

논문 2012-49-12-30

신경모델링을 이용한 인공와우 전기자극 패턴 연구

(Study on Electric Stimulus Pattern in Cochlear Implant Using a Computer Model)

양 혜 진*, 우 지 환**

(Hyejin Yang and Jihwan Woo)

요 약

청각 신경의 정상적 기능 회복을 위해 사용하는 인공와우는 인체 조직에 손상을 주는 단상과 방식의 펄스 대신 전하량 균형을 이루는 이상과 방식의 전기적 펄스를 사용한다. 본 논문에서는, Hodgkin-Huxley 신경 모델에 기반하여 다양한 전기적 펄스 방식의 자극이 신경 반응에 미치는 영향에 대하여 연구하였다. 전기적 펄스의 펄스 폭, 펄스간 간격 등을 변화시키면서, 청각신경의 역치, 반응 범위, 반응 시간 등을 측정하였다. 이러한 결과는 인공와우 시스템의 효과적인 자극 방식을 디자인 하는데, 활용 될 수 있으리라 기대된다.

Abstract

A cochlear implant system uses charge-balanced biphasic pulses that are known to reduce tissue damage than monophasic pulses. In this study, we investigated effect of pulse pattern on neural responses using a computer model, based on the Hodgkin-Huxley equation. Electric pulse phase, pulse duration, and phase gap have been systematically varied to characterize auditory nerve responses. The results show that neural responses, dynamic range and threshold are represented as a function of stimulus patterns and duration. The results could greatly extend to develop more efficient cochlear implant stimulation.

Keywords : cochlear implant, electrical stimulation, auditory nerve fiber, action potential

I. 서 론

최근 전기적 자극으로 신경의 기능을 회복하거나 신경을 자극함으로써 질병을 치료하는 기법들이 많이 연구되고 있다. 이러한 시스템은 기능적 전기자극

(functional electrical stimulation)과 같이 전극을 피부에 접촉시켜 신경을 자극하는 방식이나, 또는, 인공와우(cochlear implant), 뇌심부 자극기(deep brain stimulation)와 같이 전극을 몸속에 삽입하여 신경을 자극하는 방식을 사용한다. 일반적으로 신경을 자극하는 방식은 전하량 균형(charge balance)이 되도록 이상과(biphasic pulse) 방식으로 신호를 전달하게 된다^[1].

인공와우는 달팽이관(cochlea)내의 유모세포의 유실에 의해 생긴 난청을 보상하기 위한 장치로, 달팽이관에 삽입된 전극에 전기자극을 가해줌으로써 청각신경(auditory nerve)에 활동전위가 발생하도록 한다. 그러나, 전기자극을 사용하는 인공와우는 음악이나 환경에

* 학생회원, 울산대학교 의공학과
(Dept. of Biomedical Engineering, University of Ulsan)

** 정회원, 울산대학교 전기공학부 의공학전공
(School of Electrical Engineering, University of Ulsan)

※ 본 연구는 한국연구재단 일반연구지원사업
(2011-0014903)에 의하여 수행되었음.

접수일자: 2012년9월27일, 수정완료일: 2012년11월21일

따라 인식률에 제한이 있기 때문에, 인식률을 향상시키기 위해 다양한 음성 처리 및 자극방법이 연구되고 있다^[2~3]. 최근에는 인공와우에서 전기 자극 시 단점인 전극 채널간 간섭효과를 없애기 위해 단전극 방식과 양전극 방식에 대한 연구가 진행되고 있다^[4]. 또한, 전기적 자극에 따른 신경의 반응 패턴이 정상적인 소리자극에 따른 신경의 반응 패턴과 유사하게 나타나도록 하거나 자극전력의 효율을 높일 수 있도록 전기 자극율(pulse rate)을 변화시키는 연구가 진행되고 있다^[5].

