

인공와우 이식자에서 자극 잡파를 이용한 고장 평가*

Evaluation of the Device Failure Using Stimulus Artifact in the Cochlear Implantee

허 승 덕**·***·김 상 렬****·안 중 기**·정 동 근***·강 명 구**

Seung-Deok Heo · Sang-Ryeol Kim · Joong-Ki Ahn

Dong-Keun Jung · Myung-Koo Kang

ABSTRACT

The aim of this study is to analyze the correlation between current intensity and amplitude of stimulus artifact on the cochlear implantee, and to find out basic information to check the device failure. Subjects were a prelingual child and 3 postlingual adults with more than severe hearing losses. The charge-balanced biphasic pulses were presented at stimulus rates of 11 pulses per second, each pulse width of 25 μ s with monopolar mode(MP1+2). Current intensities were delivered at 27.5, 33.7, 41.3, 50.5, 61.9, 75.8 μ A. Stimulus artifacts were recorded by evoked potential system. This procedure was performed just before the initial stimulation, and then, the amplitude of stimulus artifacts were compared with each current intensity. The amplitude of stimulus artifacts was increased significantly according to the current intensity ($p < 0.01$). The results suggest that the change of the amplitude of stimulus artifact can be used as a good cue to check the device failure in the cochlear implantee.

Keywords: Cochlear implant, Device failure, Integrity test, Stimulus artifact, EABR

1. 서 론

난청자에게 효과적인 의사소통 수단을 제공할 수 있는 가장 일반적인 청각 재활 도구는 보청기와 인공와우이다. 보청기는 청력손실의 정도에 관계없이 모든 난청에 사용할 수 있고, 인공와우는 고도 이상의 감각성 난청에 사용할 수 있다. 이들 장치는 난청자가 사용하기 전후로 성능을 평가하여야 하는데, 장착 전에는 제조회사 사양과의 일치 여부는 물론 청력손실 정도에 맞춰 출력특성을 평가하여야 하고, 장착 후에는 그 적정성을 평가하여야 한다. 특히, 사용 과정에서 고장 발생은 청각적 수행력을 현저히 낮게 할 수 있는 중대한 요인이 되므로 고장이 의심되면 객관적인 평가 및 판단을 주의 깊게 수행하여야 한다. 장착 전과 사용 중 보청기의 성능 확인은 전기음향특성으로 가능하며, 여기에

* 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제번호: A040032).

** 동아대학교 의과대학 이비인후과학교실

*** 동아대학교 의과대학 의공학교실

**** 메디컬 이비인후과

는 coupler나 simulator를 이용한다. 아울러 실이 계측이나 작동 이득으로 착용 상태를 평가할 수 있다. 인공와우는 보청기와 달리 체외에 두고 사용하는 장치와 체내에 이식하는 장치로 나누어져 있다. 이들 각각의 장치는 수술 전 출력 상태 확인용 전압측정기를 사용하거나 인공와우 전극을 삽입한 직후 등골근 반사를 육안 확인 또는 전기 자극 청신경 복합 활동 전위(electrical stimulated compound action potential; eCAP)를 기록하여 그 작동 상태를 확인할 수 있다.

