

## 청각 자극용 전기자극기 개발

## Development of Electrical Stimulator for Auditory Stimulation

허 승 덕\*\*\* · 정 동 근\*\* · 김 리 석\* · 김 광 년\*\* · 강 명 구\* · 김 재 룡\* · 김 기 련\*\*  
 Seung-Deok Heo · Dong-Keun Jung · Lee-Suk Kim · Gwang-Nyeon Kim  
 Myung-Koo Kang · Jae-Ryong Kim · Gi-Ryon Kim

## ABSTRACT

This paper introduces a development of an electrical stimulator for auditory stimulation. The electrical stimulator is useful in neurotological diagnosis, audiological evaluation, candidate selection for cochlear implantation, optimal device selection and decision making of MAP strategy for severe-to-profound hearing impaired persons. The development was based on sound parameters of auditory brainstem responses and auditory electrophysiological characteristic such as effective firing of auditory nerve and recording evoked potentials during refractory period of neuron. Besides pulse parameter could adjustable by programming for more varied electrical stimulation evoked response audiometry. Using the electrical stimulator, electrical square pulse was applied to promontory, and electrically evoked auditory brainstem response and electrically middle latency response were successfully recorded in cats.

**Keyword:** electrical stimulator, auditory stimulation, electrically evoked auditory brainstem response(EABR), cochlear implantation

## I. 서 론

전기는 기원전부터 치료 목적으로 인체에 사용하였으나 생체 전기 현상을 이해하고 연구한 것은 Luigi Galvani[23]와 Lessandro Volta[25]의 실험 이후이다. 청각 기관에 대한 전기 자극은 Volta의 실험이 처음이며, 1957년 Djourno와 Eyres가 인간의 청신경에 전류를 성공적으로 자극[9]한 이후 의학적 진단과 치료 등 그 활용 폭이 넓어지고 있다. 청각학, 청각 전기 생리학, 의용 전자공학, 청각 언어 재활 등 학문의 발달은 청각기관에 전기를 직접 자극하여 소리를 들려주는 인공와우이식기(cochlear implant) 및 인공뇌간이식기(auditory brainstem implant)의 개발과 실용화[27][29]로 이어졌으며, 고도 이상의 감각신경성 난청의 청각 재활에 크게 기여하고 있다. 이들 인공 청각 이식은 언어 습득기에 있는 2 세 이전의 영유아 시기에 시술이 가능하고, 그 시기가 빠를수록 뇌간 영역의 가소성(plasticity) 향상과 표현 및 수용 언어의 습득과 발달에 긍정적 영향[1][5][12]을

\* 동아대학교 의과대학 이비인후과학교실(Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery)

\*\* 동아대학교 의과대학 의공학교실(Bioelectricity Laboratory)

주어 효과적인 의사소통이 가능한 것은 물론 정서, 지능, 인지 등 전반적 발달에도 크게 기여 한다 [6].

진단 청각학 분야의 발달은 출생 직후부터 청각 장애 유무와 그 정도의 확인이 가능하여 청각 재활에 적극적으로 개입할 수 있다. 그러나 인공 청각 장치 이식 대상자들의 경우 소리 자극에 대한 반응이 없기 때문에 청신경을 포함한 고위 청각 기능을 평가하는데 한계가 있다. 전기 자극은 손상된 유모세포를 통과하여 청신경에 직접 도달하기 때문에 소리 자극이 갖는 한계를 극복할 수 있다. 전기 자극으로 청신경의 반응을 보는 청각 평가에는 와우 감각 전기 자극 검사(promontory stimulation test; PST)와 전기 자극 뇌간유발반응(electrically evoked auditory brainstem response; EABR), 전기 자극 청성중간반응(electrically evoked auditory middle latency response; EMLR) 등이 있다. PST는 침전극을 와우 기저회전 부위에 대고 전기를 자극주고 temporal difference limen, gap detection 등을 확인한 후, 난청의 원인을 미로성과 후미로성으로 감별[28]할 수 있으나 전기 자극에 대한 피검자의 느낌에 의존해야 하는 한계가 있다. 반면, EABR과 EMLR은 청신경 말단에 전기를 직접 자극하여 두피에서 발생하는 전위를 피검자의 반응에 의존하지 않고 직접 기록한다. 또 결과의 보존이 용이한 것은 물론, 청신경의 탈수초화(demyelination) 상태에서도 유발전위의 기록이 가능[30]하여 조기 시술을 결정하는 과정에서 후보자의 청신경 생존 상태[11], 수술 적응 여부와 예후 판단, 그리고 시술 후 적절한 기종의 선택과 언어합성기(speech processor) 초기화(MAP) 자료 획득 등 청각 재활에 있어서 매우 중요한 단서를 얻을 수 있다[13][15][16][17][18][19][21]. EABR 시행에 있어 가장 중요한 것은 피검자에게 전기적으로 안전하여야 한다. 아울러 청신경의 신경원을 효과적으로 흥분시킬 수 있어야 하고, 신경 전달에 영향을 미치지 않으면서 전위를 기록할 수 있어야 한다. 저자들은 뇌간유발반응(auditory brainstem response; ABR)에 사용하는 자극 음의 특성과 청신경을 효과적으로 흥분시킬 수 있고 신경원의 불응기(refractory period) 전류의 특성을 결정한 전기자극기를 제작하였다. 제작한 전기자극기로 발생한 전류를 고양이와 와우 감각에 자극하여 EABR과 EMLR을 성공적으로 기록하였다.