단상파는 낮은 전류의 값에서도 신경의 반응을 유도할 수 있어 시스템의 효율측면에서는 우수하나, 장기간 사용 시 신경조직의 손상을 초래할 수 있다. 이러한 이유로 현재의 인공와우는 효율이 낮지만 신경조직의 손상을 막을 수 있는 대칭형 이상파 방식의 펄스를 사용하고 있다. 이상파 방식은 대칭 또는 비대칭의 자극 펄스 형태를 사용하는데 이러한 자극 펄스의 형태에 따라 신경의 반응이 다양하게 나타날 수 있다. 그러나 아직까지 펄스 폭(pulse duration), 펄스 간 간격(inter-pulse interval, IPI), 전기 자극의 형태에 따른 신경 반응범위(relative spread, RS), 역치값(threshold), 신경반응 시간 등은 연구되지 않았다. 따라서, 본 논문에서는 청각신경 컴퓨터 모델을 이용하여, 인공와우 시스템의 다양한 전기 자극 방식의 변화에 따른 청각 신경의 반응 특성을 연구하고자 한다. 신경반응의 역치, RS, 신경 반응 시간은 인공와우 시스템의 채널간 간섭효과와 시스템 전력 소모를 평가할 수 있는 중요한 요소가 되기에, 이에 기반하여 효율적인 전기 자극 방식을 제시하고자 한다.

II. 방 법

1. 컴퓨터 신경모델 및 시뮬레이션

청각신경의 크기 및 조직형태는 전기생리학적 신경 반응 연구가 활발한 고양이 청각신경에 기반하였으며, 신경의 각 랭비에르 결절(Ranvier node)은 Hodgkin-Huxley^[6]모델로 구성한 컴퓨터 신경모델(axon model)을 이용하였다(그림 1(a)). 그림 1(b)는 신경의 한 결절을 전기적 회로로 나타냈으며, 이 회로는 외부의 전기 자극 V_e 와 신경막(membrane)의 전압 V_m 에 대하여 다음의 식으로 표현된다.

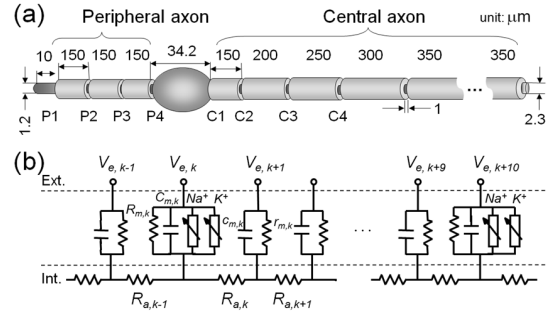


그림 1. (a) 청신경에 기반한 컴퓨터 모델의 개략도
(b) 각 결절을 모델로 구현한 전기 회로도
Fig. 1. (a) Schematic summary of the nerve model.
(b) Equivalent electric circuit of each internode.

$$\begin{aligned}
 & - \left(\frac{V_m^{[k+1]}[t] - V_m^{[k]}[t]}{R_a^{[k+1,k]}} - \frac{V_m^{[k]}[t] - V_m^{[k-1]}[t]}{R_a^{[k,k-1]}} \right) \\
 & + C_m^{[k]} \frac{V_m^{[k]}[t + \Delta t] - V_m^{[k]}[t]}{\Delta t} \\
 & + \frac{V_m^{[k]}[t]}{R_m^{[k]}} + I_K^{[k]}[t] + I_{Na}^{[k]}[t] \\
 & = \frac{V_e^{[k+1]}[t] - V_e^{[k]}[t]}{R_a^{[k+1,k]}} - \frac{V_e^{[k]}[t] - V_e^{[k-1]}[t]}{R_a^{[k,k-1]}}
 \end{aligned} \tag{1}$$

$$\begin{aligned}
 I_K^{[k]}[t] &= \gamma_K N_{n4}(t, k) ((V(t, k) - E_K(t, k))) \\
 I_{Na}^{[k]}[t] &= \gamma_{Na} N_{m3h1}(t, k) ((V(t, k) - E_{Na}))
 \end{aligned} \tag{2}$$

