

## 와우 감각 전기자극 뇌간유발반응용 원추형 전극의 개발

### Development of Cone-Shaped Electrode for Promontory Stimulation Electrically Auditory Brainstem Response

허 승 덕\* · 정 동 근\*\* · 강 명 구\* · 김 리 석\* · 고 도 흥\*\*\*  
 Seung-Deok Heo · Dong-Keun Jung · Myung-Koo Kang ·  
 Lee-Suk Kim · Do-Heung Ko

#### ABSTRACT

This paper introduces a new zinc coated copper wire electrode with coiled cone shape which has low surface resistance and tolerance to the motion artifact for promontory stimulation electrically auditory brainstem responses (PSEABR). Auditory brainstem responses (ABR) can be used to predict hearing threshold level with a great deal of accuracy particularly for a young child who cannot cooperate mechanically and some hearing impaired who are exaggerating a hearing loss for economic compensation. While severe profound sensorineural hearing losses may not be implemented by auditory potentials, PSEABR is proven as a useful tool even for some sensorineural related hearing impaired. It was shown that PSEABR gives the electrical stimuli to promontory of the cochlear instead of giving acoustic stimuli. For this reason, PSEABR can be used as an alternative for cochlear implantation, and can also be used as an optimal device selection and neural information for MAP. It was found that the role of electrode is very important in PSEABR. Even though this cone-shaped electrode was applied in animal experiments, waveforms are well produced by PSEABR. Thus, it was concluded that cone-shaped electrode turned out to be a useful preoperative audiological evaluation tool in deciding time for cochlear implantation surgery.

**Keywords:** Electrode, PSEABR, auditory potentials, cochlear implant

#### 1. 서 론

와우 유모세포는 소리를 생체 전기 신호로 바꾸고 청신경 말단인 나선신경절로 전달하여 인간의 청각인지에 매우 중요한 역할을 담당한다. 유모세포의 손상은 감각신경성 난청을 유발하며, 그 정도가 심하여 고도 이상의 난청을 보이면 인공와우이식을 고려한다. 난청의 진단은 순음청력검사(pure tone audiometry; PTA)와 뇌간유발반응(auditory brain stem responses;

\* 동아대학교 의과대학 이비인후과학교실

\*\* 동아대학교 의과대학 의공학교실

\*\*\* 한림대학교 자연대학 언어청각학부

ABR) 등 여러 가지 청각학적 검사를 통해 확인하지만 고도 이상의 감각신경성 난청은 소리를 주어도 반응하지 않는 경우가 많아 난청을 유발한 원인 부위가 와우에 있는지(감각성 난청; sensory hearing loss) 또는 와우 이후에 있는지(신경성 난청; neural hearing loss) 감별하는데 한계가 있다. 이러한 한계를 극복하고 감각신경성 난청을 정밀하게 감별하기 위한 검사들로는 와우감각 전기자극검사(promontory stimulation test; PST)와 전기자극 뇌간유발반응(electrically evoked ABR; EABR) 등이 있다. EABR은 인공와우이식 수술 전 그 대상여부를 평가하기 위해 골미로 외벽인 감각에 전기를 자극하는 방법(promontory stimulation EABR; PSEABR)과 수술 후 이식한 전극의 적절한 작동 여부와 전기 자극에 대한 청신경의 활동 역치를 예측하기 위해 삽입된 전극으로 나선신경절 말단에 전기를 자극하는 방법(implanted EABR; impEABR)이 있다. PSEABR은 와우 감각에 전기를 자극하여 청신경 말단이 직접 수용하게 하고 뇌간영역의 청신경에서 발생한 유발전위를 분석하여 청신경의 상태를 평가한다. 여기에서 얻어진 정보는 인공와우 수술 대상 여부를 결정하고, 적절한 이식 장치 선정은 물론 시술 후 언어합성기(speech processor) 조절(MAP)에도 활용할 수 있다[2][3][9]. PSEABR의 시행은 전기자극기와 전기자극기가 발생한 전기자극을 와우 감각으로 전해주는 전극의 역할이 매우 중요하다. PSEABR을 시행하기 위하여 전극을 와우 감각에 접촉시키기 때문에 고막 손상을 최소화하기 위해 바늘 전극(needle electrode)과 구형 전극(ball electrode)을 사용하고 있으나 이들 전극은 단단한 감각 벽에 부착이 용이하지 않고 높은 접촉 저항과 이에 따른 파형 왜곡 등의 문제점이 있다.

