험을 수행하였다. 모의실험에 고려된 외부 전자파의 주파수는 1 Hz에서 100 Hz 사이와 이동통신에서 사용되는 900 MHz의 주파수이다. 각 주파수에서 자극 기간에 따른 활동 전위의 문턱 전류를 측정하였고, 측정된 문턱 전류를 이용하여 Strength-Duration 곡선을 얻었다. 또한, Strength-Duration 곡선을 이용하여 각 주파수에 해당하는 rheobase 전류 I_r 과 rheobase 전류 τ 값을 계산하였다.

이론

활동 신경 세포의 등가 회로 모형

세포막을 통한 물질과 에너지의 교환 현상을 열역학적 관점에서 보면, 세포내 환경과 세포 주변 환경 사이에서 등온, 등압 과정으로 에너지와 물질을 교환하는 열역학적 열린 시스템(an open thermodynamic system)이라 할 수 있다. Giugliano는 열역학 제 1 법칙과 제 2 법칙, 그리고 등온, 등압 과정에서 내부 에너지 변화를 나타내는 Gibbs 자유 에너지 개념을 이용하여 세포내 환경의 자유 에너지 미소 변화량으로부터 한 가지 종류(h 종류)의 물질의 이동에 의한 전류 I_h 가 다음과 같음을 보였다. [5]

$$I_h = z_h F J_h = u_h c_h (z_h F)^2 \frac{d}{dx} \left(\Psi + \frac{RT}{z_h F} \ln c_h \right) \quad (1)$$

여기서, I_h 는 h 종류 물질에 의한 이동 전류, z_h 는 원자량을, F 는 1가 이온 1 몰의 전하량을 나타내는 Faraday 상수 ($F \cong 96485.3415 C/mole$)를 의미한다. 그리고 J_h 는 단위 면적을 통하여 흐르는 이온의 몰 흐름을, u_h 는 h 종류 물질의 이동도 (mobility)를 나타내며, c_h 는 h 종류 물질의 몰 농도를, Ψ 는 주어진 점에서의 electric potential을 나타낸다. 또한, R 은 이상 기체 상수이며, T 는 절대 온도를 의미한다.

식 (1)을 세포막의 두께를 고려하여 적분하면 다음의 관계식을 구할 수 있다.

$$I_h = \frac{\frac{RT}{z_h F} \ln \frac{c_h^{EXT}}{c_h^{IN}} - \Delta\Psi}{\int_0^L \frac{dx}{u_h c_h (z_h F)^2}} \quad (2)$$

여기서, $\Delta\Psi = \Psi^{IN} - \Psi^{EXT}$ 를 의미하고, $\frac{RT}{z_h F} \ln \frac{c_h^{EXT}}{c_h^{IN}} = E_h$ 로서 h 종류 물질의 세포내 이온 농도와 세포외 이온 농도에 관련되어지는 Nernst 평형 전위로써 정의되어 있다. 식

(2)는 저항과 축전기, 반 세포전위로 이루어진 전기 회로로 등가할 수 있다.

세포막 전위 미분 방정식

세포막을 통하여 이동하는 모든 종류의 물질을 고려하고 세포막을 평면 축전기로 생각하면 전기 용량 C 는 시간에 무관함으로 식(2)로부터 다음과 같은 세포막 전위 미분 방정식을 유도할 수 있다.

$$C \frac{dV}{dt} = \sum_k g_k (E_k - V) \quad (3)$$

여기서, $g_k = \left(\int_0^{dx} \frac{dx}{u_h c_h (z_h F)^2} \right)^{-1}$ 이다.