위 식(1)에서 R_a 는 신경의 저항(axoplasmic resistance), C_m 과 R_m 은 신경의 각 결절의 정전용량(capacitance)과 저항(resistance)을 각각 나타낸다. 총 27개의 랭비에르 결절은 Na^+ , K^+ 이온 채널을 포함하고 있으며, 이 채널들은 신경 반응의 확률성(stochasticity) 구현을 위해, channel-number-tracking 방법에 기반한 확률적(stochastic) 알고리즘을 포함하고 있다^[7]. 식(2)의 N_{m3h1} 과 N_{n4} 는 이 확률적 알고리즘에 기반하여 열린(open) 상태에 있는 이온의 채널수를 나타내며, I_{Na} 와 I_K 는 이온의 전도도(γ)에 따른 전류를 나타낸다.

위 식(1, 2)를 계산하는 모델 프로그램은 PC기반의 Matlab을 이용하여 구현하였으며, 시간 샘플링 간격은 1 μ s로 하였다. 0.45 mm지름의 전기 자극용 전극은 9번째 랭비에르 결절 위 0.245 mm에 위치하며, 전극과 신경 사이의 공간은 저항률이 3 $k\Omega \cdot cm$ 인 물질로 채우고 있다고 가정하였다. 또한, 반응은 20번째 랭비에르

결절에서 측정하였다. 본 연구에서 사용한 물성치 및 계산법은 이전 연구에 자세히 기술되어 있다^[8].

2. 전기 자극 방식 및 신경 반응 측정

일반적으로 인공와우 시스템 및 동물실험 연구에서는 25-40 μ s 펄스폭의 대칭형 이상과 방식인 전기적 자극을 사용하고 있다. 본 연구에서는 전기 자극 시 전하량 균형을 유지하면서, 펄스폭을 20-320 μ s로 변화 시키며, 단상과 방식과 이상과 방식을 비교하였으며, 또한, 이상과 방식에서 IPI를 0-20 μ s로 변화시키며, 그에 따른 신경 반응 변화를 연구하였다. 신경 반응 특성은 relative spread(RS), 역치값, 평균 반응 잠복시간(mean latency), 잠복시간 편차(jitter), spike 발생빈도(firing efficiency, FE)를 측정하여 분석하였다. 본 연구에서 자극의 역치는 FE가 50%인 전기자극의 값으로 정하였다^[9]. RS는 자극에 따라 반응이 나타나는 반응 범위(dynamic range)의 정보를 나타내며, 다음과 같이 계산한다^[9].

$$RS = \frac{\sigma}{\theta}$$

σ 는 FE-자극 크기 그래프를 integrated Gaussian curve로 회귀분석(regression) 하였을 경우에 표준 편차를 나타내며, θ 는 역치를 나타낸다. 인공와우와 같이 전기적 자극의 입력을 외부의 자극에 따라 조절하는 장치는 RS가 매우 중요한 신경 반응 척도가 된다. RS가 작은 경우, 시스템에 입력되는 전기 자극을 조절하기 힘들뿐만 아니라, 원하지 않는 신경도 자극하게 된다^[10]. 따라서 자극 방식에 따른 신경의 RS 값은 전기적 자극을 이용하여 신경 기능을 회복하는 장치에서 시스템의 성능을 판단하는 중요한 변수가 된다. 반응 잠복시간은 자극인가시점(onset time)부터 자극의 최고점(peak amplitude)까지 반응하는데 걸린 시간을 말하며, 평균 반응 잠복시간은 반복적 자극에 따른 spike잠복시간의 평균값을 나타낸다. 잠복기의 표준편차를 잠복기 편차(jitter)라고 정의한다. 측정된 jitter는 신경반응의 확률성을 측정하는 값이 된다^[11].