저자들은 구형 전극을 넣을 수 있는 정도의 고막 절개만으로 전극의 삽입이 가능하고, 전기 전도성과 접촉저항이 바늘이나 구형 전극보다 우수하며, 제작이 쉽고 경제적인 강선으로 감은 원추형 전극을 개발하여 소개한다.

## 2. 전극 설계 및 제작

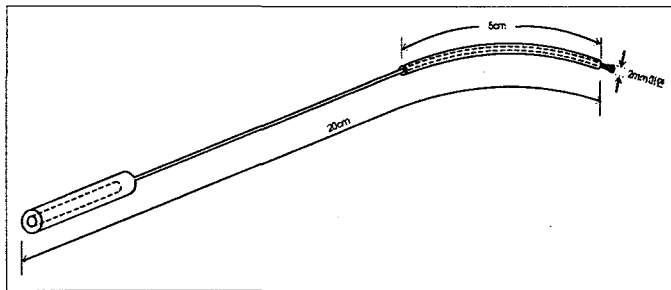


그림 1. Configuration of the cone shape electrode

개발한 전극의 도자(lead wire)는 EEG cup형 전극에서 cup 부분을 잘라 내고 사용하였으며, 전극 도자에서 와우 감각까지의 중계선(electrode connection wire or extended lead wire)은 주석을 도포하고 teflon으로 절연한 0.3 mm 두께의 연동선을 사용하였는데, 의료용 silicone rubber로 추가 절연하였다. 전극 도자와 중계선은 금이 도포된 pin형 및 pin hole형 접속단자

(lead wire connector)로 연결할 수 있게 설계하였다. 갑각에 닿는 전극은 금을 도금한 0.3 mm 직경의 백동선을 사용하여 중계선 끝으로부터 점차로 커지는 원추 모양을 이루게 하고 원추의 밑면이 갑각에 닿도록 설계하였다. 전극의 원추는 높이를 3 mm, 밑면 직경을 2 mm로 하고, 원추 내부의 빈 공간에는 단단하지 않고 둥글게 말은 직경 1 mm, 길이 2 mm 정도의 소독 솜을 빠지지 않게 넣어 생리식염수에 적신 후 전도성 젤리를 바를 수 있게 하였다[11]. 전극의 가장 두꺼운 부분은 중계선의 삽입 부분과 원추의 밑면으로 최대 직경을 2 mm 이내로 하여 고막 절개를 최소화하도록 설계하였다(그림 1).

### 3. 대상 및 방법

이개반응(preyer reflex)과 고막 소견이 정상이며 ABR에서 정상을 보였던 체중 1.5~3 kg 정도인 고양이 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 저자들이 개발한 원추형 전극을 개방한 중이강을 통해 와우 갑각에 대었고, 전기 자극용 접지 전극은 은도금한 침 전극을 검사측 하악각에 대었으며, 전극의 접촉저항은 6 kΩ을 초과하지 않았다. 전기 자극은 자체 제작한 자극기를 사용하여 단극(monopolar)의 양위상(biphasic) 전기를 지속시간 50 μs /phase으로 하여 초당 10 회의 빈도로 500 ms의 on/off 시간을 가진 train 방식으로 하였다. 청성유발전위는 침전극을 통해 Nicolet CA-2000(Nicolet, USA)으로 수집하였으며, 전극의 배치는 전두정중부(frontal pole zero)를 활성전극(active electrode)으로 하였으나 ABR은 검사 귀 이개를, EABR은 검사 반대 귀 이개를 각각 기준전극(reference electrode)으로 하였으며 접지는 기준전극과 반대로 하였다. 이들 전극의 접촉 저항은 5 kΩ 이내로 하였다.

### 4. 결 과

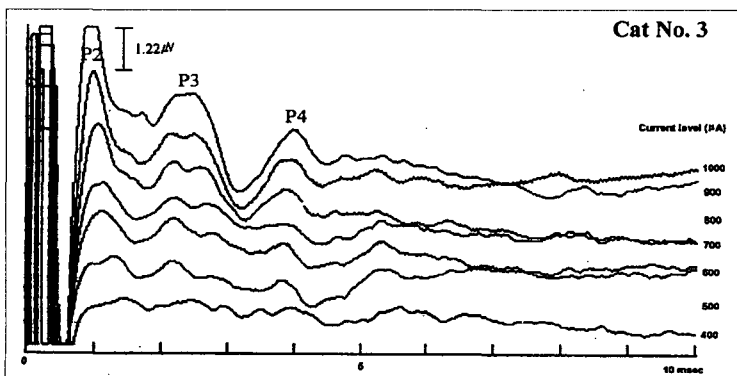


그림 2. The waveform of promontory stimulation electrically evoked auditory brainstem response in the cat (time window : 0~10 ms)

