

논문 2007-44SC-1-13

신생아 청성뇌간 반응의 자동 판독 알고리즘

(Automated algorithm of automated auditory brainstem response for neonates)

정원혁*, 홍현기*, 남기창**, 차은종***, 김덕원****

(Won Hyuk Jung, Hyun Ki Hong, Ki Chang Nam, Eun Jong Cha, and Deok Won Kim)

요약

자동화 청성뇌간반응검사(automated auditory brainstem response; AABR)는 ABR 파형을 자동으로 검출하여 신생아의 청각선별검사에 사용되고 있다. 본 논문은 앙상블 평균된 ABR 파형에 대해서 롤의 정리를 이용한 새로운 자동화 ABR 파형 검출 알고리즘을 제안하였다. 정상 청력을 가진 신생아의 55개의 귀를 대상으로 30, 40, 50, 60 dBnHL의 다양한 강도를 가진 클릭 자극에 대한 청성뇌간반응 파형을 측정하였다. 수동 검출법(manual detection method)과 제안된 자동 검출법을 이용하여 파형 III 과 V의 평균 잠복기(average latency time) 차를 분석하였는데, 동일한 파형(잠복기 차 < 0.2 ms)으로 관측되어 두 방법 간에는 유의한 차이가 없었다. 또한 미분 자동 검출법(automated detection method using derivative estimation)과 제안된 자동 검출법을 파형 III과 V로 판명될 후보 파형의 개수에 대해 비교하였다. 미분 자동 검출법에 비해 제안된 자동 검출법에서 후보 파형의 개수가 47 % 감소되어 검출되었다. 또한 수동 검출법에 대한 제안된 자동 검출법의 잠복기 오차율은 미분 자동 검출법에 비해 60 dBnHL의 자극강도에서 낮은 잠복기 오차율(<0.01 %)을 보였다. 따라서 제안된 알고리즘으로 청각전문가가 기존의 수동 검출 방법보다 객관적이고 정량적으로 파형 III과 V를 검출하고 표시할 수 있게 된 데에 의의가 있다.

Abstract

AABR(automated auditory brainstem response) test is used for the screening purpose of hearing ability of neonates. In this paper, algorithm using Rolle's theorem is suggested for automatic detection of the ensemble averaged ABR waveform. The ABR waveforms were recorded from 55 normal-hearing ears of neonates at screening levels varying from 30 to 60 dBnHL. Recorded signals were analyzed by expert audiologist and by the proposed algorithm. The results showed that the proposed algorithm correctly identified latencies of the major ABR waves (III, V) with latent difference below 0.2 ms. No significant differences were found between the two methods. We also analyzed the ABR signals using derivative algorithm and compared the results with proposed algorithm. The number of detected candidate waves using the proposed algorithm was 47 % less than that of the existing one. The proposed method had lower relative errors (0.01 % error at 60dBnHL) compared to the existing one. By using proposed algorithm, clinicians can detect and label waves III and V more objectively and quantitatively than the manual detection method.

Keywords: Auditory brainstem response, Automatic wave detection, Rolle's theorem

* 정회원, 연세대학교 생체공학협동과정

(Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University)

** 정회원, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

*** 정회원, 충북대학교 의과대학 의공학교실

(Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungbuk National University)

**** 평생회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실

(Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

※ 이 논문은 보건복지부 보건의료기술진흥사업 휴대형 진단치료기기 개발센터의 지원에 의하여 연구되었음 (과제고유번호 : A040032).

접수일자: 2006년9월19일, 수정완료일: 2006년12월28일

I. 서론

언어 발달을 지연시키는 청력 손실에 대한 검사는 보통 18~24개월 내의 신생아를 대상으로 실시되며, 보통 경도 난청과 중등도 난청은 48개월이 지나고 나서야 인지가 된다^[1,2]. 생후 6개월 이내에 청력 손실에 대한 조기 치료가 이루어진다면 거의 정상적인 언어 발달을 보인다^[3]. 이에 따라 여러 논문에서는 청각장애를 가진 유소아나 농아의 언어 발달을 증진시키기 위해 조기 진단에 대한 중요성이 제기되고 있다^[4-6].