III. 결 과

그림 2(a)는 동일한 전기 자극을 반복적으로 주었을

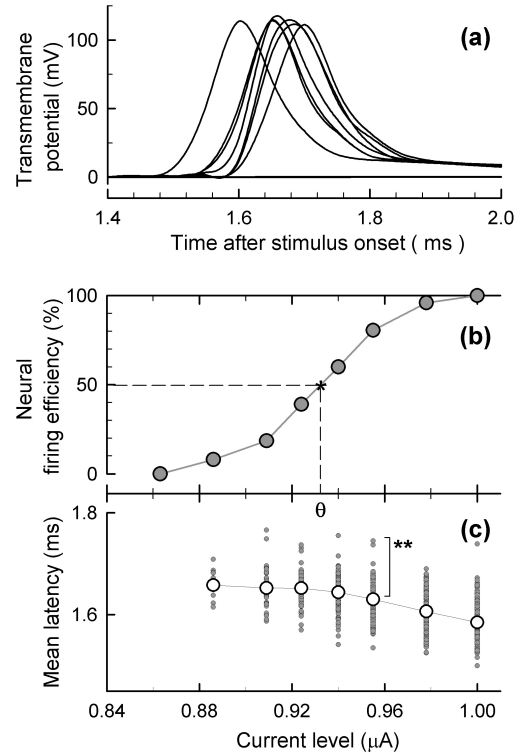


그림 2. (a) 전기적 자극에 따른 신경 반응 spike 예, 자극 크기에 따른 (b) FE, (c) 평균 반응 잠복시간
Fig. 2. (a) Example of spikes as a function of time after stimulation onset, in response to an electric-pulse, (b) neural firing efficiency, (c) and mean latency as a function of time after stimulation onset.

때 신경 반응 spike의 예를 보여주고 있다. 신경의 반응은 20번째 결절에서 측정하였다. 모델의 확률반응특성 때문에 spike의 발현 시간이 각기 다르게 나타나며, 자극의 크기와 시점이 동일하지만 spike가 생기는 경우와 생기지 않는 경우가 나타남을 알 수 있다. 그림 2(b)와 (c)는 각각 전류크기에 따른 spike FE와 spike 발현 잠복시간(latency)의 평균값을 나타내고 있다.

Deterministic 신경 모델의 경우 FE가 0 %와 100 % 두 값으로 정해지나, 확률성이 있는 신경모델은 자극 세기에 따라서 0-100%로 변화하게 된다. 역치값이 낮을수록 인가 전기량이 작기 때문에, 시스템 전력 소모량을 낮출 수 있다. 따라서 역치값이 낮은 전기자극 방식은 시스템에 있어 효율적인 자극방식이라고 할 수 있다. 그림 2(c)는 잠복시간을 나타내고 있는데, 평균 반응 잠복 시간은 자극 세기가 증가할수록 점점 감소한다. 반복 측정된 반응 잠복기는 모델의 확률 알고리즘

으로 인해, 확률적 특성을 나타내게 되는데, jitter는 이러한 신경 반응의 확률성을 나타내게 된다.

피부 조직에 전기적 자극을 인가할 시, 전하량 균형(charge balance) 유지가 중요하기 때문에^[12], 인공와우와 같은 임플란트 시스템에서 단상과 방식과 같은 효과를 얻을 수 있는 전기 자극 패턴을 찾기 위해서 펄스폭(PW)과 펄스간 간격(IPI)을 변화시키며, 신경반응을 분석하였다.

그림 3은 이상과 방식에서 첫 번째 펄스폭(PW₁)과 두 번째 펄스폭(PW₂)에 따른 신경의 반응을 나타내고 있다. 각 심벌 (원, 삼각형, 사각형)은 첫 번째 펄스 폭 변화 (PW₁ : 20, 40, 80 μ s)를 나타내고 있다. 그림 3(a)에서 보여주듯이, 펄스폭이 증가할수록 전하량 균형에 의해 역치가 낮아지는 것을 알 수 있다. 그림 3(c)에서 PW 시간이 증가할수록 RS 값이 감소하는 것을 알 수 있다. 즉, PW가 짧을수록 신경반응의 반응 범위를 증가시킬 수 있다. 그러나 그림 3(d)에서는 PW가 증가할수록 jitter가 감소한다. 이는 정상적 신경반응이 갖고 있는 확률성을 위해서 PW가 짧을수록 장점이 있다는 것