## II. 전기자극기 고안 및 제작

전기자극기는 전류의 자극 지속시간(duration of stimulus)을 rise time과 fall time을 최소화시킨 square pulse(이하 '펄스')의 폭(pulse width)으로 정하고, 각 펄스폭은 50  $\mu$ s부터 125  $\mu$ s까지 25  $\mu$ s 단위로 나누고, 이들 중 하나를 선택하여, 오차범위 5%로 출력할 수 있도록 고안하였다. 자극빈도(rate of stimulus)는 1 초 동안 자극하는 펄스의 수로 정하고, '+' 또는 '-'의 단위상(mono-phase) 펄스는 각각의 펄스를, '+/-' 또는 '-/+'의 양위상(bi-phase) 펄스는 각 set를 하나로 인식하게 하여 1 set/sec 또는 2 set/sec부터 20 set/sec까지 2 set/sec 단위로 나누어 이들 중 하나를 선택하게 하고, 오차범위 0.5%로 자극할 수 있게 하였다. 그리고 양위상 펄스에서 위상이 바뀌는 두 펄스의 간격(inter pulse interval; IPI)은 10  $\mu$ s로 하였다. 단위상 또는 양위상 자극 사이의 간격(inter stimulus interval; ISI)은 펄스폭과 자극빈도를 최대로 하더라도 다음 자극이 유발전위의 기록을 방해하지 않도록 하였다. 펄스폭, 자극빈도(high rate), 그리고 '-/+' 또는 '+/-' 등의 자극 위상 변

경 및 추가는 프로그램으로 할 수 있도록 고안하였다. 총 자극의 수(total number of stimulus)는 단위상 펄스의 수 또는 양위상 펄스의 set 수를 100 회 단위로 100~900 회까지로 하였다. 자극 방식(mode of stimulation)은 1~20 set/sec 빈도로 전체 자극 수를 연속하여 자극하는 continuous mode와 1~20 set/sec 빈도로 자극하지만 자극시간(on time)과 휴지시간(off time)으로 나누고, 이를 500:500 ms 또는 1:1 초의 비율로 반복하는 train mode로 구분하여 필요에 따라 선택할 수 있게 하였다.

전류 강도(current level)는 전극 접촉면에서 피부 저항(이하 impedance)이 1~10 k $\Omega$  범위일 것을 전제로 50  $\mu$ A 단위로 100에서 2,400  $\mu$ A까지 자극할 수 있고, 각각의 전류 강도는 파형측정기(oscilloscope)로 보정(calibration)이 가능하게 하였다.

전기적 안전을 위해서는 스위치(stop switch), 건전지 또는 충전식 분리 전원(isolated power system) 장치, 두 개 microprocessor를 사용하여 펄스가 설정한 값보다 최대 20% 이상(저전류에서 20%, 고전류에서 15%) 흐르면 5  $\mu$ s 이내에 전기자극기가 자동으로 중단되도록 안전 회로를 구성하였다.

동기화(synchronization)회로는 유발전위기록장치의 5 V 스위칭 회로에 on/off 신호를 보내는 출력 동기(trigger output) 방식을 사용하였다.

### III. 대상 및 방법

#### 3.1 전기 자극 뇌간유발반응

이개반응(preyer reflex)과 고막 소견, 그리고 ABR에서 정상을 보였던 체중 1.5~3 kg 정도인 고양이가 10 마리 10 귀를 대상으로 하였다. 마취는 pentobarbital sodium(40 mg/kg)으로 하였고, 전극 부착을 위하여 유양동 외측면을 따라 국소마취한 후 이개 후부 피부를 절개하여 bulla를 노출하고 전기 드릴로 중이강을 개방하였다. 전기 자극용 전극은 원추형 전극[14]을 개방한 중이강을 통해 좌우 감각에 대었고, 전기 자극용 접지 전극은 은도금한 침전극(needle electrode)을 검사측 하악각에 대었으며, 자극 전극의 impedance는 6 k $\Omega$ 를 초과하지 않았다. 전기 자극은 각각의 펄스폭이 50  $\mu$ s/phase인 +/- 양위상 전류를 초당 10 회의 빈도로 500 ms의 on/off time을 가진 train 방식으로 하였다. 전류 강도는 100  $\mu$ A를 시작으로 100  $\mu$ A 단위로 높여 역치(threshold of perception)를 관찰한 후, 역치상(suprathreshold current level)에서도 100  $\mu$ A 단위로 계속 높여 약 1~2 mA 이상 또는 근원성 잡파(myogenic artifact)가 나타날 때까지 높였다. ABR과 EABR은 Nicolet CA-2000(Nicolet, USA)에 연결된 침전극으로 수집하였는데, 자극 시점으로부터 10 ms 동안 기록하였다. 기록을 위한 전극의 배치는 전두정중부(frontal pole zero; Fpz)를 활성전극(active electrode)으로 하였으나 ABR은 검사 귀이개를 기준전극(reference electrode)으로 하는 동측기록(ipsilateral recording)을 하였고, EABR은 자극 잡음(stimulus or polarization artifact)으로부터 간섭을 최소화하기 위하여 검사 반대 귀이개를 기준전극으로 하는 대측기록(contralateral recording)을 하였다. 접지는 기준전극 반대측 이개에 대었다. 이들 전극의 impedance는 모두 5 k $\Omega$  이내로 하였다. 유발 전위는 주파수 범위가 10~3,000 Hz인 대역필터(band pass filter)를 통과시켜 256 회 이상 평균 가산하여 파형이 안정