인공와우 고장은 이식자의 청각 및 언어 수행력을 전반적으로 낮아지게 하며, 인공와우 이식에 대한 부정적 시각을 갖게 할 수 있다. 우리나라에서 인공와우 전극 고장의 발생비율은 430명 중 9명으로 2.1%에 이르며(Kim 등, 2004), 재수술을 시행하면 청각 및 언어 수행력이 고장 전의 상태로 회복되거나 더 좋아지는 것으로 보고하고 있다(Kim 등, 2004; Fayad 등, 2006; Oghalai, 2005). 또 인공와우의 잔고장은 청각적 수행력이 저하되거나 어음처리기 조절(MAP) 과정에서 가청 역치와 쾌적 강도가 자주 변할 때 의심할 수 있다(Madell, 2004). 이러한 고장 원인은 수술이나 사용 과정에서 와우관 내부 전극의 위치가 변해서 생기는 경우가 많으나 청신경의 상태 변화에 의해서도 수행력 저하가 나타날 수 있다(Balkany 등, 2004). 만약, 고장 원인이 전극에 있으면 고장 전극의 사용을 포기하기도 하고, 고장 정도가 심할 경우 재수술을 하기도 한다. 그러나 이러한 결정을 이식자의 주관적인 변화나 제조회사 기술팀의 결정에만 의존하기에는 한계가 있다. 인공와우 사용 중 고장이 의심되는 경우 체외장치를 교환하거나 전극 임피던스 또는 전압 전도 검사(voltage compliance test)와 eCAP, 그리고 전기 자극 청성뇌간유발검사(electrical stimulated auditory brainstem response; EABR) 등을 시행할 수 있다. 이들 검사는 인공와우 전극과 와우 내부 조직의 접촉 저항, 전극 말단에서 출력되는 전압 그리고 전기 자극 청성유발전위 등으로 고장을 추정하기도 한다. 그러나 이들 검사는 전극 위치 변화나 어음처리가 결정된 전류와 다르게 출력되더라도 반응이 나타날 수 있기 때문에 단선이나 합선 등이 아니라면 고장 확인에 한계가 있다(Madell, 2004).

청각 수용기인 와우나 청신경을 자극하면 전하의 균형 상태인 안정막 전위에서 생리화학적 및 이온전기적 변화가 발생하여 탈분극 상태가 된다. 만약, 탈분극의 정도가 역치를 초과하면 전위가 한 방향으로 가파르게 상승한 후 곧바로 급속히 하강하는 단위상(monophasic)을 만들며, 이를 활동전위라 한다. 활동전위는 흥분파의 축삭 자극으로 일어나는 특징적 사건이며, 신경에서의 전도 전위(nerve impulse)이다. 자극 잡파(stimulus artifact)는 신경 전도와 무관하게 자극 수용체에서 발생하는 전위(generator or electrotonic potential)이며, 자극이 주어지면 안정 상태의 전위가 자극 형태로 변화하는 생체 전기적 현상이다. 그러나 자극 잡파는 자극이 막전위에 영향을 주어 생기는 것으로 역치 도달 여부와 관계없이 발생하며, 역치하 자극일지라도 강도를 달리하면 진폭도 달라진다. 이러한 현상을 이용하면 인공와우에서 출력되는 전기적 특성을 분석할 수 있으며, 고장 유무를 평가하는데 유용한 단서가 될 수 있을 것이다.

이 연구는 인공와우 전극에서 발생한 전류 강도(current intensity in μA)와 유발된 자극 잡파의 진폭 사이의 관계를 알아보고, 인공와우 전극의 고장을 평가하는 검사 도구로서 가능성을 알아보고자 하였다.

2. 대상 및 방법

대상은 Cochlea사 인공와우를 이식 받은 3 세 여자 1 명과 38 세부터 53 세 사이의 성인 3 명(남:여=1:2)으로 하였다. 대상자 모두 내이 기형은 없었으며, 인공와우 전극은 contour advance electrode (Cochlear Ltd., Australia)로 모든 채널을 완전히 삽입하였다.

전기 자극은 WinDPS(Ver. R116.02 build 445)로 조절되는 인공와우 조절장치 CPS와 IF5+PCI 카드(Cochlear Ltd, Australia)를 이용하였다. 구형파(pulse) 조건은 펄스폭이 각각 50 μ s인 CG (common ground) 방식과 25 μ s인 MP1+2(monopolar) 방식의 +/-의 양위상(biphase)을 사용하였고, 각각 1 초씩 자극과 대기를 반복하는 train 방식을 11 Hz의 빈도로 어음처리기(SPrint™, Cochlear Ltd, Australia)를 통해 자극하였다.

