

# 청각 brainstem의 해석

최동우, 백승화  
명지대학교 공과대학 전기공학과

## Interpretation of Auditory Brainstem Response

D. W. Choi, S. H. Beack  
Department of Electrical Engineering Myongji University

### ABSTRACT

In this paper, we present the ABR(Auditory Brainstem Response) as a clinical application. ABRs are composed of several waves or peaks. In recent years, the use of ABRs has gained popularity as one of the methods of choice in determining hearing thresholds of newborns and infants. We introduce labeling and computational methods of peak identification in ABR.

#### 1. 서론

청각유발전위(Auditory Evoked Potential, AEP)는 청각자극에 의해 유발되는 뇌의 전기적 응답이다. Auditory brainstem response(ABR)은 AEP의 0-12 ms으로 구성되어 있다. 몇 개의 파형과 피크로 구성되어 있고, Jewett파라고도 불린다[1, 2]. 로마숫자 I-VII로 레이블되는 ABR파 혹은 피크는 일반적으로 1 ms 떨어져 있고 100-500nV의 진폭을 갖고 있다. 이 중에서 I, II, III파가 주요 피크로 여겨지는데 각각은 청각자극에 의해 청각 신경, 청각 brainstem 구조에서 동기전기활동에 의해 발생된다.

임상적으로 중요한 정보는 주로 특성 ABR 피크 잠시(latency)와 피크 진폭에 담겨 있다. ABR의 임상 응용 범위는 세 가지가 있다; 1) 신경학 분야에서 청각 brainstem 경로에 영향을 끼치는 병리학의 진단과 위치추정에 ABR이 쓰인다. 2) hearing threshold를 추정하는데 ABR이 쓰인다. 최근에 ABR이 신생아, 유아 그리고 청각자극에 특성반응을 보이지 못하는 복합장애 환자 등의 hearing threshold를 결정하는 방법으로 쓰인다. 3) 수술중 또는 장기적인 모니터링에 쓰인다. 이 모드에서는 환자가 청각기관과 brainstem 경로에 영향을 끼칠 수 있는 과정에 있는 동안 정해진 시간 간격으로 ABR을 연속적으로 기록한다.

본 논문에서는 ABR의 검출을 위한 시스템과, ABR의 레이블링(labeling)에 대해 알아보기로 한다.

#### 2. ABR 레이블링

ABR의 해석은 임상응용에서 ABR이 기록되고 파형에 레이블링을 하여 그 잠시(latency)와 진폭을 측정하는 것으로부터 이루어진다. 대부분의 응용, 특히 hearing threshold 결정에서 임상(ician)는 다양한 취득 파라미터에 대한 결정을 하기 위해 응답이 얻어질 때마다 그에 대한 평가를 해야 한다. 임상적은 주요 피크, 특히 피크 V의 잠시를 결정하기 위해 ABR 피크에 레이블을 해야 한다. 피크의 존재 유무, 잠시와 진폭에 따라 임상적은 데이터를 더 수집해야 하는지를 결정하게 된다. 게다가 기록 조건에 따라 다양한 피크의 존재를 확인하기 위해 같은 파라미터를 갖는 기록이 필요하다. 이 확인 작업은 다양한 기록을 중첩시키거나 상호상관법(cross correlation)을 함으로써 이루어진다. 최종 평가와 임상 기록은 기록된 데이터와 측정 파라미터를 기초로 한다. 실제의 상세한 측정과 레이블링은 ABR 기록이 끝나고 행해지며 많은 시간이 소요된다.

수동으로 레이블하고 피크간의 잠시를 측정하는 데 걸리는 시간을 줄임으로써 ABR을 임상적으로 사용하는 것을 용이하게 하고자 하는 자동시스템이 개발되었거나 개발중에 있다. 이 자동화 시스템은 threshold 정보뿐 아니라 진단시 필요한 중요한 정보도 제공해준다. 게다가 이 자동화 시스템은 임상적 개인마다 다를 수도 있는 레이블링 과정을 표준화 해준다.