되면 검사를 마쳤다.

### 3.2 전기 자극 청성중간반응

이개반응과 고막 소견이 정상이고 ABR과 청성중간반응(auditory middle latency response; AMLR)에서 정상을 보였던 체중 2~3.5 kg 사이의 고양이 8 마리 8 귀를 대상으로 하였다. 마취를 위해 Ketamine(60 mg/kg)과 xylazine(5 mg/kg)을 근육으로 주사하였다. 전극 부착을 위해 유양동 외측면을 따라 국소마취 한 후, 피부를 절개하여 bulla를 노출하고 전기 드릴로 중이강을 개방하였다. teflon으로 절연된 27 gauge 전기 자극용 전극을 개방된 중이강을 통해 와우 감각에 대고 고정된 후, 은도금한 침전극을 검사측 유양돌기 근막에 대고 접지하였으며, 이들 전극의 impedance는 10 k $\Omega$ 를 초과하지 않았다. 전기 자극은 펄스폭이 125  $\mu$ s인 단위상과 각각의 펄스폭이 125  $\mu$ s인 -/+ 양 위상 전류를 초당 10 회의 빈도로 continuous mode로 하였다. 전류 강도는 100  $\mu$ A를 시작으로 100  $\mu$ A 단위로 높여 역치를 관찰한 후, 역치상에서도 100  $\mu$ A 단위로 약 1~2 mA 범위 또는 근원성 잡파가 기록될 때까지 높였으며 최대 전류 강도는 역치상 1,600  $\mu$ A 정도인 1,900  $\mu$ A까지였다. 전위는 Nicolet CA-2000(Nicolet, USA)에 연결된 침전극으로 수집하였는데, 자극 시점으로부터 ABR은 10 ms, AMLR과 EMLR은 100 ms 동안 기록하였다. 기록을 위한 전극의 배치는 Fpz를 활성전극, 검사측 이개를 기준전극, 반대측 이개를 접지로 하였고, 이들 전극의 impedance는 모두 5 k $\Omega$  이내로 하였다. 유발 전위는 주파수범위를 ABR에서 10~3,000 Hz, AMLR과 EMLR에서 5~1,500 Hz로 한 대역필터를 통과시켜 256 회 평균 가산하였다.

## IV. 결 과

### 4.1 전기 자극 뇌간유발반응

고양이 ABR 파형은 5 개의 정점(peak)이 기록되지만 EABR은 와우 감각에 직접 전기를 자극하기 때문에 잠복시간이 짧은 첫 번째 정점(P<sub>1</sub>)은 자극잡음(polarization artifact)에 묻혀 관찰할 수 없었고, 두 번째(P<sub>2</sub>) 정점부터 4개의 정점(P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>, P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>)을 관찰하였다. EABR 파형에서 전기 자극에 대한 반응 역치를 결정하는 P<sub>4</sub>를 관찰할 수 있었던 전류 강도는 300~700(490 $\pm$ 137)  $\mu$ A 범위였다. 최대 3~5 mA까지의 역치상 자극에서 P<sub>4</sub>의 잠복시간은 3.99 $\pm$ 0.23 ms, 진폭은 0.25~0.5  $\mu$ V 정도로 의미 있는 변화를 보이지 않았다(Figure 1).

### 4.2 전기 자극 청성중간반응

고양이 EMLR 파형은 N0, P0, Na, Pa, Nb, Pb, Nc 등의 정점이 기록되어 AMLR과 유사하였다. Na, Pa, Nb는 역치상 전류 강도에서 모두 관찰되었으나 나머지 정점들은 77~95% 정도의 출현율을 보였다. EMLR 파형에서 전기 자극에 대한 반응 역치를 결정하는 Pa를 관찰할 수 있었던 전류 강도는 200~400(325 $\pm$ 70.71)  $\mu$ A 범위였다. 역치상 1,600  $\mu$ A까지의 전류 강도에서 Pa 잠복시간은 22.25 $\pm$ 2.69 ms로 의미 있는 변화를 보이지 않았으며, AMLR에 비하여 약 2 ms 정도 빠르게 관찰되

으나 전류 강도에 따른 차이는 보이지 않았다. N0-P0, P0-Na, Na-Pb, Pa-Nb, Pb-Nc 등의 각 정점간 진폭(peak-to-peak amplitude)은 전류 강도를 높여지면 커지는 경향을 보였다. EMLR에서 의미있게 관찰하는 Pa-Nb 진폭은  $1.72 \pm 1.13 \mu V$ 를 보였다(Figure 2).