객관적 청력 검사의 한 방법인 청성뇌간반응검사(auditory brainstem response; ABR)는 청각 자극에 대한 유발 전위(evoked potential)를 측정하는 것이다. ABR은 자발적인 반응을 얻기 힘든 유소아나 환자의 청력 상태를 객관적으로 검사할 수 있을 뿐 아니라, 피검자의 청각 역치(hearing threshold level)를 정량화 할 수 있다. 그리고 순음(pure tone) 청력 검사 보다 더 많은 진단 정보를 얻을 수 있다^[7,8]. 대부분의 임상 의들은 청력 검사시 주로 관심이 되는 파형 I, III, V의 유무, 잠복기(latency time) 그리고 진폭을 수작업으로 확인하여 난청 및 청력 검사에 활용한다.

그러나 이런 기존의 방법에는 두 가지의 중요한 한계점이 있다. 첫 번째는 단시간에 시행되는 신생아의 파형 III이나 V의 역치(threshold level) 평가나 오랜 시간 동안 시행되는 중환자의 신경학적 관찰시 청성뇌간반응의 뇌파 분석이 실패할 가능성이 커진다^[9]. 두 번째는 경험이 부족한 검사자가 수작업으로 ABR의 파형을 검출할 때는 오류를 범할 가능성이 커진다. 이러한 문제점들에 대한 해결책으로 자동 혹은 반자동으로 ABR의 파형을 검출하는 방법이 있다^[10]. 자동화 청성뇌간반응검사(automated auditory brainstem response; AABR)는 청력 역치의 자극을 주어 측정한 ABR 검사에서 파형 III이나 V의 유무를 정상 표준치와 비교하여 자동적으로 검사한다.

본 논문은 앙상블 평균된 ABR의 신호에서 파형 III, V를 검출하기 위해 수동검출법, 미분을 이용한 웨이블릿 기법(automated analysis using derivative estimation wavelets)^[9]과 본 논문에서 제안한 톨의 정리를 이용한 알고리즘을 비교하였다.

II. 본론

1. ABR의 일반 파형

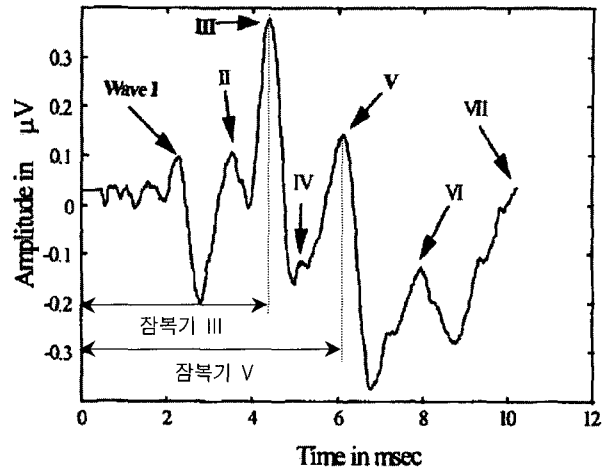


그림 1. ABR의 일반 파형
Fig. 1. Normal waves of ABR.

ABR 신호는 일반적으로 시간영역에서 기록이 되며 파형 I~VII까지 총 7개의 파형으로 구성되어 있다. 이 파형은 자극음을 통한 청각 자극 후 10 msec이내에 1.0 uV이하의 크기로 발생하는 특징이 있다. 그림 1은 ABR의 일반적인 파형이다. 특히 파형 I, III, V의 잠복기 및 크기에 대한 정보가 청력 진단 시 주로 사용되고 있다^[7]. 이때 잠복기는 자극음 발생시부터 ABR 파형이 나타나는 지점까지의 지연 시간을 말한다.