활동 신경 세포의 등가 회로 모형에 의하면, 전체 세포막 전류는 다음과 같이 이온 물질들에 의한 전류와 축전기에 의한 전류의 합으로 표현할 수 있다.

$$I_m = I_{ionic}(t) + C_m \frac{dV(t)}{dt} \quad (4)$$

1952년 Hodgkin과 Huxley는 거대 오징어 축삭돌기 (the squid giant axon)의 활동 전위 생성을 위한 현상학적인 모델의 기초로써 다음과 같은 세 가지 가정을 두었다.[6]

i) 활동 전위는 서로 독립적인 주된 두 가지 컨덕턴스 (나트륨 컨덕턴스 G_{Na} 와 칼륨 컨덕턴스 G_K)와 세포막 전위와 관계가 없는 세 번째 컨덕턴스 (소위 "leak" 컨덕턴스라 불리우는 G_m)로 구성 된다:

$$I_{ionic} = I_{Na} + I_K + I_{leak} \quad (5)$$

ii) 개별 이온 전류 $I_i(t)$ 는 오음의 법칙에 의한 구동 전위 (the driving potential)에 선형적인 관계를 갖는다:

$$I_i(t) = G_i(V(t), t)(V(t) - E_i) \quad (6)$$

여기서, E_i 는 각 이온의 세포내 이온 농도와 세포외 이온 농도에 관련되어지는 Nernst 평형 전위, 즉 이온 전지이다.

iii) 두 이온 컨덕턴스는 최대 컨덕턴스(\bar{G}_{Na} , \bar{G}_K)와 실제 각 이온 채널이 열리는 최대 컨덕턴스의 비를 나타내는 수치적 계수의 곱으로 표현된다.

Hodgkin과 Huxley 모형의 칼륨 전류 I_K 는 다음과 같다.

$$I_K = \bar{G}_K n^4 (V - E_K) \quad (7)$$

여기서, 최대 컨덕턴스 $\bar{G}_K = 36 \text{ mS/cm}^2$, 칼륨 전지

$E_K = -12 \text{ mV}$ 이며 상상의 활성화 입자의 상태(state)를 나타내는 n 은 차원이 없는 0과 1 사이의 값이다. 즉, 하나의 열린 상태(open state)의 활성화 입자가 발견될 확률은 n 임을 의미하고, 시간에 대한 열린 상태의 변화율은 다음과 같다.

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n(V)(1-n) - \beta_n(V)n \quad (8)$$

여기서, α_n 과 β_n 은 전위 의존 비율 상수로써 α_n 은 닫힌 상태에서 열린 상태로의 전이량을, β_n 은 열린 상태에서 닫힌 상태로의 전이량을 의미한다.

Hodgkin과 Huxley 모형의 나트륨 전류 I_{Na} 는 칼륨 전류 I_K 와는 달리 나트륨 활성화 입자 m 과 비활성화 입자 h 를 가정하여 다음과 같이 나타내었다.

$$\begin{aligned} I_{Na} &= \bar{G}_{Na} m^3 h (V - E_{Na}) \\ \bar{G}_{Na} &= 120 \text{ mS/cm}^2 \end{aligned} \quad (9)$$

여기서, 최대 컨덕턴스, 칼륨 전지 $E_{Na} = 115 \text{ mV}$ 이며 m 과 h 는 차원이 없는 0과 1 사이의 값이며, 두 입자의 시간에 따른 변화율은 다음과 같다.

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m(V)(1-m) - \beta_m(V)m \quad (10)$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h(V)(1-h) - \beta_h(V)h \quad (11)$$

Hodgkin과 Huxley의 세 가지 기본 가정에 의한 활동 전위 생성 모형의 최종 미분 방정식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} C_m \frac{dV(t)}{dt} &= \bar{G}_{Na} m^3 h (V - E_{Na}) \\ &+ \bar{G}_K n^4 (V - E_K) \\ &+ G_m (V_{rest} - V) + I_{inj}(t) \end{aligned} \quad (12)$$

다른 대부분의 생체 세포막과 마찬가지로 축삭돌기 세포막도 전위에 무관한 "leak" 컨덕턴스, G_m 을 포함한다. "leak" 컨덕턴스는 시간에 무관한 상수이다. Hodgkin과 Huxley의 측정치에 의하면 $G_m = 0.3 \text{ mS/cm}^2$ 이다. 세포막 전기용량 C_m 의 값은 $1 \mu\text{F/cm}^2$ 이며, V_{rest} 는 10.613 mV 이다.

그림 1은 활동 신경 세포의 등가 전기 회로 모형을 나타내고 있다.