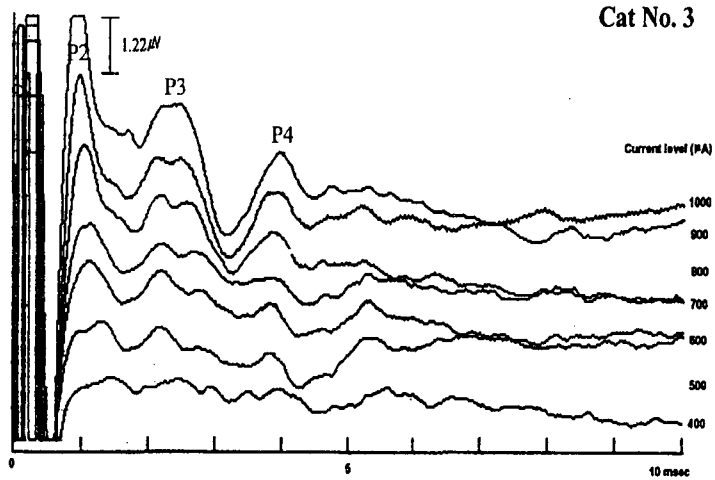


Figure 1. The typical waveform of electrically evoked auditory brainstem response in the cat.

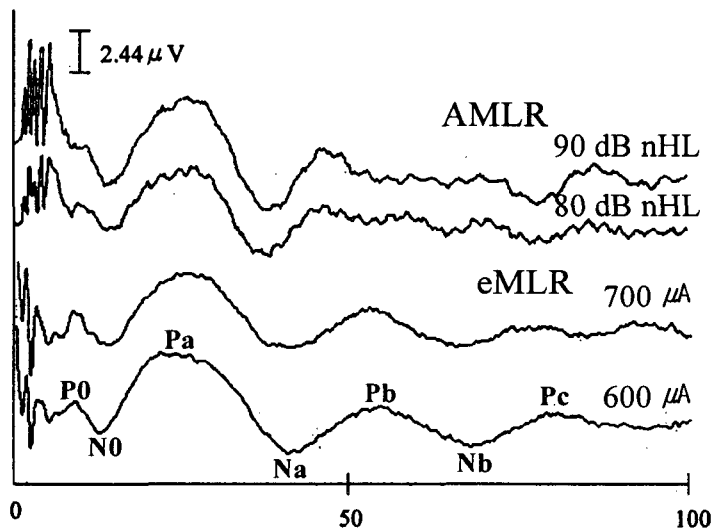


Figure 2. The typical waveform of auditory middle latency response(AMLR) and electrically evoked middle latency response(EMLR) in the cat.

## V. 고찰

청각 기관에 소리를 자극하면 와우에서 립프의 파동이 유모세포를 자극하여 생체전기에너지로 바뀌고[2], 청신경 말단을 통해 뇌간과 중추청각영역으로 이동한다. 이러한 일련의 변화는 뇌간영역의 경우 ABR로 기록할 수 있다. 그러나 인공 청각 장치 이식 대상이 되는 고도 이상의 감각신경성 난청자의 경우 유모세포가 손상되어 립프의 파동이 생체전기에너지로 변환되지 않기 때문에 신경 전달이 일어나지 않는다[22]. 만약 신경원을 효과적으로 흥분시킬 수 있는 전류를 청신경 말단에 자극하면 신경 전달이 이루어지므로 뇌간에서 일어나는 신경의 변화를 기록할 수 있으며, ABR은 청신경의 탈수초화에 의해서도 기록되지 않으나 전기를 자극하면 기록[31]할 수 있다. 이때 자극하는 전류의 특성은 신경원을 효과적으로 흥분시킬 수 있어야 하고, 자극으로 유발된 전위는 신경원의 불응기 동안 유발 전위 감쇠 장치로 기록할 수 있어야 한다. 이러한 청각기관의 전기생리학적 특성과 ABR의 청성 자극 특성[15]을 배경으로 전기자극기를 고안 및 제작하였다.