고양이 ABR 파형은 5 개의 정점(peak)이 기록되지만 PSEABR은 와우 감각에 직접 전기를 자극하기 때문에 잠복시간이 짧은 첫 번째 정점(P1)은 자극잡음(polarization artifact)에 묻혀 관찰할 수 없었고, 두 번째(P2) 정점부터 4 개의 정점(P1, P2, P3, P4)을 관찰하였다. PSEABR을 관찰할 수 있었던 전기 자극 역치는  $490 \pm 137 \mu\text{A}$ 였으며, 최대 3~5 mA까지 관찰한 역치상 자극에서 P4의 잠복시간은  $3.99 \pm 0.23 \text{ ms}$ , 진폭은  $0.25 \sim 0.5 \mu\text{V}$  범위였으며, 변화를 보이지 않았다(그림 2).

## 5. 고 찰

인체에 여러 가지 형태의 자극을 가하면 체내에서는 신경의 감각 전달 경로를 지나 신경계 상부로 자극의 내용을 전달하고, 다시 신경의 운동 전달 경로를 지나 반응을 보인다. 이들 신경 전달 경로에서 신호 전달은 이온(ion)의 흐름이며, 이러한 모든 과정은 외부에서도 측정할 수 있다. 그러나 체내 신경전달 경로의 신호를 받아들이고 분석하는 전기전자장비는 인체에서의 신호전달체계와는 달리 전류(electrical current)로 신호를 주고받기 때문에 인체와 검사장비 사이에 의사소통을 위한 도구인 전극이 필요하며, 이 전극은 이온전류를 전기전류로 바꾸는 변환기로 볼 수 있다.

전극은 인체와 장치 사이를 교신하는 중간 역할을 수행하지만 장치의 한 부분으로 볼 수 있으므로 유발전위인 전류를 잘 전달할 수 있는 전도성이 높은 전선(lead wire)을 기본으로 하여, 한 쪽 끝은 장치의 전치증폭기로 연결하는 접속부(connector)가 있고 다른 쪽 끝에 전극의 핵심부분인 피부나 피하조직 등과 접촉하는 면으로 구성된다. 이 중 접촉면은 피부에 대는 표면전극(surface electrode)과 끝을 날카롭게 하여 피하조직 등에 삽입하는 바늘전극(needle electrode)이 있다. 표면전극은 cup형이나 젤리가 묻은 접착형 등이 있으며 전기 자극보다는 뇌파, 근전위, 심전도 등 생체 신호 기록에 주로 사용한다. 바늘전극은 끝의 일부분을 제외한 나머지 부분을 절연성 재료로 도포하여 한정된 부위의 전위를 수집하거나 바늘 전체를 노출하여 생체에서 유발한 신호를 수집하기도 한다. 전극은 전해질 성분인 체내에서 화학반응이 일어나지 않아야 하고 이온 균형에 영향을 미치지 않는 금, 백금, 은, 염화은 등을 도금한 스테인레스 강선 등을 사용하는 것이 좋다. 그러나 인공 와우 이식기나 심박조율기(cardiac pacemaker) 등과 같이 영구히 체내에 삽입되는 경우에는 특수한 재질의 전극을 사용한다[7][14]. 고도 이상의 감각신경성 난청 재할에 시술하는 인공 이식기의 전극을 보면, Nucleus 21-channel 인공 뇌간 이식기(auditory brainstem implant)는 두께 0.7 mm, 폭 3.0 mm, 길이 8.5 mm의 편평한 silicone 판에 0.7 mm 직경의 동근 전극 21 개를 3 열로 배치하였고, 재질로 전극은 platinum을, 전극 도자는 teflon (PTFE)으로 절연한 후 전극 전체를 의료용 silastic 내에 넣고 모양을 만들었다[10]. Clarion multi-channel 인공 와우 이식기는 0.3 mm 직경의 구형전극(ball electrode) 16 개를 2 mm 간격의 일렬로 최대 25 mm 길이로 배치하였으며, 재질로 전극은 platinum과 iridium을 9:1의 비율로, 전극 도자는 teflon으로 절연하고 polyester 성분인 Dacron으로 감싼 후 전극 전체를 silicone rubber 내에 넣고 모양을 만들었다[8]. 이과학(otology) 및 청각학(audiology) 영역에서 실험적 목적으로 제작한 전극으로는 Tykocinski가 guinea pig 와우 내로 직류 전류를 자