외부 전자파 환경 변수

Galvanovskis에 의하면 외부 전자파 환경에 의한 두 가지

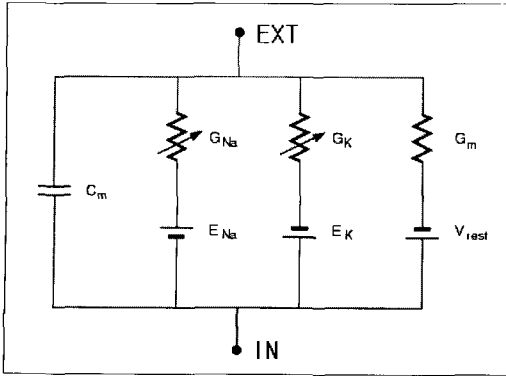


그림 1. 활동 신경 세포의 등가 전기 회로
Fig. 1. Equivalent circuit model for a biological excitable membrane

형태의, 주기적인 것과 임의적인 것, 입력 신호를 고려하였다.[7] 외부 전자파 환경에 의한 입력 신호가 주기적인 경우에는 다음과 같은 입력 전류를 사용할 수 있다.

$$I_{inj}(t) = I_0(1 + \alpha \sin(\omega t)) \quad (13)$$

여기서, I_0 는 외부 전자파 환경이 없는 경우의 입력 신호를 나타내고, α 와 ω 는 외부 전자파 환경을 결정하는 매개 변수이며 각각 I_0 에 대한 외부 입력 신호의 진폭 비율, 외부 입력 신호의 각 주파수를 의미한다. 특히, 입력 신호가 외부 전자파의 진폭에만 관계된다고 가정할 경우 식 (13)은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$I_{inj}(t) = I_0(1 + \alpha |\sin(\omega t)|) \quad (14)$$

만약 외부 입력 신호의 각 주파수 ω 가 고유 시토졸 진동 주파수보다 매우 크다면, 식 (14)의 주기 항을 평균값으로 간단히 대체할 수 있다. 따라서 식 (14)는 다음과 같이 간단하게 표현된다.

$$I_{inj}(t) = I_0(1 + \frac{2\alpha}{\pi}) \quad (15)$$

외부 전자파 환경에 의한 입력 신호가 임의적인 경우에는 다음과 같은 입력 신호를 사용할 수 있다.

$$I_{inj}(t) = I_0(1 + \xi(t)) \quad (16)$$

여기서, $\xi(t)$ 는 $\sigma^2 < 1$ 인 편차를 가지는 대역 제한 백색 가우스 잡음을 나타낸다.

수치 해석

식(12)로 표현된 세포막 활동 전위의 미분 방정식은 수치해

석 방법 중의 하나인 4차 Runge-Kutta Fehlberg 방법을 이용하여 모의실험에 사용되었다.

식(12)의 미분 방정식은 다음과 같은 식들로 계산하였다.

$$V^{n+1} = V^n + \frac{1}{6}(k_{v1} + 2k_{v2} + 2k_{v3} + k_{v4}) \quad (17)$$

여기서, k_{v1} , k_{v2} , k_{v3} 와 k_{v4} 는 다음과 같다.

$$k_{v1} = \frac{-\bar{g}_1}{C}(E_1 - V^n) + \frac{-\bar{g}_k}{C}(n^n)^4(E_k - V^n) + \frac{-\bar{g}_{Na}}{C}(m^n)^3 h^n(E_{Na} - V^n) + \frac{I_{ext}^n}{C}$$

$$k_{v2} = \frac{-\bar{g}_1}{C}(E_1 - (V^n + 0.5k_{v1})) + \frac{-\bar{g}_k}{C}(n^n + 0.5k_{n1})^4 \cdot (E_k - (V^n + 0.5k_{v1})) + \frac{-\bar{g}_{Na}}{C}(m^n + 0.5k_{m1})^3 \cdot (h^n + 0.5k_{h1})(E_{Na} - (V^n + 0.5k_{v1})) + \frac{I_{ext}^{n+1/2}}{C}$$