자극 잡파와 유발 전위는 유발전위 검사 장치 Viking Select™(Nicolet, USA)로 기록하였다. 자극 잡파는 기록 전극의 피부 접촉 저항이 3 k Ω 이하가 되도록 두피에 부착한 표면 전극을 이용하였고, 전기를 자극한 반대쪽에서 수집(contralateral recording)하였다. 수집한 전위는 라디오 주파수 필터(RF filter)를 통과 시킨 후, 150 Hz에서 3,000 Hz 범위의 대역 필터를 통과시켜 자극 전 1 ms부터 자극 후 9 ms까지 20~50 회 정도로 평균 가산하여 기록하였다.

검사는 세 단계로 나누어 시행하였다. 먼저, 모든 대상자의 22 개 전극에 펄스폭이 각각 50 μ s의 CG 방식 120 CL(113.6 μ A, current level; 이하 전류 단위와 혼용)과 25 μ s의 MP1+2 방식 100 CL(75.8 μ A)을 자극하였다. 다음 단계에서는 전류 강도와 자극 잡파의 진폭 입출력 특성을 비교하기 위하여 인공와우의 20 번(E20), 12 번(E12), 그리고 5 번 전극(E5)을 자극하였는데, MP1+2 방식 구형파를 전류 단위 50 CL(27.5 μ A), 60 CL(33.7 μ A), 70 CL(41.3 μ A), 80 CL(50.5 μ A), 90 CL(61.9 μ A), 100 CL(75.8 μ A)의 순서로 자극하였다. 마지막 단계에서는 MP1+2 방식 구형파를 E20, E12, 그리고 E5 전극에 120 CL부터 10 CL씩 올리면서 자극하여 EABR을 검사하였다. EABR에서 전류 강도는 파형을 분명하게 확인할 수 있도록 V와 관찰 역치보다 20~30 CL 높은 전류 강도까지 검사하였다. 이들 검사 과정은 수술 후 4~5 주 후에 시행하였으며, 인공와우 전극과 와우관 내부 조직 사이의 저항은 모든 전극에서 10 k Ω 이하였다.

E5, E12, E20 에서 전류 강도와 자극 잡파 진폭 사이의 관계는 Pearson 모수 이변량 상관법을, 전체 전극에서 전류 강도와 자극 잡파 진폭 사이의 관계는 Spearman 비모수 이변량 상관법을 이용하여 통계적으로 분석하였다.

3. 결 과

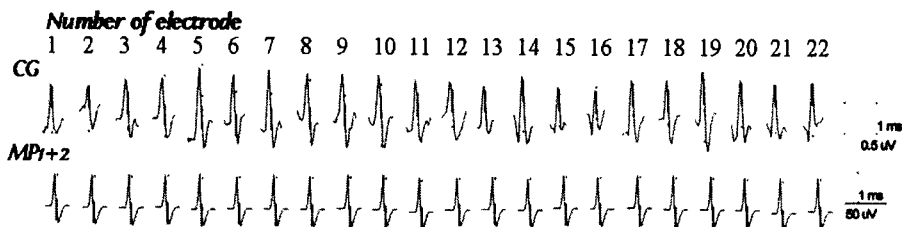


그림 1. 동일 전류 강도에서 Common ground(위)와 Monopolar1+2(아래)로 기록한 자극 잡파 1

예.