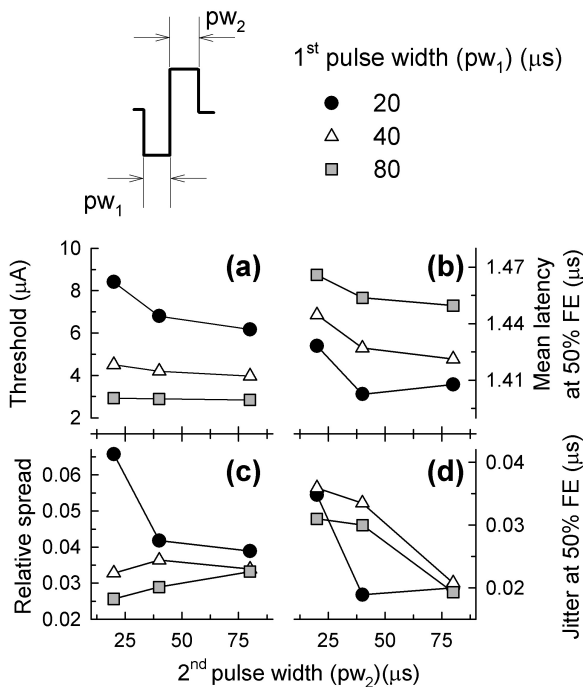


그림 3. PW₁, PW₂ 변화에 따른 신경반응 특성
각 그래프는 (a) 역치값, (b) 평균 반응 잠복시간, (c) RS, (d) 반응 잠복시간 변화를 나타냄

Fig. 3. Effects of pulse duration on responses.
(a) threshold, (b) mean latency,
(c) RS, and (d) jitter.

을 보여준다. 결과적으로 PW가 40 μ s인 경우, RS, jitter의 두 반응 특성의 장점을 적절히 갖는다고 할 수 있다.

그림 4는 PW를 40 μ s로 고정시킨 후, 첫 번째 펄스폭과 두 번째 펄스폭 사이의 간격 IPI를 0 - 20 μ s로 변화시킬 시, 신경 반응의 특성을 보여주고 있다. IPI의 간격이 증가할수록 역치는 줄어든다(그림 4(a)). 즉, IPI 간격을 증가시키면, 이상과 방식의 전기 자극이 단상과 방식의 전기 자극과 같은 효과로 역치가 줄어들게 된다. 그러나 (c)와 (d)에서 측정된 RS와 jitter는 IPI가 증가할수록 그 값이 감소한다. jitter가 줄어들게 되는 것은 신경반응의 확률성이 줄어드는 것을 의미하며, 정상 청각 신경 반응과 차이가 나게 된다. 따라서 IPI가 5 μ s인 경우를 신경반응 특성인 역치, jitter, RS, 값이 적절한 범위로 제한할 수 있다. 그림 5는 PW₁, IPI를 각각 40 μ s, 5 μ s로 고정시키고, PW₂를 0 - 300 μ s로 변화시키면서, 역치, 평균 잠복기, RS, jitter를 측정하였다. PW₂