$$k_{v3} = \frac{-\bar{g}_1}{C}(E_1 - (V^n + 0.5k_{v2})) + \frac{-\bar{g}_k}{C}(n^n + 0.5k_{n2})^4 \cdot (E_k - (V^n + 0.5k_{v2})) + \frac{-\bar{g}_{Na}}{C}(m^n + 0.5k_{m2})^3 \cdot (h^n + 0.5k_{h2})(E_{Na} - (V^n + 0.5k_{v2})) + \frac{I_{ext}^{n+1/2}}{C}$$

$$k_{v4} = \frac{-\bar{g}_1}{C}(E_1 - (V^n + k_{v3})) + \frac{-\bar{g}_k}{C}(n^n + k_{n3})^4 \cdot (E_k - (V^n + k_{v3})) + \frac{-\bar{g}_{Na}}{C}(m^n + k_{m3})^3 \cdot (h^n + k_{h3})(E_{Na} - (V^n + k_{v3})) + \frac{I_{ext}^{n+1}}{C}$$

또한, 식(8), (10)과 (11)의 미분 방정식은 다음과 같은 식들로 계산하였다.

$$S^{n+1} = SX^n + \frac{1}{6}(k_{s1} + 2k_{s2} + 2k_{s3} + k_{s4}) \quad (18)$$

여기서, S 는 각 이온 채널의 상태를 나타내는 상태 변수로써 n, m 그리고 h 중 하나에 해당하고, k_{s1} , k_{s2} , k_{s3} 와 k_{s4} 는 다음과 같다.

$$k_{s1} = \alpha_s(V^n)(1 - s^n) - \beta_s(V^n)s^n$$

$$k_{s2} = \alpha_s(V^n + 0.5k_{v1})(1 - (s^n + 0.5k_{s1})) - \beta_s(V^n + 0.5k_{v1})(s^n + 0.5k_{s1})$$

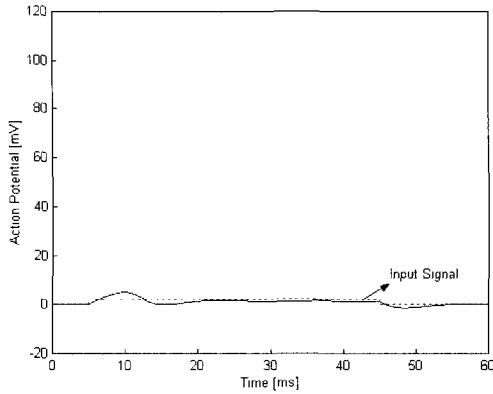


그림 2. $I_{inj}=2$ 인 경우의 활동 전위
Fig. 2. Action potential profile (in the case $I_{inj}=2$)

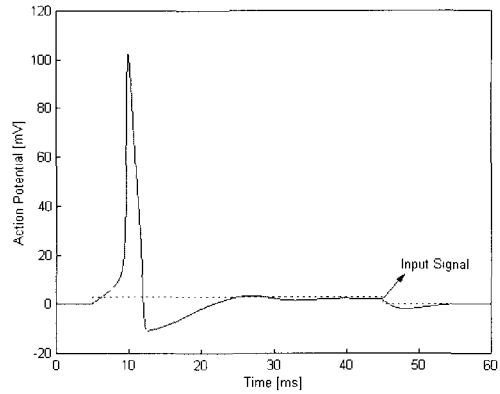


그림 3. $I_{inj}=3$ 인 경우의 활동 전위
Fig. 3. Action potential profile (in the case $I_{inj}=3$)

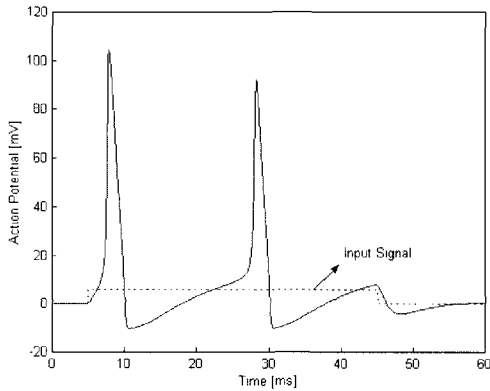


그림 4. $I_{inj}=6$ 인 경우의 활동 전위
Fig. 4. Action potential profile (in the case $I_{inj}=6$)