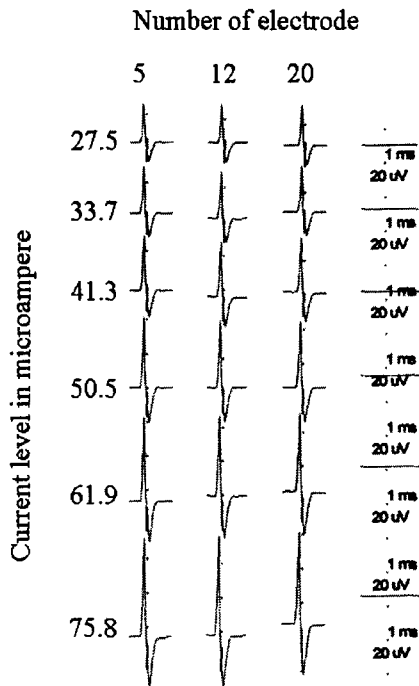


그림 2. 전류 강도와 자극 잡파 입출력특성 1 예

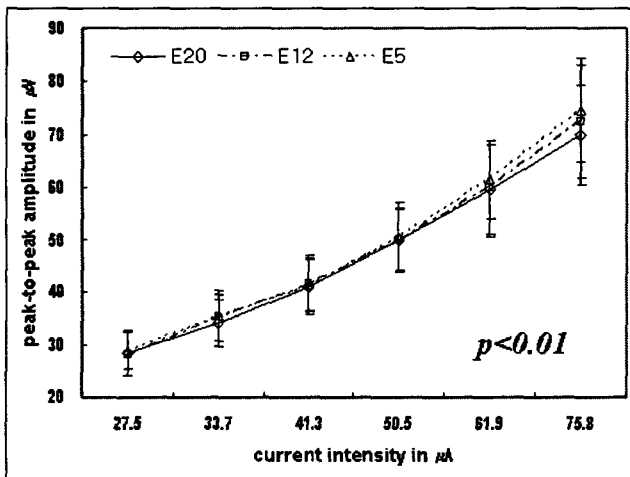


그림 3. 20, 12, 5번 전극에서 입출력특성

구형과 조건과 전류 강도를 같게 하여 기록한 자극 잡파(<그림 1>)와 EABR은 대상자 모두에서 성공적으로 기록되었다. EABR의 V파 역치는 E20에서 120(113.6 μA)부터 160 CL(255.5 μA), E12 에

서 120 부터 170 CL(312.9 μA), 그리고 E5 에서 140(170.4 μA)부터 160 CL의 범위를 보였으며, 대상자 모두에서 자극 잡파를 기록하였던 전류 강도보다 높게 나타났다.

모든 전극에서의 자극 잡파 진폭 평균은 전류 강도를 높일수록 28.49(± 3.68) μV , 34.96(± 4.13) μV , 41.37(± 4.69) μV , 50.24(± 5.64) μV , 60.33(± 7.66) μV , 72.27(± 9.25) μV 로 통계적으로 유의하게 커졌으며($p < 0.01$), 전극 각각의 자극 잡파 진폭 평균도 전체 전극 진폭 평균과 마찬가지로 통계적으로 유의하게 일치하였다($p < 0.01$, <그림 2, 3>).

4. 고 찰

인공와우 이식 후, 어음처리기 스위치를 켜기 전에 시행하는 여러 가지 청각학적 평가는 이식자의 전기 자극에 대한 청각적 정보가 없으므로 가급적 낮은 전류 강도를 사용하여야 생존한 청신경을 보호할 수 있고 전기적 안전을 보장할 수 있다.

Cochlear사 인공와우의 CL은 10.2 μA 를 1 CL(base level)로 하고, 1 CL을 올릴 때마다 2%씩 높아져서 최대 255 CL(1,750 μA)까지 사용할 수 있다(허승덕 등, 2006). EABR 역치는 자극 조건과 위치에 따라 차이가 있으며 약 300~500 μA 정도이며(허승덕 등, 2004; Lusted 등, 1984), 자극 조건이 인공와우와 비슷한 와우축신경(modiolus nerve)에 75 μs 구형파를 자극하면 약 150 μA 정도이다(Badi 등, 2002). 이 연구에서 사용한 MP1+2 방식의 최대 전류 강도 100 CL은 75.8 μA 이며, EABR 역치 중 가장 낮은 전류 단위는 120 CL로, 전류 강도로 환산하면 113.6 μA 이다. 인간의 전기 자극 가청범위(electrical stimulated dynamic range; eDR)는 2~15 dB 정도이며(Miiller & Pflingst, 1984; Rance & Dowell, 1997; Shannon, 1983), 수술 후 4 주를 전후하여 시행하는 EABR 역치는 최적 MAP상 eDR의 상위 60~70% 범위에 있다(김리석 등, 2000). 또 협조가 어려운 유소아 이식자의 인공와우 초기 조절과정에서는 약 6~8 dB 정도를 eDR로 보고 MAP을 시행하고 있다.