2. 기존의 자동 분석 알고리즘

ABR 파형 검출에 사용된 기존의 알고리즘에는 저역 통과 여과기를 거친 ABR 신호에서 특정구간내의 최고값으로 파형을 검출하는 방식^[11], 자극강도에 따른 파형의 잠복기 패턴 그래프를 이용하여 각 파형이 존재하는 구간을 나누어 분석하는 방식^[12-14], 신경회로망을 사용한 파형 검출 방식^[15-17], 여과기와 1차 미분법을 이용한 검출 방식^[10,18-21], 최적화된 누적 측차 방식(power-optimized cumulative, sequential statistical method; POVR)^[22] 등이 있다.

일반적으로 여과기와 미분법을 이용하여 관심 구간 내에서 최고점을 찾아 파형으로 검출하는 알고리즘이 주로 사용되어왔다. 또한 이런 기본 알고리즘에 특정 여과기를 추가한 다중해상도 검출법이 있다. 이는 중심 주파수 100 Hz의 협대역 여과기와 중심 주파수 500 Hz의 광대역 통과 여과기를 적용하여 주로 난청 판독의 기준이 되는 파형 V를 검출하는데 사용되고 있다^[10,11,17]. 최근 논문에는 ABR 파형 검출을 위해 2차 미분법을 이용한 웨이블릿 알고리즘이 소개되고 있다^[9].

기존의 미분법을 사용한 알고리즘들은 대부분 역치

상(suprathreshold) 자극에 대한 분석으로 비교적 신호 대 잡음비(SNR)가 높은 ABR 파형에 대해 적용을 하였다. 자극 강도가 작아질수록 ABR 파형의 SNR도 낮아 지는데^[21] 기존에 제시된 알고리즘들은 SNR이 낮은 다양한 자극 강도에서의 신뢰성 검증이 부족하였다.

3. 제안한 자동 분석 알고리즘

본 논문에서 제안한 자동 분석 알고리즘은 롤의 정리를 이용한 것이다. 대상 신호 $f(x)$ 가 특정 구간($a \leq x \leq b$)에서 연속이며 미분가능하고 $f(a) = f(b)$ 이면 $a < \xi < b$ 구간 내에 $f'(\xi) = 0$ 이 되는 ξ 가 적어도 하나가 존재하게 된다. 이런 롤의 정리를 근간으로 하여 특정 구간 ($a < x < b$)에서 미분을 하지 않고 가장 큰 값을 파형으로 간주하여 누적시키는 알고리즘을 적용하였다.

그림 2는 제안한 알고리즘을 적용한 실제 분석 프로그램으로 LabVIEW 7.1(National Instruments, U.S.A)로 개발하였으며 크게 두 화면으로 구성된다. (a)는 측정된 데이터를 30~60 dBnHL(normal hearing level) 별로 앙상블 평균된 ABR 파형을 순차적으로 한 화면에 출력하여 직접 청각 전문가가 파형을 표시할 수 있게 하였다. (b)는 30~60 dBnHL에서 하나의 앙상블 평균된 ABR 파형을 선택하여 자동으로 파형을 검출하여