ABR에서 청성 자극의 지속시간(duration of stimulus)은 rise time, plateau, fall time을 모두 합한 시간을 의미하며, 25~400  $\mu\text{s}$  범위를 사용한다. 지속시간과 I, III, V 파 잠복시간을 비교하면 25~100  $\mu\text{s}$  범위에서는 차이를 보이지 않으나 100~200  $\mu\text{s}$  범위에서는 0.1 ms, 200~400  $\mu\text{s}$  범위에서는 0.2 ms 정도씩 연장[4]된다. 전기자극기의 전류 지속시간은 rise time과 fall time이 없는 square pulse(이하 '펄스')의 폭(pulse width)으로 정하였다. 각 위상의 펄스폭은 청성 자극의 조건을 고려하여 50  $\mu\text{s}$ 부터 125  $\mu\text{s}$ 까지를 25  $\mu\text{s}$  단위로 나누고, 이 중 하나를 선택하여 사용할 수 있도록 고안하였다.

청성 자극의 자극빈도(rate of stimulus)는 1 초 동안 발생하는 자극 음의 수를 말하며, 10~20 set/sec 정도에서 I, III, V 파의 잠복시간과 진폭을 안정적으로 기록할 수 있는데, 자극빈도를 높이면 잠복시간이 연장되고 진폭은 낮아진다. 전기자극기의 자극빈도도 1초 동안 자극하는 펄스의 수로 정하였는데, '+' 또는 '-'의 단위상 펄스는 각각의 펄스를, '+/-' 또는 '-/+'의 양위상 펄스는 각 set를 하나로 인식하게 하여 1 set/sec 또는 2 set/sec 단위로 2 set/sec부터 20 set/sec의 빈도로 선택하여 자극할 수 있게 하였다. 그리고 양위상 펄스에서 위상이 바뀌는 두 펄스의 간격(inter pulse interval; IPI)은 10  $\mu\text{s}$ 로 하여 자극이 단위상화 되는 것을 예방하고, 두 위상간 간섭을 최소화하면서 자극 위상에 의한 유발 전위 파형 왜곡을 최소화하고자 하였다. 단위상 또는 양위상 자극의 간격(inter stimulus interval; ISI)은 펄스폭과 자극빈도 사이에서 상호 보완적 관계를 갖는다. 이 시간 동안에는 신경원이 탈분극(depolarization)과 재분극 그리고 안정기(resting period)에 도달할 수 있어야 유발전위의 기록이 가능하고 평균 가산 처리를 할 수 있다. 저자들이 개발한 전기자극기의 ISI는 펄스폭과 자극빈도를 최대로 하더라도 자극 시점 사이가 50 ms로 불응기가 중복되는 EABR의 전위 기록 시간(recording or analysing time) 약 10~20 ms 정도보다 길기 때문에 파형에는 영향을 미치지 않는다. 또 전위 기록 시간이 50~100 ms로 긴 EMLR의 경우 자극 빈도를 10 회 이내로 하기 때문에 파형에 영향을 주지 않는다. 실험 1의 EABR과 실험 2의 EMLR 파형은 이를 증명한다. 아울러 EABR이나 EMLR 이외의 P300, Mismatch Negativity, 후기 반응(late response) 등 전기 자극 청성유발반응(electrically evoked response audiometry; EERA)의 시행, 적절한 인공 청각 이식 장치의 기종 선정, 여러 제조사 중 적절한 제품(optimal device)과 적절한 기종(optimal model) 결

정, 그리고 가장 효과적인 청각재활을 위한 MAP strategy 결정 등에 필요한 정보 획득을 위해 펄스폭, 자극빈도(high rate), 그리고 '-/+/' 또는 '+/-/' 등의 자극 위상 변경은 프로그램을 통해 추가할 수 있도록 고안하였다. 청성자극의 자극 총 수(total number of stimulus)는 유발 전위의 수집을 위해 사용한 자극 음의 전체 합을 말하며, 뇌파 등 잡음 감소가  $\frac{1}{\sqrt{n}}$ 의 관계인 점을 감안하면 1,000~2,000 회 정도가 적당하다. 그러나 피검자가 전신을 이완하고 안정된 상태이거나 수면 중일 때는 근육이나 안구 등에서 발생하는 잡음이 감소하는 점, 전기적 안전 등을 고려하여 전기자극기에서는 단위상 펄스의 수 또는 양위상 펄스의 set 수를 100 회 단위로 100~800 회까지로 하였다. 자극 방식(mode of stimulation)은 1~20 set/sec 빈도로 전체 자극 수를 연속하여 자극하는 continuous mode와 1~20 set/sec 빈도로 자극하지만 자극시간(on time)과 휴지시간(off time)으로 나누고, 이를 500:500 ms 또는 1:1 초의 비율로 반복하는 train mode로 구분하여 필요에 따라 선택할 수 있도록 하였다.