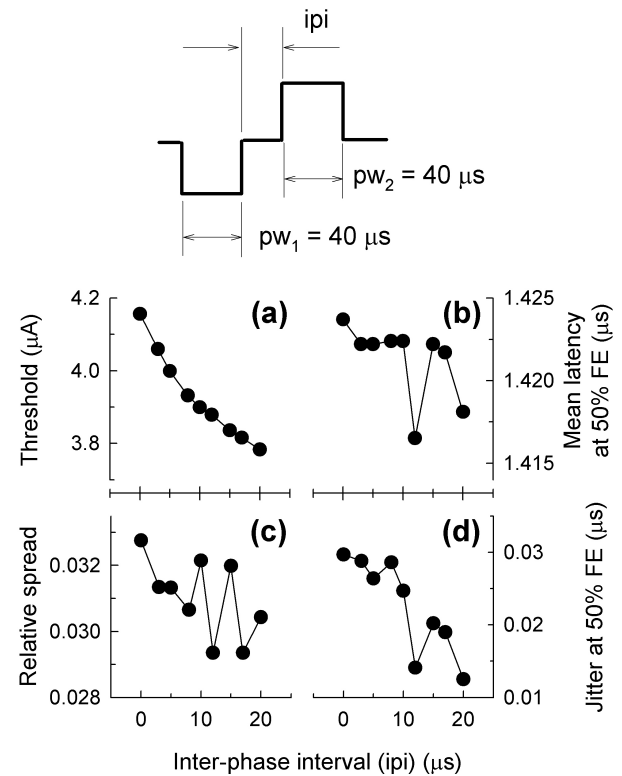


그림 4. PW₁, PW₂ = 40 μ s 일 때, IPI 변화에 따른 신경 반응 특성
각 그래프는 (a) 역치값, (b) 평균 반응 잠복시간, (c) RS, (d) 반응 잠복시간 변화를 나타냄

Fig. 4. Effects of IPI on responses.
(a) threshold, (b) mean latency,
(c) RS, and (d) jitter.

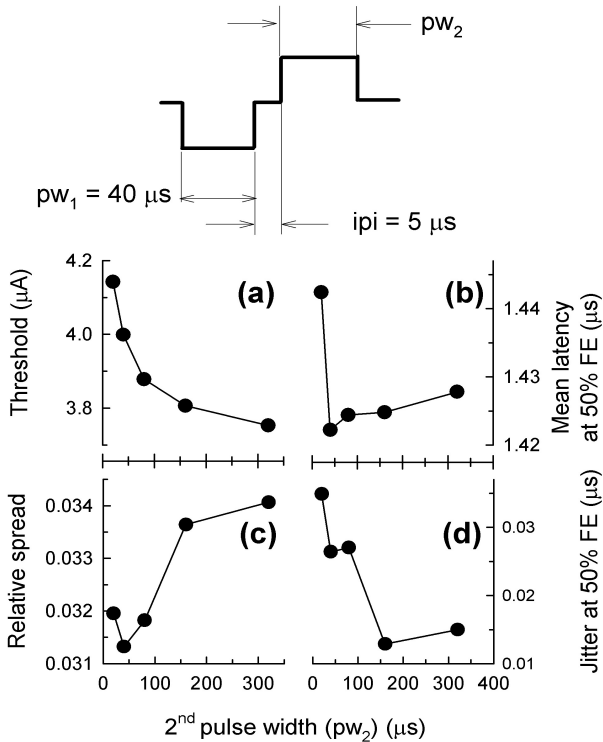


그림 5. $PW_1 = 40\mu s$, $IPI = 5\mu s$ 일 때, PW_2 에 따른 신경반응 특성
각 그래프는 (a) 역치값, (b) 평균 반응 잠복시간, (c) RS, (d) 반응 잠복시간 변화를 나타냄

Fig. 5. Plots of response characteristic as a function of PW_2 with fixed first-pulse duration and IPI, $40\mu s$, $5\mu s$, respectively.
(a) threshold, (b) mean latency, (c) RS, and (d) jitter.