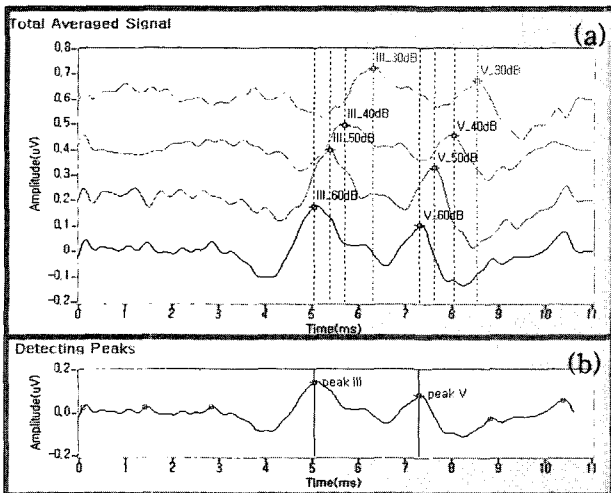


그림 2. 롤의 정리를 이용한 자동 파형 검출 프로그램의 예
 (a) 청각 전문가에 의한 파형(III, V) 표시
 (b) 60 dBnHL 자극 신호에서 자동 검출알고리즘에 의한 파형(III, V) 검출
 Fig. 2. Examples of the automatic wave detection using Rolle's theorem.
 (a) Labelled waves(III, V) by an audiologist
 (b) Detected waves(III, V) on 60 dBnHL stimulated ABR by the proposed algorithm

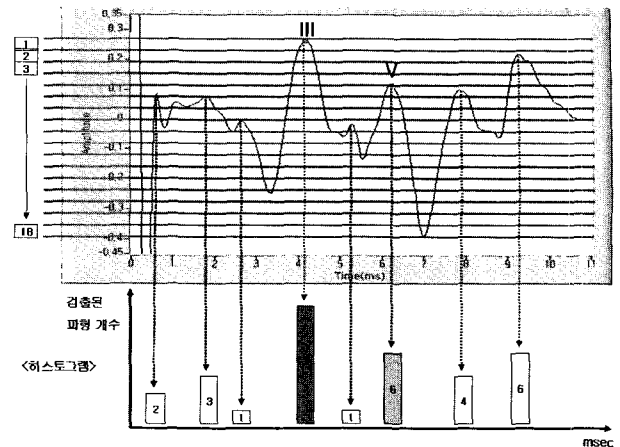


그림 3. 제안한 알고리즘에 의한 파형 검출(60 dBnHL)
 Fig. 3. The wave detecting by the proposed algorithm (60 dBnHL).

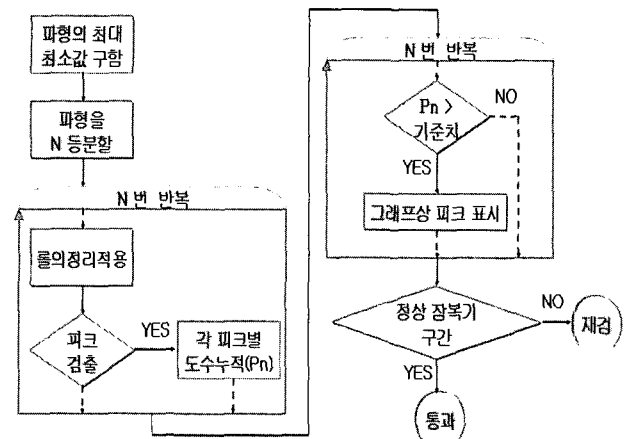


그림 4. 제안한 알고리즘의 순서도
 Fig. 4. Flowchart of the proposed algorithm.

표시하게 하였다.

그림 3은 제안한 알고리즘으로 실제 ABR 신호를 분석하는 과정을 도식화한 것이다. 제안한 알고리즘의 순서도는 그림 4와 같다.

제안한 알고리즘은 다음과 같은 단계로 구성된다.

- 1) 수집된 ABR 신호를 앙상블 평균하여 잡음 성분이 최소화된 최종 ABR 신호를 만든다.
- 2) 앙상블 평균된 ABR 신호에 대해 진폭이 최대가 되는 지점과 최소가 되는 지점을 구한다.
- 3) 진폭의 최대 지점과 최소 지점 사이를 N개로 등분할을 한다.
- 4) N개로 등분할된 ABR 신호에서 1번 구간에 대해 롤의 정리를 적용하여 최대값을 검색하고 피크 지점들을 찾는다.
- 5) 검출된 피크의 잠복기마다 피크의 개수를 히스토그램 상에 누적시킨다.