극한 실험에서 폭 0.3 mm platinum band 4 개를 silastic silicone rubber로 만든 모형에 고정하여 사용한 것[12]과 Xu 등이 Nucleus 인공와우 이식기 전극을 기초하여 platinum 전극을 silastic MDX-4-4210 carrier로 만든 모형에 고정하여 사용한 것[13]들이 있다. 이들 전극은 체내에서 영구히 이식하여 외부의 소리 자극을 미세 전류로 바꿔 신경 말단으로 전달하게 하거나 와우를 영구히 손상시키는 실험적 목적으로 사용할 수 있는 것들이다.

저자들이 개발한 전극은 와우 내부에는 손상을 주지 않고 검사 시간 동안 일시적으로 삽입하였다가 제거하는 것이어서 직접 전기가 자극되는 부분만 금이 도포된 백동선을 사용하였다. 또 와우 갑각의 전기 자극은 와우를 감싸고 있는 골부 외벽 일부인 갑각에 전극을 접촉시키기 위하여 고막을 뚫어야 하므로 전극의 직경을 가장 두꺼운 부분이 2 mm를 초과하지 않게 하였다. impedance는 전기회로에서 교류 전류 흐름에 대한 방해 정도를 표현하는 것으로 유발전위의 수집에 있어서 20 Hz 교류 전류일 때 표면 전극은 5 k $\Omega$  이내로 하는 것이 좋다. 전기자극의 경우 impedance가 높으면 ohm의 법칙( $E=IR$ )에 의해 전압이 높아져 전극이 닿는 부분에 화상을 줄 수 있는 것은 물론 유발전위의 파형에도 영향이 있으므로 impedance는 낮게 하여야 한다. Clark 등은 골화된 인공 와우 이식자에서 전극 impedance를 예측하기 위하여 고양이와 와우를 endosteum scraped, bone dust scraped, 그리고 chronic electrical stimulus로 골화 및 나선신경절을 퇴행시키고, 골화 12 주 후 재건한 와우 고실계(scala tympani)내로 장치한 한 쌍의 전극에 biphasic pulse 전류를 흘려 첫 번째 위상의 최초 전압에 대한 전극간 resistance impedance와 peak 전압에 대한 총 impedance를 측정하였다. 연구 결과로 고실계 내의 섬유화(fibrous tissue or capsule)나 골화가 진행될수록 resistance impedance는 최대 10 k $\Omega$ , 총 impedance는 14 k $\Omega$ 까지 유의하게 높아지나, BP(bipolar)와 BP+1 극성을 첨단회전(apical turn)과 기저회전(basal turn)에 자극하였을 때에는 유의한 차이를 발견하지 못했다[6]. 검사 시간 동안만 인체 내부로 전극을 삽입하여 전기를 자극하는 경우 전기량은 자극 부위에 따라 다르지만 수 mA 정도이며, 허용 등은 지속적인 전기자극의 강도가 와우 Corti기 및 나선신경절에 미치는 영향을 알아 본 연구에서 10 mA 이상을 36 시간 동안 계속하여 자극하였을 때 유모세포의 현저한 변화를 관찰할 수 있었다고 했고, 장시간 지속적인 자극인 경우 6~8 mA 이상은 생존한 유모세포의 손상을 야기할 수 있음을 보고하였다[5]. 실지로 뇌간유발반응의 기록을 위하여 자극되는 전기량은 3~5 mA를 초과하지 않았고[1] 자극 시간도 수 분 이내이므로 개발한 전극의 경우 10 k $\Omega$ 까지 허용하도록 개발하였으나, 동물 실험[4]과 술전 검사에서 impedance는 최대 6 k $\Omega$ 를 초과하지 않았으며, 안정적이고 전형적인 와우 갑각 전기 자극 뇌간유발반응 파형을 얻을 수 있었다.