의 폭이 변화할 시, PW_2 크기는 첫 번째 펄스의 전하량과 균형(charge balance)을 이루도록 하였다. 즉, PW_2 의 폭이 증가할수록, PW_2 의 크기는 반비례하게 줄어들었다. 그림 5(a)에서 보는 바와 같이, PW_2 가 증가할수록 역치는 작아지는 것을 알 수 있다. 또한, RS도 증가하는 장점이 있음을 알 수 있다(그림 5(c)). 그러나, PW_2 가 증가할 시 jitter의 값은 감소함을 알 수 있다. 결과적으로 PW_2 가 $160\mu s$ 인 경우, 상대적으로 낮은 역치, 높은 RS와 jitter를 갖는 신경반응을 유도할 수 있음을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 신경에 전기 자극 시 이상과 전기 방식에 따른 신경의 반응특성에 대한 시뮬레이션 연구를 진행하였다. 전하량 균형을 유지하면서, 첫 번째 펄스폭, 두 번째 펄스폭, 펄스간 간격에 따른 신경의 역치, RS, jitter는 표 1과 같이 정리되었다. 각 데이터는 첫 번째 펄스폭(PW_1), 펄스간 간격(IPI), 두 번째 펄스폭(PW_2)의 변화에 따른 신경반응의 역치(θ), RS, jitter를 각각 나타내고 있다. 또한 각 항목에 표시된 비율(ratio)은 실제 일반적인 인공와우에서 사용되는 $PW_1 = 40\mu s$, $PW_2 = 40\mu s$, $IPI = 0\mu s$ 인 경우 (* 표시)의 반응값을 기준으로 한 비율을 나타내고 있다. 역치(θ)의 비율이 1보다 작을 경우에는 낮은 전기자극에 반응하여 전기적 효율이 높아진다는 의미에서 (+)로 표시하였다. 또한 RS의 비율이 1보다 큰 것은 신경의 입출력 범위가 늘

표 1. 전기적 자극 방식에 따른 신경 반응 특성

Table 1. Summary of response characteristic dependent on stimulus pattern.

* : 실제 인공와우에서 사용하는 대칭형 자극방법 ** : 본문 내용 참조

PW_1 -IPI- PW_2	θ (mA)	ratio	RS	ratio	Jitter(ms)	ratio
20-0-20	8.41	2.00 (-)	0.066	1.83 (+)	34.8	1.04 (+)
40-0-40*	4.20	1	0.036	1	33.5	1
80-0-80	2.84	0.68 (+)	0.033	0.91 (-)	19.3	0.58 (-)
40- 5-40	4.00	0.95 (+)	0.031	0.86 (-)	26.4	0.79 (-)
40-12-40	3.88	0.92 (+)	0.029	0.81 (-)	14.1	0.42 (-)
40-17-40	3.82	0.91 (+)	0.029	0.81 (-)	19.0	0.57 (-)
40-5- 80**	3.88	0.92 (+)	0.032	0.89 (-)	27.0	1.24 (+)
40-5-160	3.81	0.91 (+)	0.034	0.94 (-)	12.9	0.39 (-)
40-5-320	3.75	0.90 (+)	0.034	0.94 (-)	15.0	0.45 (-)

어나는 장점이, jitter의 비율이 1보다 큰 경우는 신경반응의 확률성이 증가하여 정상신경과 유사한 반응을 보인다는 장점이 있다는 것을 의미하여 모두(+)로 표시하였다. 모든 경우에 반대의 경우는 단점이 있는 경우로써 (-)로 표시하였다. 따라서 각 자극조건에 따라 (+)/(-) 결과로 자극 조건의 장단점을 파악할 수 있다. 본 신경 반응 시뮬레이션 연구결과 PW_1 -IPI- PW_2 가 40-5-80인 경우(표1**), RS가 줄어드나(-), 역치와 jitter가 각각 증가하는 (+)특징이 있다.

본 연구결과 전기적 자극 시 단상과 방식과 이상과 방식을 비교하여 단상과 방식이 역치값은 더 낮지만 전하량 균형을 유지하기 위해서 이상과 방식을 사용하였고, 이상과 방식에서 펄스간 간격과 펄스폭의 변화에 따른 신경의 반응 특성이 다양하였다. 펄스폭과 펄스간 간격이 늘어날수록 신경의 역치값은 줄어들고, 반면에 RS는 일정한 변화를 보이지 않음을 알 수 있다.