6) 룰의 정리를 적용하는 구간을 1~N번 구간까지 한 구간씩 확장하여 가장된 구간에 대해 단계 4와 5를 반복 수행한다.

7) 히스토그램 상에 누적된 피크의 개수가 파형과 잡음을 구분하는 기준(threshold level) 피크 개수 이상인 지점을 ABR의 후보 파형(candidate waves)으로 간주하고 표시한다.

8) 후보 파형의 잠복기가 파형 III과 V의 정상 구간에 위치하고 진폭이 가장 큰 파형을 검출하여 파형 III과 V를 표시한다.

본 논문에서는 ABR 신호를 그림 5의 결과를 기준으로 진폭을 18개의 구간으로 등분할하였다. 그림 5는 등분할 구간의 개수에 따른 파형 III과 V의 검출 오차율이다. SNR이 약한 자극음 30 dBnHL의 조건에서 43개의 ABR 신호에 대해 등분할 구간 수를 2 ~ 30까지 순차적으로 조절하여 파형 III과 V의 검출 오차율을 확인하였다. 18 등분할시 파형 III과 V의 검출 오차율이 가장 낮았다(<1%). 18을 기준으로 등분할 개수가 많아질수록 목표 파형 III과 V 주변의 잡음성 파형을 오검출하는 경우가 발생하였다. 또한 등분할 개수가 적어질수록 진폭이 작은 파형에 대해서 검출하지 못하는 경우가 발생하였다. 동일한 방법으로 자극음 40, 50, 60 dBnHL에서 등분할 구간의 개수에 따른 파형 III과 V의 검출 오차율을 구하였다. 각각 14, 16, 14 등분할시 파형 III과 V의 검출 오차율이 가장 낮았다(<1%). 따라서 본 논문에서는 SNR이 약한 자극음 30 dBnHL의 조건에서 파형 III과 V의 검출 오차율이 1% 미만인 18 등분할 구간을 사용하였다.

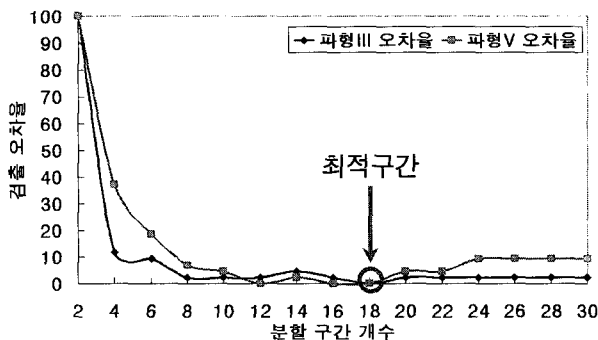


그림 5. 등분할 구간의 수에 따른 파형 III과 V의 검출 오차율(%) (n=43, 30dBnHL)
 Fig. 5. Relative error(%) of the detected waves III and V for the number of division(n=43, 30 dBnHL).

표 1. 파형 III과 V의 정상 잠복기(ABR 검사기 Navigator Pro(Biologic, USA) 사용자 설명서)

Table 1. The latencies of ABR waves III and V(Invoked Potential User's Manual of Navigator Pro(Biologic, USA)).

	60dBnHL	50dBnHL	40dBnHL	30dBnHL
파형 III (ms)	4.6 ± 0.3	5.0 ± 0.3	5.3 ± 0.3	5.9 ± 0.4
파형 V (ms)	6.7 ± 0.3	7.1 ± 0.3	7.4 ± 0.3	8.1 ± 0.4

등분할 된 1번 구간부터 18번 구간까지 단계적으로 룰의 정리를 이용하여 구한 최고지점을 누적하여 그림 3과 같이 히스토그램화 하였다. 이때 후보 파형과 잡음을 구분하기 위해 히스토그램상의 누적 값이 2 이상인 파형을 후보 파형으로 간주하여 ABR 신호의 그래프 상에 표시를 하게 된다. 이렇게 검출된 후보 파형들 중에서 정상 잠복기 범위에 들어가는 파형을 최종적으로 검출하였다. 정상 잠복기는 표 1과 같이 Navigator Pro 사용자 설명서(Biologic, USA)에 수록된 데이터를 사용하였다^[23].