청신경에서 신경 전달을 일으킬 수 있는 최소 청성 자극 강도는 100  $\mu$ s click 또는 tone pip을 10~20 /sec의 빈도로 자극할 때 28.28 dB peSPL 정도이며, 이 강도를 0 dB nHL이라 한다. 인간이 느낄 수 있는 최소 전기 자극 강도(역치)는 축축한 손으로 가는 동선을 권 후 직류 전류를 흘렸을 경우 2~10 mA 정도이며, 이 범위는 개인차도 있지만 impedance에 영향을 받는다. 인공 와우 이식으로 와우 내부에 삽입된 전극의 impedance는 펄스폭이 25  $\mu$ s인 75.8  $\mu$ A의 전류를 주었을 때 700  $\Omega$ ~20 k $\Omega$  정도까지 허용하며, 일반적으로 5~10 k $\Omega$  정도이다. 이 impedance 범위에서 어음처리기(speech processor)로 조절할 수 있는 전류 강도 범위는 20~1750  $\mu$ A(current step=1~239) 정도이며[7][8], 이 전극으로 얻은 implanted EABR의 V 역치는 나선신경절(spiral ganglion)의 생존 정도에 의존하지만 대체로 100~200 current step 정도[19]이다. 이 값은 비선형적(non-linearity)인 인간의 청각 기관 특성을 고려하여 대수척도(logarithmic scale)로 환산한 수치로 약 80~600  $\mu$ A 정도의 전류 강도에 해당한다. EABR 역치를 관찰한 선행 연구 결과로 Lusted등은 구형 전극(ball electrode)을 정원창(round window)에 대고 500  $\mu$ s의 단위상 펄스를 자극하여 300  $\mu$ A로 보고[24]하였고, Badi 등도 구형 전극을 사용하여 75  $\mu$ s의 양위상 펄스를 정원창에 자극하여 400  $\mu$ A, 와우축신경(modiolus nerve)에 자극하여 150  $\mu$ A[3]로 각각 보고하였다. 저자들의 실험에서도 impedance 6 k $\Omega$  이하인 원추형 전극[14]으로 구한 EABR의 P<sub>4</sub> 역치는 평균 490 $\pm$ 137  $\mu$ A, impedance 10 k $\Omega$  이하인 teflon으로 절연한 27 gauge 전극으로 구한 EMLR의 P<sub>a</sub> 역치는 325 $\pm$ 70.71  $\mu$ A로 관찰되었다. 이들 역치의 차이는 와우 내부 이식된 전극의 전류가 나선신경절에 바로 도달하는데 반해, 원추형 또는 teflon 절연 전극은 와우 감각을 자극하면 전류가 골미로, 막미로, 림프 등 서로 다른 매질(volume conductor)을 지나 나선신경절에 도달하기 때문[3]이다. 이러한 연구 결과들을 근거로 최소 자극 강도를 100  $\mu$ A로 하였다. 최대 청성 자극 강도는 피검자의 불쾌역치와 와우 유모세포의 일과성 역치 상승(temporal threshold shift) 유발 등을 고려하여 결정한다. 이신경과학적 진단 목적의 ABR은 70~90 dB nHL 정도로 비교적 강한 소리를 자극한다. 전기 자극에서는 전류 강도를 높여 일정 범위 이상이 되면 비자발적인 근육의 수축이나 반사적 수축 현상이 생기는데, 이 강도를 자발탈출전류(let go current)라 한다. 인간의 자발탈출전류는 남자보다 여자가 낮고, 약 10 mA 정도(50% percentile rank)[26]이다. EERA나 인공 와우 이식에서도 전류 강도가 지나치게 높으면 생존

한 유모세포나 나선신경절 세포가 변성되고, 주변 조직이 괴사할 수 있다. 6~8 mA 정도의 전류 강도를 300~500 시간 이상 계속 자극하면 유모세포의 산발적인 변성과 유모세포 망상판이 파괴되며, 10 mA 이상의 전류 강도를 36 시간 이상 계속 자극하면 외유모세포가 현저히 변화[16]한다. 그러나 EABR은 전류 자극 시간이 최대 20 분을 초과하지 않고 강한 자극의 경우 수분 이내에 지나지 않기 때문에 8 mA 정도의 강한 전류 자극을 주기[11]도 한다. 이 때 강한 자극이 유모세포나 나선신경절 세포를 손상시키지 않는다 해도 전류 강도가 약 3~4 mA 이상이 되면 안면 및 두경부에서 발생하는 근원성 전위가 EABR 파형을 심하게 왜곡[10][18]시키기도 한다. 저자들의 연구에서는 전류 강도 1,600  $\mu$ A일 때 EMLR 파형 왜곡이 나타나기도 하였으나 인공 와우 이식 후 피검자가 응답한 C-level은 최대 239 current step[19]으로 전류 강도 1,750  $\mu$ A 정도인 점 등을 고려하여 이 전기자극기의 최대 전류 강도를 2,400  $\mu$ A로 하였다.

피검자에게 과전류가 유입되는 것을 차단하기 위해서 두 개의 microprocessor를 사용하였다. 이 microprocessor는 펄스가 설정한 값보다 20%(저전류에서 20%, 고전류에서 15%) 이상 흐르면 5  $\mu$ s 이내에 전기 자극이 자동으로 차단하며, 검사 중 EERA 파형을 육안 감시하여 근원성 잡파가 나타나면 검사를 중단할 수 있도록 별도의 스위치(stop switch)를 달았고, 전원을 건전지나 충전식 분리 전원을 모두 사용할 수 있게 하였다. 자극용 전극은 접지를 하악각(mandibular angle)이나 검사측 유양돌기 근막(periostrum overlying the bulla) 등에 대어 자극 부위의 전류 밀도를 높이면서 전류 흐름(passage of current)을 와우 부위로 한정하였다.