이 연구 대상자의 인공와우 전극에서 EABR 역치는 120 CL이 가장 낮았으며, 앞서 언급한 기준들을 적용하면 이식자의 실지 전기 자극 수용 역치는 약 68.5~83.9 μA 정도로 추정할 수 있다. 따라서 자극 잡파 기록을 위하여 사용한 100 CL은 대부분 역치하 자극에 해당한다. 그러나 잔존 청력이 많은 저주파수 대역의 일부 전극에서는 역치 범위에 해당하는데, 이것은 수술 초기 인공와우 전극과 조직의 접촉 상태, 가소성 등을 감안하면 이식자에 대한 전기적 안전을 충분히 보장한다.

청각 전기생리학적 평가에서 와우 발생 전위인 cochlear microphonics, 가중전위(summating potential) 그리고 활동전위를 포함한 뇌간 전위 및 신경계통 전반에서 발생하는 전위들은 자극 강도에 영향을 받는다. 이 전위의 변화는 잠복시간과 진폭으로 관찰할 수 있으며, 잠복시간은 자극 강도를 높일수록 단축되고 진폭은 커진다(허승덕 등, 2005; Chatrain 등, 1984; Zimmer, 2002).

인공와우 이식자에서 자극 잡파는 인공와우 전극에서 발생한 전류가 두피에 부착한 기록 전극으로 누설되면서 생기는 전기적 현상이며, 자극 잡파는 앞서 설명한 것처럼 잠복시간과 진폭이 자극 강도에 영향을 받는다. 그러나 자극 잡파의 잠복시간은 1 ms 전후로 매우 짧아서 자극 강도와의 관계를 밝히기 어렵다. 이에 비하여 진폭은 수십 μV 부터 수 mV 정도로 수 μV 정도인 유발전위보다 커서 이파 및 신경과학적 목적의 기록과 분석을 어렵게 하기도 한다(김리석 등, 2000; 김리석 등, 2001; 허

승덕 등, 2003). 자극 잡파의 진폭은 자극 전극과 기록 전극 사이의 거리가 증가하면 급속하게 감소한다. 그러나 인공와우 전극이 이식된 와우로부터 기록 전극이 부착된 두피까지의 거리나 생체 조직의 전기 전달 특성은 사람마다 크게 차이를 보이지 않으므로 진폭이 변하지 않는다. 이 연구 결과에서 대상 인원에 제한이 있지만 성별, 연령별 차이에도 불구하고 진폭이 변하지 않는 것은 이러한 생리적 특성과 일치한다. 따라서 자극 잡파의 진폭은 자극 강도와와의 관계를 밝히는데 유용하게 사용할 수 있다.

인공와우의 전류 강도는 지수적으로 증가하기 때문에 전류 단위 수치가 낮은 부분에서는 전류 강도가 완만하게 상승하고 수치가 높아질수록 전류 강도가 급격하게 상승한다. 이러한 변화는 이 연구가 매우 낮은 전류 강도만을 사용하였기 때문에 급격한 상승을 관찰할 수 없었다. 그러나 완만한 상승에서 급격한 상승으로 이어지는 초기 변화 양상은 관찰할 수 있었으며(<그림 3>), 이것은 전류 강도가 자극 잡파 진폭에 영향을 주고 있는 매우 중요한 단서이며, 통계적으로도 유의한 상관관계를 보였다.