제안한 알고리즘은 SNR이 낮은 신호에 대해 최적, 최소의 후보 파형들을 찾을 수 있다는 장점이 있다. 이는 특히 ABR 신호와 같이 특정 잠복기 구간 내에서 최고치에 해당하는 ABR 파형을 검출하는데 유용할 것으로 기대된다.

III. 실험 방법

생후 6개월 이내의 유아 29명 중 이음향 방사검사(otoacoustic emission; OAE)로 정상 청력임이 확인된 55개의 귀를 대상으로 측정된 청성뇌간유발반응 결과를 이용하였다. 피검자는 검사 시작 30분~1시간 전에 수면제를 복용하였으며, ABR 측정 총 소요 시간은 평균 20분 이내였다. ABR 검사는 Navigator Pro (Biologic, USA)를 사용하였다. 자극음은 압축상(condensation click)으로 60, 50, 40, 30 dBnHL로 순차적으로 감소시켰다. 각 레벨마다 1,000회의 자극(sweep)을 준 후 양상을 평균치의 결과를 측정하였다. 자극 후의 window 크기는 10.66 msec이었으며, 자극음은 13.3회/초의 비율로 자극하였고, 100 Hz~3000 Hz의 필터를 사용하였다.

자극음에 따른 매회 ABR 파형은 DAQcard 6062E(National Instruments, USA)을 통해 PC로 저장하고 LabVIEW 7.1(National Instruments, USA)로 개

발된 프로그램을 통해 분석하였다. 청각 전문가와 제안된 알고리즘을 이용하여 ABR 파형 III과 V를 검출하고 각각의 잠복기를 구하였다. 잠복기의 오차율과 쌍 표본 t 검정을 SPSS 8.0 for Windows를 이용하여 통계 분석하였다. 또한 기존의 미분 알고리즘과 제안된 알고리즘을 적용하여 ABR 신호의 후보 파형들을 검출하였다. 이때 각각 검출된 후보 파형의 개수를 서로 비교하였다. 또한 알고리즘 간의 오차율을 비교하였다.

IV. 결과 및 고찰

1. 수동과 자동 검출 알고리즘간의 비교

표 2는 청각 전문가에 의한 수동 검출방법과 개발된 자동 검출 알고리즘으로 검출된 파형 III과 V의 잠복기를 나타낸 것이다. 자극 강도가 낮아짐에 따라 그에 대한 잠복기가 동일한 패턴으로 길어지는 결과를 볼 수 있었다. 두 방법 간의 쌍 표본 t 검정 결과, 파형 III에 대해 자극강도 60, 50, 40 dBnHL, 파형 V에 대해 자극강도 60, 50 dBnHL에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<0.05). 그러나 잠복기 차이의 평균값이 모두 0.2 ms 이하로 나타나 동일 파형으로 간주할 수 있다¹⁴⁾.

표 2. 수동 및 자동 검출에 의한 파형 III과 V의 잠복기

Table 2. Latencies of ABR waves III and V determined by an audiologist and by the proposed algorithm.

자극강도		60dBnHL	50dBnHL	40dBnHL	30dBnHL
파형 III	n	54	55	53	51
	수동(ms)	4.8±0.4	5.2±0.3	5.6±0.4	6.0±0.5
	자동(ms)	4.8±0.3	5.1±0.3	5.5±0.4	5.9±0.5
	수동-자동(ms)	0.04±0.03	0.04±0.05	0.04±0.04	0.02±0.14
	유의확률	<0.01	<0.01	<0.01	0.23
파형 V	n	53	54	51	45
	수동(ms)	7.0±0.3	7.3±0.3	7.7±0.4	8.2±0.4
	자동(ms)	7.0±0.3	7.2±0.3	7.6±0.4	8.2±0.4
	수동-자동(ms)	-0.02±0.07	0.04±0.08	0.04±0.19	-0.02±0.25
	유의확률	0.02	<0.01	0.17	0.58