전기자극기는 피험체에 펄스를 자극하는 순간마다 그 내용을 자세하게 유발전위기록장치에 보내는 동기화(synchronization)가 필요하며, 저자들이 개발한 전기자극기는 유발전위기록장치의 5 Volts 스위칭 회로에 on/off 신호를 보내 주는 출력 동기 신호(trigger output) 장치를 부착하였다.

## VI. 결 론

고도 이상의 감각신경성 난청에서 청신경 생존 상태를 평가하는 방법으로는 청신경 말단에 전기를 자극하여 청신경에서 유발되는 전위의 출현을 관찰하는 것이다. 전기 자극 청성뇌간반응 또는 전기 자극 청성중간반응 등을 기록하기 위해서는 전기자극기의 역할이 매우 중요하다. 저자들은 청성 자극의 특성과 청신경의 전기 생리학적 특성을 배경으로 펄스폭이 좁은 미세 전류를 다양한 자극 조건으로 구현할 수 있고, 청성중간 및 후기반응 등 다양한 청성유발전위의 수집을 대비하여 자극 특성을 프로그램으로 조절할 수 있는 전기자극기를 개발하였다. 이 전기자극기로 100  $\mu$ A의 전류 강도부터 역치상 충분한 전류 강도까지 pulse를 청신경 말단에 자극하여 명확하고도 안정적인 청성뇌간반응과 청성중간반응을 성공적으로 기록하였다. 향후, 고도 이상의 감각신경성 난청자에 대한 이신경과학적 진단과 청각학적 평가, 인공와우이식 후보자 선정, 적절한 이식기의 종류와 MAP strategy 결정 등에 이 전기자극기를 유용하게 사용할 수 있을 것이다.



## 참 고 문 헌

1. Anderson, I., Weichbold, V., D'Haese, P. S. C., Szuchnik, J., Quevedo, M.S., Martin, J., Dieler, W. S., Phillips, L. 2004. Cochlear implantation in children under the age of two - what do the outcomes show us?. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, Volume 68, Issue 4, 425-431.
2. Ashmore, J. F., Mammano, F. 2001. Can you still see the cochlea for the molecules?. *Current Opinion in Neurobiology*, Volume 11, 449-454.
3. Badi, A. N., Hillman, T., Shelton, C., Normann, R. A. 2002. A technique for implantation of a 3-dimensional penetrating electrode array in the modiolar nerve of cats and humans. *Archives of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*. Volume 128, Issues 9, 1019-5.
4. Beattie, R. C., Byod, R. 1984. Effects of click duration on the latency of the early evoked response. *Journal of Speech and Hearing Research*, Volume 27, 70-76.
5. Calmels, M. N., Saliba, I., Wanna, G., Cochard, N., Fillaux, J., Deguine, O., Fraysse, B. 2004. Speech perception and speech intelligibility in children after cochlear implantation. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, Volume 68, Issue 3, 347-351.
6. Clark, G. 2003. Cochlear implants in children: safety as well as speech and language. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, Volume 67, Supplement 1, S7-S20.
7. Cochlear, Pty. 1994. Limited. *Technical Reference Manual*. Australia: Cochlear Pty. Limited, 21-40.
8. Cochlear, Pty. 2000. Limited. *Technical Reference Manual*. Australia: Cochlear Pty. Limited, 3.21-3.38.
9. Djourno, A., Eyries, C. 2003. Prothese auditive par excitation électrique du nerf sensoriel à l'aide d'un bolinate inclus à demeure [1957, in French]. In: Young N, Nguyen T, Wiet R. Cochlear implantation. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Volume 14, Issue 4, 263-267.
10. Fifer, R. C., Novak, M. A. 1990. Myogenic Influences on the Electrical Auditory Brainstem Response (EABR) in Human. *Laryngoscope*, volume 100, 1180-1184.
11. Fifer, R. C., Novak, M. A. 1991. Prediction of Auditory Nerve Survival in Humans Using the Electrical Auditory Brainstem Response. *The American Journal of Otology*. Volume 12, Issue 5, 350-356.
12. Gordon, K. A., Papsin, B. C., Harrison, R. V. 2003. Activity-dependent developmental plasticity of the auditory brain stem in children who use cochlear implants. *Ear And Hearing*, Volume 24, Issue 6, 485-500.
13. Hall, R. D. 1990. Estimation of surviving spiral ganglion cells in the deaf rat using the electrically evoked auditory brainstem response. *Hearing Research*, Volume 49, Issues 1-3, November, 155-168.
14. Heo, S. D., Jung, D. K., Kang, M. K., Kim, L. S., Ko, D. H. 2003. Development of Cone-Shaped Electrode for Promontory Stimulation Electrically Auditory Brainstem Response [in Korean]. *Speech Sciences*, Volume 10, Issues 4, 181-187.
15. Heo, S. D., Yoo, Y. S. 2004. *3rd edition Audiology*(revise) [in Korean]. Busan: Dong-A University Press, 291-301, 310-311.
16. Hur, W., Jo, Y. B. 1987. An Experimental Study of the Organ of Corti and Spiral Ganglion