이전의 자동 피크 identification 시스템은 제한된 수의 기록에 대해 테스트를 해왔고 83-86%의 정확도를 갖는다. 사용된 방법은 direct differentiation과 filtering[3]으로부터 combined filtering과 rule-base approach 까지 다양하다. 가장 최근에 신경망이 피크 V 응답 검출 확인[4]에 적용되었는데 80-86%의 정확도를 갖는다. 인간의 피크 레이블링이 필요한 전문가 시스템 또한 ABR 평가에 적용되었다. 이 시스템은 피크 레이블링과 평가 함수를 동시에 수행한다.

#### 3. 시스템 구성

그림 1과 같은 전형적인 청각유발전위 시스템은 생체증폭기, A/D 컨버터, 자극발생기, DSP, 컴퓨터, 주변장치로 구성되어 있다. 환자는 머리 표피의 전극(electrode)을 통해 생체증폭기에 연결된다. 미분증폭

기인 생체증폭기는 3개의 전극으로 구성되어 있다.

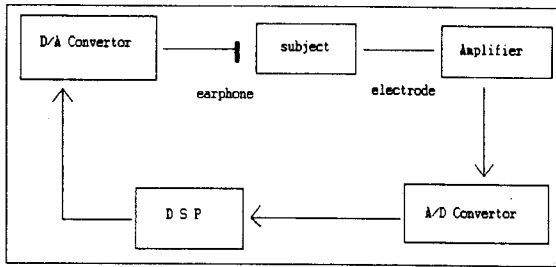


그림 1. 시스템 블록선도  
Fig.1. Block diagram of system

음전극은 ipsilateral mastoid에 위치하고 양전극은 이마에, 그리고 접지 전극은 contralateral mastoid에 위치한다. 여기서 ipsilateral은 이어폰이 꼽아져 자극이 전달되는 귀쪽이고, contralateral은 ipsilateral의 반대편이 된다. 생체증폭기는 작은 진폭을 갖는 EEG 신호를 쉽게 처리할 수 있는 전압 레벨까지 증폭해 준다. ABR 기록에서 일반적으로 쓰이는 이득(gain)은 50,000에서 200,000이다. 게다가 생체증폭기는 고역통과·저역통과 필터를 포함한다. 필터 설정은 파형의 형태에 영향을 끼친다. 대부분의 임상 ABR 응용에서 차단 주파수는 고역통과, 저역통과 각각에 대해 100 Hz와 300Hz이다. 생체증폭기의 또다른 중요한 작용은 시스템에 문제가 있을 경우 위험한 전기 충격으로부터 환자를 보호해 준다.

생체증폭기의 출력은 A/D 컨버터에 보내져 아날로그 신호인 DSP 처리를 위해 디지털로 변환된다. DSP의 주요 동작은 배경 EEG로부터 아주 작은 ABR 신호를 뽑아내기 위해 time averaging을 하는 것이다. artifact rejection 레벨은 10-15 $\mu$ V로 유지된다. DSP는 또한 D/A 컨버터에 의해 발생되고 자극 발생기에서 정확한 세기 레벨(intensity level)로 상쇄된 자극신호를 출력한다. 이 신호는 100 $\mu$ s 사각펄스로 발생하는 짧은 주기의 클리컨데 디지털로 저장된다.

#### 4. ABR 분석

분석부는 1) 피크 확인과 레이블링 2) ABR 해석으로 나뉜다. 임상적 기록을 얻어내고, 레이블링을 하여 그 레이블된 기록에 의거하여 임상 결론을 내린다. 자동화 시스템의 목적중 하나가 다른 사전 지식 없이 임의의 자극세기에서 얻어진 단일 기록에 레이블을 할 수 있게 하는 것이다.

ABR 해석 모듈은 데이터의 임상 해석을 위해 중요 파라미터를 측정하는 데 이전에 레이블된 기록 데이터베이스를 사용한다. 이 레벨에서는 잘못 레이블된 기록을 바로잡고 임상적의 추론에 유사한 방식으

로 정보를 축적하기 위한 규칙이 첨가될 것이다.