2. 자동 검출 알고리즘 간의 비교

다음은 ABR 파형을 검출하기 위해 가장 널리 사용되고 있는 미분 검출법과 제안한 알고리즘을 비교 분석한 결과이다. 미분 검출법은 1차 미분후 파형 III과 V의

평균 잠복기 구간 내의 후보 파형 중 최고치를 선택하는 알고리즘을 사용하였다. 알고리즘에 의해 검출된 후보 파형의 개수를 비교하였으며, 수동 검출에 대한 각 알고리즘의 잠복기의 상대오차를 비교하였다.

가. 검출된 후보 파형의 개수

후보 파형의 개수가 적게 검출될수록 각 파형 I~VII를 찾기 위한 추가적인 알고리즘 설계가 간단해진다. 장점이 있다. 또한 미분 알고리즘을 사용하기 위해서는 미분에 앞서 깨끗한 파형을 얻기 위해 복잡하고 정교한 필터링 알고리즘이 추가 되어야한다.

표 3은 기존의 미분 알고리즘과 제안한 알고리즘간의 검출된 후보 ABR 파형의 개수를 비교한 것이다. 두 방법 모두 자극 강도가 약해질수록 상대적인 잡음이 커져 후보 파형의 개수가 증가함을 볼 수 있다. 그러나 미분 알고리즘에 비해 제안한 알고리즘에서 후보 파형의

표 3. 미분과 제안한 알고리즘간의 검출된 후보 파형의 개수 비교(n=55)

Table 3. Detecting candidate waves by derivative estimation wavelet and Rolle's theorem(n=55).

	60dBnHL	50dBnHL	40dBnHL	30dBnHL
미분법	15.3±2.3	16.2±2.2	17.0±2.4	18.0±2.6
롤의정리	7.7±1.8	8.6±1.9	8.8±1.9	10.3±2.1

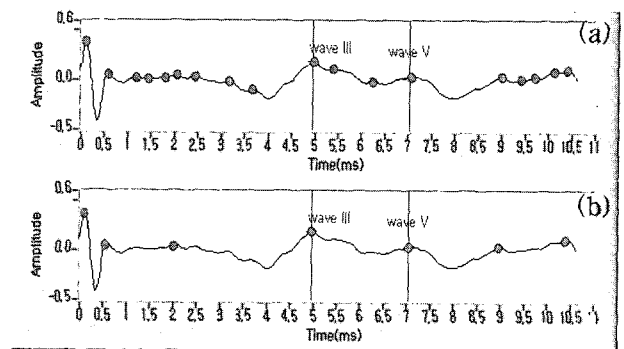


그림 6. 미분과 제안한 알고리즘간의 후보 파형의 검출 예

(a) 미분법에 의한 검출 예(후보 파형 18개)

(b) 제안한 알고리즘을 이용한 검출 예(후보 파형 7개)

Fig. 6. An example of detecting candidate waves by the derivative estimation wavelet and the proposed algorithm.

(a) An example by the derivative estimation wavelet(18 candidate waves)

(b) An example by the proposed algorithm(7 candidate waves).

개수가 평균 47 % 감소되어 검출되었다. 필터링 처리 없이도 최소의 파형 검출이 가능하며 노이즈에 민감하지 않은 특징이 있다. 이는 청력 손실의 진단시 의미있는 파형 I ~ VII의 유무를 확인하기 위해 여과기와 같은 추가적인 알고리즘 적용시 프로그램이 간편해지고 검색 속도 또한 향상되는 효과를 얻을 수 있을 것으로 예상된다. 그림 6은 미분과 제안한 알고리즘을 이용해 후보 파형을 검출한 예이다.