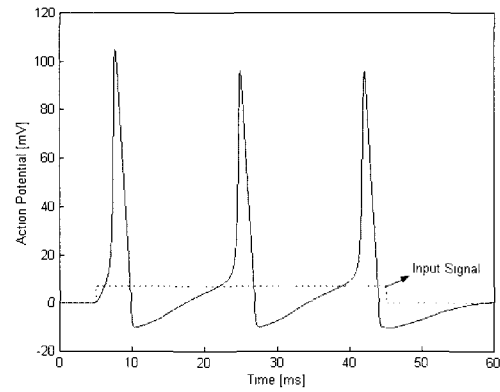


그림 5. $I_{inj}=7$ 인 경우의 활동 전위
Fig. 5. Action potential profile (in the case $I_{inj}=7$)

$$k_{s1} = \alpha_s(V^n + 0.5k_{i2})(1 - (s^n + 0.5k_{s2})) - \beta_s(V^n + 0.5k_{i2})(s^n + 0.5k_{s2})$$

$$k_{s1} = \alpha_s(V^n + k_{i3})(1 - (s^n + k_{s3})) - \beta_s(V^n + k_{i3})(s^n + k_{s3})$$

컴퓨터 모의실험

모의실험의 수행 단계는 다음과 같다. 먼저, 세포막 활동 전위의 특성과 모의실험 결과를 비교함으로써 개발된 모형의 유효성을 검증하였고, 이를 바탕으로 하여 외부 전자파 환경 변수를 추가하여 모의실험을 수행하였다.

외부 전자파 환경이 없는 경우의 활동 전위

1. 문턱 전류

그림 2에서 그림 5는 외부 전자파 환경이 없는 경우의 입력 신호의 크기에 따른 활동 전위를 나타낸 것이다. 입력 신호는

40 ms 동안 가해졌다.

그림에서 보는 바와 같이 활동 전위 생성을 위한 입력 신호의 문턱 전류가 존재함을 알 수 있고, 특히 두 번째와 세 번째 전위 생성에는 알려진 바와 같이 첫 번째 보다 더 높은 문턱 전류가 필요함을 확인 할 수 있다. 그림 6은 첫 번째, 두 번째, 세 번째 활동 전위 생성의 문턱 전류를 알기 위한 입력 신호의 크기에 대한 각 순번에 해당하는 활동 전위 최대값의 변화를 나타낸 것이다. 첫 번째 문턱 전류의 값은 2.4, 두 번째 문턱 전류는 6 그리고 세 번째 문턱 전류의 값은 6.4였다.

2. Strength-Duration 곡선

활동 전위의 문턱 전류값은 자극의 세기와 자극 시간에 관계되어 있다. 이는 다음과 같은 Strength Duration 방정식으로 설명되어진다.

$$I_t = I_r(1 + \frac{t}{t_c}) \tag{19}$$

여기서, I_t 는 자극에 대한 문턱 전류를 의미하고, t 는 자

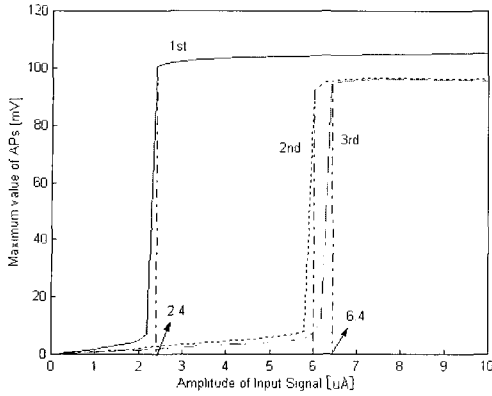


그림 6. 입력 신호 크기에 대한 활동 전위의 최대값
Fig. 6. Maximum value of action potentials at the amplitude of input signal