## 6. 결 론

전기 자극용 원추형 전극은 고막절개술 후 전극을 삽입하여야 하는 의학적 처치가 필요하지만 전극과 갑각에서 접촉면이 넓어 전기 전도성과 접촉 저항이 우수하며, 생리 식염수와 젤리형 전극 풀(electrolyte gel)을 사용하여 낮은 전기량으로 충분한 자극을 줄 수 있어서 전형적인 뇌간유발반응 파형을 안정되게 얻을 수 있는 등의 장점이 있다. 이 전극은 고도 이상의 난

청자에 대한 이신경과학적 진단 검사와 인공와우이식 후보자 선정, 그리고 가장 적절한 이식 기의 종류를 결정을 위한 전기 자극 뇌간유발반응 및 전기 자극 청성중간반응 등에 유용하게 사용할 수 있다.

### 참 고 문 헌

- [1] 김리석, 강명구, 허승덕, 이현. 1995. "Promontory Stimulation EABR에 관한 연구." 제 69차 대한이비인후과학회 학술대회 초록집, 초록 E38, 31.
- [2] 김리석, 김수진, 박헌수, 허승덕. 1994. "인공와우 이식 후 언어 재활에 관한 연구." *동아의대학술지*, 5권 2호, 133-141.
- [3] 김리석, 허승덕. 1996. "뇌간유발반응." *임상이비인후과*, 7권 2호, 274-293.
- [4] 이승환. 1998. "고양이에서 와우갑각 전기자극 청성중간반응에 관한 연구." [학위논문], 부산: 미간행, 동아대학교.
- [5] 허웅, 조용범. 1987. "전기자극이 와우 Corti기 및 나선신경절에 미치는 영향에 관한 실험적 연구." *대한이비인후과학회지*, 30권 2호, 185-191.
- [6] Clark, G.M., Shute, S.A., Shepherd, R.K., Carter, T.D. 1995. "Cochlear implantation: Osteoneogenesis, electrode-tissue impedance, and residual hearing." *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, Vol.104, No.9(2), 40-42.
- [7] Hall III JW. 1996. *Handbook of Auditory Evoked Responses*, Needham Heights, Massachusetts, 180-189.
- [8] Kessler, D.K. 1999. "The Clarion® Multi-Strategy™ Cochlear Implant" *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, Vol.108, No.4(2), 8-16.
- [9] Kim, L.S., Kang, M.K, Park, H.S., Kim, S.J., Heo, S.D. 1997. "Electrically evoked auditory brainstem response in cochlear implant patients." *Advances in Otolaryngology-Rhinology-Laryngology*, Vol.52, 92-95.
- [10] Laszig, R., Sollmann, W.P., Marangos, N., Charachon, R., Ramsden, R. 1995. "Nucleus 20-channel and 21-channel auditory brainstem implant: First european experiences." *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, Vol.104, No.9(2), 28-30.
- [11] Ruth, R.A. 1994. "Electrocochleography." In: Jack Karz Ed., *Handbook of Clinical Audiology*, 4th ed., Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins, 339-350.
- [12] Tykocinski, M., Shepherd, R.K., Clark, G.M. 1995. "Electrophysiologic effects following acute intracochlea direct current stimulation of the guinea pig cochlea." *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, Vol.104, No.9(2), 68-71.
- [13] Xu, S.A., McAnally, K.I., Xu, J., Clark, G.M. 1993. "Comparison of half-band electrodes for intracochlear electrical stimulation." *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol.102, 363- 367.
- [14] 船坂宗太郎, 大西信治郎 編集. 1989. *聽性腦幹反應: その基礎と臨床*, 東京, メジカルビュー社, 108-109.

접수일자: 2003. 11. 15.

게재결정: 2003. 12. 17.

▲ 허승덕

부산시 서구 동대신3가 1 (우: 602-715)  
동아대학교병원 이비인후과  
동아대학교 일반대학원 의학과 박사학위과정  
Tel: +82-51-240-5422  
E-mail: audiolog@donga.ac.kr

▲ 정동근

부산시 서구 동대신3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: +82-51-240-2868  
E-mail: dkjung@daunet.donga.ac.kr

▲ 강명구

부산시 서구 동대신3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
Tel: +82-51-240-5428  
E-mail: mgkang@daunet.donga.ac.kr

▲ 김리석

부산시 서구 동대신3가 1 (우: 602-714)  
동아대학교 의과대학 이비인후과학교실  
Tel: +82-51-240-5428  
E-mail: klsolkor@chollian.net

▲ 고도홍

강원도 춘천시 옥천동 1 (우: 200-702)  
한림대학교 자연대학 언어청각학부  
Tel: +82-33-248-2212  
E-mail: dhko@hallym.ac.kr