- by Electrical Stimulation [in Korean]. *Korean J Otolaryngol*, Volume 30, Issues 2, 185-191.
17. Kim, L. S., Ahn, Y. M., Heo, S. D., Kim, S. R. 2001. Promontory Stimulation EABR in Sensorineural Hearing Loss [in Korean]. *Korean J Otolaryngol*, Volume 44 Issues 8, 810-816.
  18. Kim, L. S., Kang, M. K., Ahn, Y. M., Heo, S. D., Lee, H., Kim, S. R. 2000. A Clinical Study of Promontory Stimulation EABR [in Korean]. *Korean J. Audiol*, Volume 4, Issues 1, 32-43.
  19. Kim, L. S., Kang, M. K., Ahn, Y. M., Park, H. S., Heo, S. D., Kim, S. J. 1999. Electrically Evoked Auditory Brainstem Responses in Cochlear Implant Patients [in Korean]. *Korean J. Audiol*, Volume 3, Issues 2, 146-153.
  20. Kim, L. S., Kang, M. K., Park, H. S., Kim, S. J., Heo, S. D. 2000. Electrically evoked auditory brainstem responses in cochlear implant patients. *Adv Otorhinolaryngol*, volume 52, 1997, 92-5.
  21. Kim, L. S., Kim, S. Y., Heo, S. D., Lee, M. Y. Relationship of the implant electrical auditory brainstem response threshold to the postoperative T level in children with cochlear implants. *Adv Otorhinolaryngol*, vol.57, 270-272.
  22. Kinag, N. Y. S., Watanabe, T., Thomas, E. C., Clark, L. F. 2004. Discharge Patterns of Single Fibers in the Cat's Auditory Nerve(1965). In: Runge-Samuelson LR, Abbas PJ, Robinstein JT, Miller CA, Robinson BK. Response of the auditory nerve to sinusoidal electrical stimulation: effects of high-rate pulse trains. *Hearing Research*, In Press.
  23. Kuhfeld, A. W. 1995. Medical electricity II Galvanism. Engineering in Medicine and Biology Magazine, *IEEE*, Volume 14, Issue 3, 344-346.
  24. Lusted, H. S., Shelton, C., Simmons, F. B. 1984. Comparison of electrode sites in electrical stimulation of the cochlea. *Laryngoscope*, Volume 94, 878-882.
  25. Moore, C. E., Smolinski, V. A., Jaselskis, B. 1996. Volta as volmeter. *Spectrum, IEEE*, Volume 33, Issue 3, 38-41, 44.
  26. Olsen, W. H. 2002. Electrical Safety [in Korean]. In: Webster JG, *Medical Instrumentation: Design and Application*. Seoul: RyoMoonGak, 839-887.
  27. Schwartz, M. S., Hitselberger, W. E., Otto, S. R., Brackmann, D. E., Shannon, R. V. 2003. Brainstem auditory implants. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Volume 14, Issue 4, 282-287.
  28. Silverstein, H., Wanamaker, H. H., 1994. Rosenberg SI. Promontory testing in neurotologic diagnosis. *The American Journal of Otology* Volume 15, No 1, 101-107.
  29. Young, N., Nguyen, T., Wiet, R.. 2003. Cochlear implantation. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Volume 14, Issue 4, 263-267.
  30. Zhou, R., Abbas, P. J., Assouline, J. S. 1995. Electrically evoked auditory brainstem responses in myelin-deficient mice. *Hearing Research*, Volume 88, 98-106.
  31. Zhou, R., Assouline, J. G., Abbas, P. J., Messing, A., Gantz, B. J. 1995. Anatomical and physiological measures of auditory system in mice with peripheral myelin deficiency. *Hearing Research*, Volume 88, Issues 1-2, 87-97.

접수일자: 2004. 07. 22

게재결정: 2004. 08. 31

- ▲ 허승덕  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-715)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
동아대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: +82-51-240-5422  
E-mail: audiolog@donga.ac.kr
  
- ▲ 정동근  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: +82-51-240-2868  
E-mail: dkjung@daunet.donga.ac.kr
  
- ▲ 김리석  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-715)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
Tel: +82-51-240-5428  
E-mail: klsolkor@chollian.net
  
- ▲ 김광년  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: +82-51-240-2868  
E-mail: kkn8926@hanmail.net
  
- ▲ 강명구  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-715)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
Tel: +82-51-240-5428  
E-mail: mgkang@daunet.donga.ac.kr
  
- ▲ 김제룡  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-715)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
Tel: +82-51-240-5428  
E-mail: jrkim7@hotmail.com
  
- ▲ 김기련  
부산시 서구 동대신 3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: +82-51-240-2868  
E-mail: grkim@donga.ac.kr