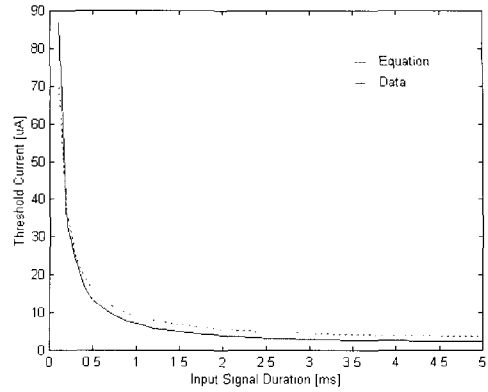


그림 7. Strength-Duration 곡선
Fig. 7. Strength-Duration curve

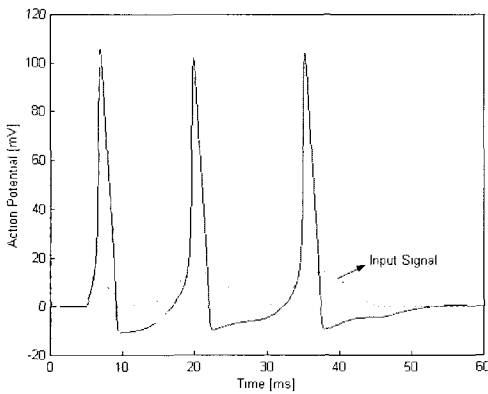


그림 8. 외부 환경이 고려된 활동 전위(외부 전자파 주파수 : 60 Hz)
Fig. 8. Action potential with external EMF(External EMF frequency : 60 Hz)

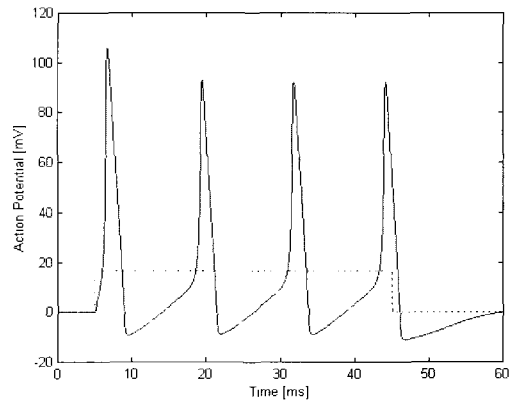


그림 9. 외부 환경이 고려된 활동 전위(외부 전자파 주파수 : 900 MHz)
Fig. 9. Action potential with external EMF(External EMF frequency : 900 MHz)

각의 지속 시간, I_r 은 상수값을 갖는 rheobase 전류, 그리고 τ 는 chronaxie 시간 상수를 나타낸다. 특히, I_r 과 τ 는 주어진 세포의 Strength Duration 방정식을 결정하는 두 가지 변수으로써, 두 변수의 값이 바로 세포 활성화를 위한 전하량이라 할 수 있고, 따라서 $\tau I_r = Q$ 은 일정한 값을 가진다.

그림 7은 외부 전자파 환경이 없는 경우의 임펄스 신호에 대한 Strength Duration 곡선이다. 실선 곡선은 실제 데이터를 나타내며, 점선 곡선은 식(19)에 의한 방정식을 나타낸 것이다. 이 때 rheobase 전류 I_r 의 값은 $2.4 \mu A$ 이며, chronaxie 시간 상수 τ 의 값은 2.98이다.

3. 외부 전자파 환경이 고려된 활동 전위

외부 전자파 환경에 의한 입력 신호는 주기적인 경우만을 고려하여 모의실험 하였다. 이는 일상생활에서 노출되기 쉬운 전자파의 형태가 주기적이기 때문이다. 특히, 저주파인 경우에는 외부 전자파의 방향성까지 고려된 식(13)을, 고주파인 경우에는 식 (15)를 외부 전자파 환경 변수로 추가하여 모의실험을

수행하였다.

그림 8은 60 Hz의 외부 전자파 환경이 고려된 세포막 활동 전위를 나타낸다. 외부 전자파 환경이 없는 경우의 활동 전위 그림 5과 비교하면 실제 입력 신호의 변화를 알 수 있고, 생성된 활동 전위의 모양도 변화 된 것을 알 수 있다.

그림 10은 외부 전자파의 주파수가 10 Hz인 경우의 St length Duration 곡선이다. 실선 곡선이 실제 데이터, 점선 곡선은 방정식에 의한 것이며, 데쉬 곡선은 외부 전자파 환경에 의해 활동 전위에 직접적으로 작용하는 문턱 전류의 값으로, 실제 데이터의 RMS (Root Mean Square) 값을 나타낸 것이다. 이 때, rheobase 전류 I_r 의 값은 $1.7 \mu A$ 이며, chronaxie 시간 상수 τ 의 값은 3.12이다.