이 연구에서 사용한 전류 강도는 EABR 역치와 평균 eDR를 고려하면 역치보다 낮은 자극이 대부분이었는데, 역치하 자극 강도에서 자극 잡파가 모두 기록되고, 자극 잡파 진폭 또한 전류 강도와 통계적으로 유의한 상관관계를 보였다. 따라서 자극 잡파의 입출력 특성은 인공와우 내부 장치 전부 및 일부 고장의 발견과 확인에 유용하게 이용할 수 있다. 또 인공와우 전극이 일부만 삽입되어 있는 경우 와우관 내부에 이식된 전극과 와우관 절개(cochleostomy) 부위에 걸쳐 있는 전극, 그리고 와우관 외부에 이식된 전극들은 전극-조직 접촉 저항이 서로 다르므로 자극 잡파의 진폭도 달라질 수 있다. 이러한 자극 잡파의 진폭 변화는 와우관 절개 부위를 중심으로 와우관 내부 또는 외부에 위치하는 전극의 수를 판단하는 데 있어서 진단의학적 영상에만 의존하였을 때보다 더욱 정확한 정보를 얻을 수 있다. 이러한 단서들은 서로 다른 부위에 삽입된 전극들의 전극-조직 접촉 저항이 큰 차이를 보이지 않거나, 주관적 반응도 양호할 경우 이들 전극의 활용 가능성을 판단하는 데 있어서도 매우 중요한 기준이 될 수 있다. 다만, 자극 잡파 진폭을 전극 고장 발견 및 확인에 이용하기 위해서는 simulator box 등으로 체외 장치의 상태를 반드시 확인하여야 한다.

5. 결 론

자극 잡파는 전기 자극에 대한 이식자의 감각 역치보다 낮은 전류 강도에서도 나타나며, 삽입한 전극과 자극 잡파 기록을 위해 두피에 부착한 표면 전극 사이의 전기 전달 특성이 거의 일정하여 그 진폭이 전류 강도에 크게 의존한다. 이 연구 결과에서도 자극 잡파의 진폭은 전류 자극 강도에 통계적으로 유의한 상관관계를 보였으며, 이는 체내 이식한 전극의 상태를 평가하는 데 매우 유용한 도구로 사용할 수 있음을 의미한다. 이외에도 각 채널의 비교나 전극과 와우관 내 조직 사이의 임피던스를 이용하여 전극의 일부 또는 전부 고장이나 잔고장 등을 평가할 수 있다. 자극 잡파의 기록은 두피에 부착한 표면 전극으로 기록할 수 있어서 비침습적이며, 수 회 자극만으로도 충분히 안정된 전위를 수집할 수 있어서 빠르고 쉽게 기록할 수 있는 장점이 있다.