#### 4.1 피크 확인과 레이블링

자동 피크 확인과 레이블링 모듈은 복합 정합필터링(combined matched filtering)과 rule-base 시스템 approach를 사용하여 임의의 자극세기에서 단일 ABR 기록에 대해 작용하도록 하였다. 스펙트럼 분석, 스펙트럼 필터링, ABR의 fiber-tract modelling의 결과가 다양한 피크의 위치를 검출하는 데 적합한 필터를 결정하기 위해 쓰였다. 이런 분석이 한 세기에서 다른 세기로의 ABR composition 경향을 밝히고 레이블링 규칙을 쓰는데 사용되었다. 이전 연구의 스펙트럼 분석에서 약 200, 500, 900Hz의 3주파수가 각각 피크 A, B, C로 입증되었다. 고주파 요소 피크 C (~900Hz)는 40dB HL이나 그 이상의 자극세기에서 나타나는 반면 피크 B(~500Hz)는 20dB HL 이상의 자극세기에서 나타난다. 피크 A(~200Hz)는 threshold를 포함한 모든 세기 레벨에서 우세한 스펙트럼 피크이다. 피크 I, III는 500Hz 요소에서 50%의 에너지가 나오고, 900Hz 요소에서 나머지 50%가 나온다. 반면에 피크 II는 900Hz 요소에서 대부분의 에너지가 나오고, 피크 VI는 500Hz 요소에서 그러하다. 피크 V는 500Hz에서 60%, 약 30%는 200Hz에서 나머지 10%의 에너지는 900Hz 요소에서 나온다. 이 스펙트럼 구성은 Kevanishvili와 Aphonchenko의 측정과 일치한다 [5]. 이 결과는 200, 500, 900Hz의 biphasic sinusoidal에 상응하는 세 정합필터 선택의 결과이다.

#### 4.2 피크 확인 알고리즘

ABR이 5000Hz 샘플링율로(64 point) 재샘플링되었고 1250Hz 스펙트럼 저역통과필터를 써서 smoothing 되었다. 이 ABR이 세 개의 정합필터와 컨벌루션 되었다. 일계미분 알고리즘이 각 3개의 출력에서 모든 피크와 골의 위치를 검출하는 데 사용되었다. 다양하게 검출된 피크의 진폭은 음의 기울기의 높이를 측정하여 기록되었다(피크와 다음에 발생하는 골간의 진폭). 정합필터로 인해 출력 신호가 일정 타임쉬프트를 하였으므로 실제 ABR 피크에 대응되는 출력을 타임쉬프트함으로써 바로잡았다. 각 필터에서의 타임쉬프트는 필터의 1/4 주기에 해당한다(200, 500, 900Hz 정합필터 각각에 대해 1.25, 0.50, 0.28ms).

ABR 정합필터링 후 피크와 진폭 정보는 레이블링 규칙에 적용하기 위해 데이터베이스로 저장된다. 피크 V의 위치는 200Hz 정합필터 출력에서 주요 피크에 의해 결정된다. 프로그램은 초기에 피크 V의 최소 잠시 criterion을 결정하기 위해 알고 있는 자극세기를 사용한다. 찾아낸 피크가 자극세기에 가능한 잠시보다 작으면 그 피크는 artifact로 간주된다. secondary slow component가 있다면 같은 방식으로 조사된다. 대부분의 경우 단지 한 개의 저주파 피크가 찾아졌다. 그러나 잔류(residual) EEG과 때문에 낮은 자극세기에서 두 피크가 찾아졌다. 저주파요소의 잠시가 정상보다 크게 찾아진다면 지각 레벨

(sensation level) 조절을 한다.

V 파를 찾고 조정된 지각레벨이 20dB 이상이라면 500Hz 정합필터의 출력은 피크 V의 존재를 입증하고 피크 I, III, VI를 검출하는 데 쓰인다. 피크 I, III, VI의 검출은 참조대상으로서 200Hz 필터의 피크 V 위치의 추정을 이용하고 500Hz 필터 출력에서 대응되는 피크를 선택함으로써 행할 수 있다. 일단 500Hz 필터 출력에서 대응되는 피크 V가 선택되면 같은 필터 출력에서 피크 I, III, VI의 위치를 결정하도록 알고리즘이 진행된다. 피크 III는 피크 V를 참조점(reference point)으로하여 레이블되고, 피크 I은 피크 III를 참조 한다. 피크 VI 또한 피크 V를 참조하여 레이블된다.