그림 11은 외부 전자파의 주파수(0~100 Hz)에 따른 rheobase 전류 I_r 의 변화를 나타낸 것인데, 30 Hz 부근에서 가장 낮은 I_r 값을 가짐을 알 수 있다. (표 1)에는 주요한 외부 전자파의 주파수에 해당하는 I_r 과 τ 의 값을 나타내었다.

900 MHz에서의 I_r 값은 저주파에서의 값보다 큰 것으로 알

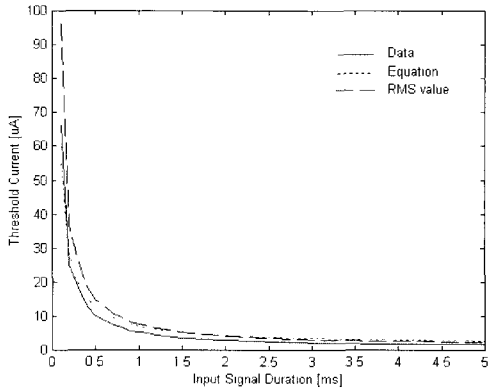


그림 10. Strength-Duration 곡선(외부 전자파 주파수 : 10 Hz)
 Fig. 10. Strength-Duration curves(External EMF frequency : 10 Hz)

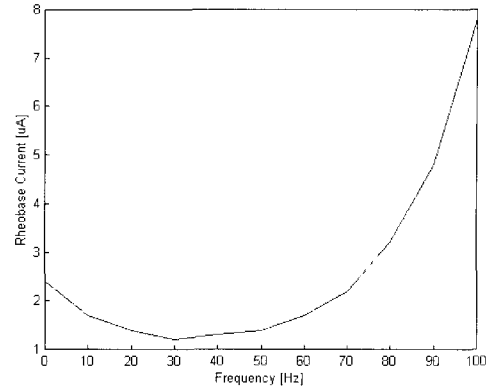


그림 11. 주파수에 따른 I_r 의 변화
 Fig. 11. The value of I_r at frequency

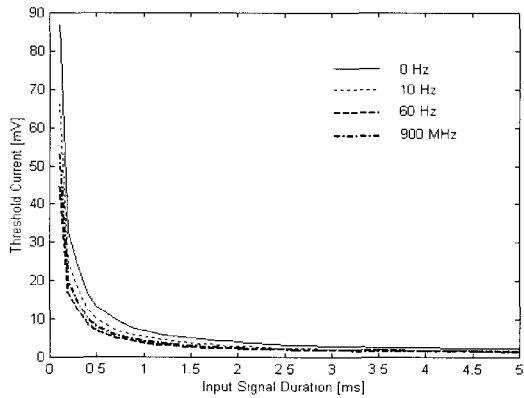


그림 12. 외부 전자파 주파수에 따른 Strength-Duration 곡선 (입력 데이터)
 Fig. 12. Strength-Duration curves of input value at the external EMF frequency

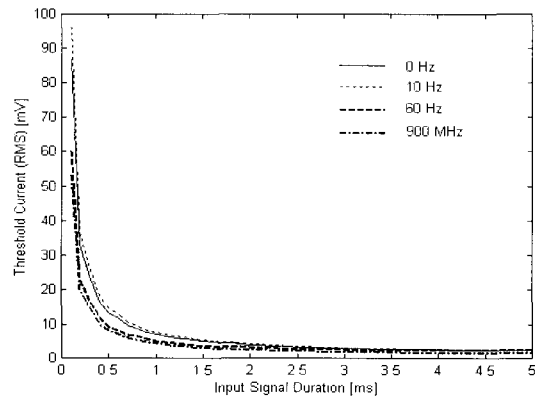


그림 13. 외부 전자파 주파수에 따른 Strength-Duration 곡선 (RMS 값)
 Fig. 13. Strength-Duration curves of RMS value at the external EMF frequency