인공 와우 이식 후 전극 고장은 약 2% 정도로 그리 높지 않은 것으로 보고되고 있다. 그러나 수

술에 따르는 이식자와 그 가족의 심리적 부담과 사회경제적 비용 부담 등을 고려하면 발생비율은 낮다고 단정할 수도 없다. 의학 및 청각학적 특성에서 문제가 없으나 술후 재활 과정에서 그 수행력이 낮은 경우에는 전극의 일부 고장이나 잔고장 등을 의심할 수 있다. 따라서 이들에 대한 집중적인 평가과정에서 자극 잡파 진폭 특성을 활용한다면 유용한 정보를 획득할 수 있고, 낮은 수행력을 개선하는 데 긍정적인 기여를 할 것으로 기대할 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] Kim, C., Chang, S., Oh, S. & Lee, H. 2004. "Complications in cochlear implantation." *International Congress Series* 1273, 145-8.
- [2] Fayad, F. N., Eisenberg, L. S., Gillinger, M., Winter, M., Martinez, A. S. & Luxford, W. M. 2006. "Clinical performance of children following revision surgery for a cochlear implant." *Otolaryngol Head Neck Surg.* 134(3), 379-84.
- [3] Oghalai, J. S. 2005. "Revision cochlear implantation after device failure." *Operative Techniques in Otolaryngol Head Neck Surg.* 16(2), 146-8.
- [4] Madell, J., Hoffman, R., Sislian, N., Ozdamar, S., Franck, K., & Parisier, S. et al. 2004. "Soft failures with cochlear implants." *International Congress Series* 1273, 162-166.
- [5] Balkany, T. J., Hodges, A. V., Buchman, C. A. & Luxford, W.M. et al. 2004. "Special feature: cochlear implant soft failures consensus development conference statement." *Otol Neurotol.*, 26, 815-8.
- [6] 허승덕, 최아현, 강명구. 2006. *재활청각학, 인공와우 보청기 양이 청취*. 서울: 시그마프레스.
- [7] 허승덕, 정동근, 김리석, 김광년 등. 2004. 청각자극용 전기자극기 개발. *음성과학* 11(3), 201-11.
- [8] Lusted, H. S., Shelton, C. & Simmons, F. B. 1984. "Comparison of electrode sites in electrical stimulation of the cochlea." *Laryngoscope* 94, 878-82.
- [9] Badi, A. N., Hillman, T., Shelton, C. & Norman, R. A. 2002. "A technique for implantation of a 3-dimensional penetrating electrode array in the modiolar nerve of cats and humans." *Arch Otolaryngol* 11(5), 449-54.
- [10] Miller, J. & Pflingst, B. E. 1984. "Cochlear Implants." In Cooper, H. & Craddock, L. (eds.) *Cochlear implants: A practical guide*. West Sussex, England: Whurr Publishers, Ltd.
- [11] Rance, G. & Dowell, R. C. 1997. "Speech processor programming." In Clark, G.M., Cowan, R.S.C., & Dowell, R.C. (eds.) *Cochlear implantation for infants and children(advances)*. London: Singular Publishing Group, Inc.
- [12] Shannon, R. V. 1983. "Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man: I. Basic psychophysics." *Hear Res.* 11, 157-89.
- [13] Kim L S, Kim S R, Heo S D, & Lee MY. 2000. Relationship of the Implant Electrical Auditory Brainstem Response Threshold to the Postoperative T Level in Children with Cochlear Implants. *Otorhinolaryngol* 57, 270-2.
- [14] 허승덕, 정동근, 서덕준, 김광년 등. 2005. "정상 성인에서 청성유발피부전위." *음성과학* 12(2), 81-8.
- [15] Chatrain, G. E., Wirch, A. L., Edward, K. H., Lettich, E. & Snyder, J. M. 1984. "Cochlea summing potential recorded from the external auditory meatus of normal humans: Amplitude-intensity function and relationship to auditory nerve action potentials."

Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 59, 396-410.

- [16] Zimmer, H. 2002. "Habituation and recovery of a slow negative wave of the event-related brain potential." *International Journal of Psychophysiology* 43, 225-35.
- [17] 김리석, 강명구, 안영민, 허승덕 등. 2000. "와우갑각 전기자극 뇌간유발반응에 관한 연구." *대한 청각학회지* 4(1), 32-43.
- [18] 김리석, 안영민, 허승덕, 김상렬. 2001. "감각신경성 난청환자에서 와우갑각 전기자극 뇌간유발 반응." *대한이비인후과학회지* 44(8), 810-6.
- [19] 허승덕, 정동근, 강명구, 김리석 등. 2003. "와우갑각 전기자극 뇌간유발반응용 원추형 전극의 개발." *음성과학* 10(4), 181-7.

접수일자: 2007. 4. 26

게재결정: 2007. 5. 29

▲ 허승덕

부산광역시 서구 동아대1길 30 (우: 602-715)
 동아대학교의료원 이비인후과
 Tel: +81-51-240-5422
 E-mail: audiolog@donga.ac.kr

▲ 김상렬

부산광역시 부산진구 부전동 485-8 (우: 614-849)
 메디컬이비인후과
 Tel: +82-51-809-7700
 E-mail: iment1@yahoo.co.kr

▲ 안중기

부산광역시 서구 동아대1길 30 (우: 602-715)
 동아대학교의료원 이비인후과
 Tel: +81-51-240-5428
 E-mail: anemia77@hanmail.net

▲ 정동근

부산광역시 서구 동아대1길 36 (우: 602-714)
 동아대학교 의과대학 의공학교실
 Tel: +81-51-240-2868
 E-mail: dkjung@dau.ac.kr

▲ 강명구

부산광역시 서구 동아대1길 30 (우: 602-715)
 동아대학교의료원 이비인후과
 Tel: +81-51-240-5428
 E-mail: mgkang@dau.ac.kr