조정된 지각레벨이 40dB 이상이면 900Hz 정합필터의 출력은 이미 검출된 피크 위치를 재조정하고 피크 II의 존재를 검출하는 데 쓰인다. 40dB 이하의 세기에서 900Hz 요소가 기여하는 것은 없으므로 이 필터는 조정된 세기에 쓰이지 않는다. 피크 I, III가 이미 검출되었다면 피크 II는 I과 III간의 시간격(time interval)으로 찾아진다.

최대·최소 피크간 잠시(interpeak latency)와 절대 잠시(absolute latency) criteria는 위에 기술한 레이블링 과정에서 사용된다. 선택된 criteria 값이 정상인과 비정상인에 대해 피크 검출을 가능하게 하고 생리학적으로 불가능한 피크 잠시를 제거시켜 준다는 것에 유의하라. 예를 들어 탐색 윈도우를 만들기 위한 III-V, I-III, V-VI 피크간 잠시는 0.8ms로 설정되었다. 이 값은 IV-V complex의 시작과 피크 III간의 혼동을 피하기 위해 사용되었다. 3ms 최대 탐색 잠시는 임의로 발생하는 피크가 잘못 레이블되는 가능성을 줄이기 위해 사용되었다. 피크 I에 대해 최소로 가능한 잠시는 1.0ms과 double wave I의 혼동을 피하기 위해 사용되었다.

환자간의 피크 변이성이 크기 때문에 절대 피크 잠시를 잡음에 기인한 피크를 걸러내기 위한 criteria로 사용하는 것이 쉽지 않다. 그러나 피크 진폭과 잔류(residual) 잡음 진폭간의 ratio는 검출된 피크의 중요성을 결정하기 위한 상대척도(relative measure)로 사용되었다. 잔류 잡음은 1250Hz 이상의 주파수 요소 진폭을 추정하기 위한 스펙트럼 필터링 기술을 사용하여 결정되었다. 피크대잔류(peak-to-residual) 잡음 진폭비 criteria는 기록의 subset을 이용하여 최적화되었다. 이 결과를 기초로 진폭비가 2.0 이하인 개개의 피크는 잡음으로 간주되어 제거(reject) 되었다.

피크를 레이블하고 나서 smoothed ABR의 피크에 해당되는 정확한 위치로 바로잡았다. 각 환자마다의 컴퓨터 레이블은 데이터베이스로 저장되었다. 이 데이터베이스는 또한 임상가의 레이블도 포함하고 있다.

## 5. 결론

본 논문에서는 청각유발전위의 하나인 ABR을 살펴해보았다. ABR은 임상적으로 중요한 정보를 담고 있다. 그리하여 이를 정확히 측정하여내고, 또한 레이블

링을 자동으로 해 주는 시스템을 만들어 유아, 영아의 청각 계통 이상 유무를 조기에 진단할 수 있게 하고자 한다.

## 참고문헌

- [1] Jewett DL, Volume-conducted potentials in response to auditory stimuli as detected by averaging in the cat, *Electroenceph Clin Neurophysiol* 28, pp.608-618, 1970
- [2] Jewett DL, Wiliston JS, Auditory evoked far field averaged from the scalp of humans, *Brain* 4, pp.681-696, 1971
- [3] Woodworth W, Reisman S, fontaine B, The detection of auditory evoked responses using a matched filter, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 30, pp.369-376, 1983
- [4] Boston R, Automated interpretation of brainstem auditory evoked potentials: a prototype system, *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-36*, pp.528-532, 1989
- [5] Kevanishvili Z, Aphonchenko V, Frequency composition of brainstem auditory evoked potentials, *Scand Audiol* 8, 1979
- [6] Boston R, Spectra of auditory brainstem responses and spontaneous EEG, *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-28*, pp.334-341, 1981