표 1. 주파수에 따른 I_r 과 τ 값

Table 1. The values of I_r and τ at frequency

	I_r	τ
0 Hz	2.4	2.93
10 Hz	1.7	3.12
60 Hz	1.7	2.17
70 Hz	2.2	1.85
900 MHz	1.4	3.08

려져 있는데 모의실험의 결과는 낮은 것으로 보아, 고주파의 경우 외부 전자파 환경 변수의 형태가 합리적이지 않은 것으로 생각된다. 주요 주파수 각각의 Strength Duration 곡선들은 입력 데이터의 값들로 그림 12에서, RMS 값들로는 그림 13에서 비교하였다. 외부 전자파의 주파수에 따라 Strength Duration 곡선들의 변화를 볼 수 있으며, 이것은 세포막 활동 전위가 외부 전자파의 영향에 따라 달라진다는 것을 의미한다.

결 론

본 논문에서는 외부 전자파가 인체에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 열역학적 이론을 바탕으로 유도된 세포막 활동 전위 방정식을 이용하여 모의실험 모형을 제안하였다. 제안된 모형의 타당성을 확인하기 위해 외부 전자파 환경이 없는 임펄스 신호에 의한 자극 기간에 따른 활동 전위의 문턱 전류를 측정하였다. 모든 주파수에서 측정된 문턱전류들은 자극 기간에 반비례하였다. 측정된 문턱 전류를 이용하여 Strength Duration 곡선을 얻었으며, Strength Duration 곡선을 이용하여 각 주파수에 해당하는 rheobase 전류 I_r 과 τ 의 값을 계산하였다.

모의실험의 결과를 통하여 각 저주파 영역에서의 외부 환경 변수는 타당한 것으로 생각되나, 일상생활에서 쉽게 노출될 수 있는 고주파 환경의 경우에는 새로운 변수 도입이 필요한 것으로 생각된다.

본 논문에서 제안된 모형은 실험적 결과의 모사실험과 해석

적 해답을 비교함으로써 새로운 현상을 발견할 수도 있을 것이며 현실적 어려움에 의해 실제 실험이 어려운 문제들의 모사실험에 사용되어 세포와 외부 전자파 환경의 상호작용을 이해하는데 많은 도움이 될 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

1. Charles Graham, Mary R. Cook, Antonio Sastre, Mary M. Gerkovich, and Robert Kavet, "Cardiac Autonomic Control Mechanisms in Power Frequency Magnetic Fields: A Multistudy Analysis", Environ Health Perspect, Vol. 108, No. 8, pp. 737-742 August, 2000
2. D.A. Savitz, D. Liao, A. Sastre, R.C. Kleckner, and R. Kavet, "Magnetic field exposure and cardiovascular disease mortality among electric utility workers", Am J Epidemiol. Vol. 149, pp 135-142, 1999
3. James C. Weaver, Timothy E. Vaughan, Robert K. Adair, and R. Dean Astumian, "Theoretical Limits on the Threshold for the Response of Long Cells to Weak Extremely Low Frequency Electric Fields Due to Ionic and Molecular Flux Rectification", Biophysical Journal. Vol. 75, pp 2251-2254 November, 1998
4. Masaru Tomita, Kenta Hashimoto, Kouichi Takahashi, Thomas Simon Shimizu, Yuri Matsuzaki, Fumihiko Miyoshi, Kanako Saito, Sakura Tanida, Katsuyuki Yugi, J. Craig Venter, and Clyde A. Hutchison III. "E CELL: software environment for whole-cell simulation", Bioinformatics. Vol. 15, no 1. pp 72-84, 1999
5. Michele Giugliano, Modeling the electrophysiological properties of in vitro neurobiological systems: communication in neuronal networks and collective electrical activity, PhD Thesis, Polytechnic of Milan (Italy), 2001
6. Galvanovskis, J., Sandblom, J., "Periodic forcing of intracellular calcium oscillators: Theoretical studies of the effects of low frequency fields on the magnitude of oscillations", Bioelectrochemistry and bioenergetics, Vol. 46 no.2. pp 161-174, 1998
7. Christof Koch, Biophysics of Computation: Information Processing in Single Neurons, New York, Oxford University Press, 1999