인공와우의 가장 큰 단점은 신경에 전기자극을 가할 시 반응하는 I/O 범위가 좁아서, 채널간 간섭효과가 생기는 점이다. 본 연구에서는 기존의 이상과 전기 자극 방식에 변화를 주어, 다양한 방식에 따라 신경 반응의 변화를 측정하여 효과적인 자극 방식을 제안하고자 하였다. 펄스간격과 펄스간의 간격을 변화시켰을 경우, 기존의 인공와우 자극 방식에 따른 신경 반응과 비교하여, 모든 면에서 장점을 갖는 자극 방식은 없었다. 그러나, 경우에 따라서 시스템의 전기 효율을 중요시할 것인가, 또는 신경 반응의 I/O 범위에서 이득을 얻을 것인가의 목적에 따라 자극 방식을 조정한다면, 적절한 인공와우의 효과를 획득할 수 있을 것이다.

또한, 본 전기자극에 따른 신경반응연구는 인공와우 뿐만 아니라 신경의 손상 또는 치료를 위하여 사용하는 여러 전기자극 기기의 전기자극 방식을 디자인할 때, 이용할 수 있으리라 기대한다.

참 고 문 헌

[1] C. van den Honert and J. T. Mortimer, "The response of the myelinated nerve fiber to short duration biphasic stimulating currents," *Ann Biomed Eng*, vol. 7, pp 117-125, 1979.

[2] 이영우, 지윤상, 이종식, 김인영, 김선일, 홍성화, 이상민, "잡음 환경에서 압신을 이용한 인공 와우 환자의 언어 인지 향상 시뮬레이션 연구," *전자공학*

회논문지-SP, vol. 43, pp.79-87, 2006

[3] 김영훈, 박광석, "인공 귀에서의 음성신호 처리 및 자극방법에 관한 연구," *전자공학회논문지-B*, vol.29, pp. 375-380, 1992

[4] B. H. Bonham and L. M. Litvak, "Current focusing and steering: modeling, physiology, and psychophysics," *Hear Res.*, vol. 242, pp. 141-153, 2008.

[5] J. T. Rubinstein and R. Hong, "Signal coding in cochlear implants: exploring stochastic effects of electrical stimulation," *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, vol.191, pp.14-19, 2003.

[6] 정. 권보민, 박주홍, 이제원, 박용수, 송한정, "펄스형 호지킨-헉슬리 신경세포 모델의 집적 회로 구현 및 분석," *전자공학회논문지-IE*, vol. 46, pp. 16-22, 2009

[7] H. Mino, J. T. Rubinstein, and J. A. White, "Comparison of algorithms for the simulation of action potentials with stochastic sodium channels," *Ann Biomed Eng*, vol. 30, pp. 578-587, 2002.

[8] J. Woo, C. A. Miller, and P. J. Abbas, "Biophysical model of an auditory nerve fiber with a novel adaptation component," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 56, pp. 2177-2180, 2009.

[9] A. A. Verveen, "Fluctuation in excitability." *Drukkerij Holland N. V.*, Amsterdam, 1961.

[10] C. M. McKay, A. O'Brien, and C. J. James, "Effect of current level on electrode discrimination in electrical stimulation," *Hear Res.*, vol. 136, pp. 159-164, 1999

[11] C. A. Miller, P. J. Abbas, B. K. Robinson, J. T. Rubinstein, and A. J. Matsuoka, "Electrically evoked single-fiber action potentials from cat: responses to monopolar, monophasic stimulation," *Hear Res.*, vol. 136, pp. 159-164, 1999.

[12] C. A. Miller, B. K. Robinson, J. T. Rubinstein, and P. J. Abbas, "Auditory nerve responses to monophasic and biphasic electric stimuli," *Hear Res*, vol. 151, pp. 79-94, 2001.

저 자 소 개



양 혜 진(학생회원)
2009년 3월~현재 울산대학교
의공학과 학사과정
<주관심분야 : 청각신호처리, 신
경모델링>



우 지 환(정회원)-교신저자
1996년 한국과학기술원
기계공학과 학사
2006년 한양대학교 의용생체
공학과 박사
2006년~2010년 University of
Iowa 박사후 연구원
2010년~현재 울산대학교 전기공학부 의공학전공
조교수
<주관심분야 : 청각전기생리, 청각신호처리, 신경
모델링>