나. 알고리즘의 오차율 비교

표 4는 청각 전문가의 수동 검출방법에 대한 미분 검출법과 제안한 알고리즘을 이용한 검출법의 잠복기 상대오차를 나타낸 것이다. 수동 및 자동 검출된 ABR 파형간의 잠복기의 차가 ± 0.2 msec 이내에 위치할 때, 동일한 파형으로 간주하고 오차율을 계산하였다^[14]. 두 알고리즘간의 오차율을 비교해 볼 때, 제안한 알고리즘이 더 낮게 나타남을 알 수 있다. 특히 상대적으로 SNR이 높은 파형 III과 V의 60 dBnHL 자극강도에서 미분 알고리즘의 오차율이 각각 5.56 %, 18.87 %인 반면, 제안한 알고리즘의 오차율은 모두 0.01 % 이하로 낮게 측정되었다. 일반적으로 자극 강도에 비례하여 ABR 파형의 SNR이 결정된다^[21]. 최근 발표된 논문에서는 웨이블릿을 이용하여 자극강도 90 dBnHL에서 측정된 ABR 신호를 분석하였다. ABR 파형의 검출 오차율을 파형 III, V에 대해 각각 2 %로 보고한 바 있다^[9]. 본 연구결과에서는 상대적으로 낮은 자극 강도에 대해서도 신뢰할만한 낮은 오차율을 보였다. 따라서 SNR이 낮은 ABR 신호에서의 파형 검출이 향상될 것으로 기대된다.

표 4. 미분 검출법 및 제안한 알고리즘에 의한 파형 III과 V의 오차율(%)

Table 4. Relative error(%) of the derivative estimation wavelet and the proposed algorithm for detecting the waves III and V.

자극강도		60dBnHL	50dBnHL	40dBnHL	30dBnHL
파형 III	n	54	55	53	51
	미분법(%)	5.56	5.45	3.77	17.65
	롤의정리(%)	<0.01	1.8	<0.01	2.0
파형 V	n	53	54	51	45
	미분법(%)	18.87	11.11	19.61	24.44
	롤의정리(%)	<0.01	1.9	3.9	4.4

V. 결 론

본 연구는 생후 6개월 미만의 정상 청력임이 확인된 55개의 귀를 대상으로 하였다. 자동 검출법에 의한 ABR 파형 III과 V의 평균 잠복기를 분석한 결과는 다음과 같다. 30~60 dBnHL 자극 강도에서 파형 III의 잠복기는 각각 5.9 ± 0.5 ms, 5.5 ± 0.4 ms, 5.1 ± 0.3 ms, 4.8 ± 0.3 ms로 측정되었다. 파형 V의 잠복기는 각각 8.2 ± 0.4 ms, 7.6 ± 0.4 ms, 7.2 ± 0.3 ms, 7.0 ± 0.3 ms로 측정되었다. 또한 수동과 자동 검출법에서의 잠복기에 대해 쌍 표본 t검정을 하였다. 파형 III의 자극강도 60, 50, 40 dBnHL, 파형 V의 자극강도 60, 50 dBnHL에서 유의한 차이가 있는 것으로 나왔다($p < 0.05$). 그러나 잠복기 차이의 평균값이 모두 0.2 ms 이하로 나타나 수동과 자동 검출에 의한 차이가 없었다.

수동 검출법에 대해 미분을 이용한 알고리즘과 제안한 알고리즘을 비교 분석한 결과 제안한 알고리즘에서 후보 파형이 평균 47 % 정도 감소되어 검출 되었다. 그리고 파형 III과 V의 검출 오차율도 상대적으로 낮게 측정되었다($< 0.01\%$). 이는 검출 알고리즘이 보다 간단해지고 검색 속도가 향상되는 효과를 기대할 수 있다. 또한 SNR이 낮은 ABR 신호에서 파형 검출이 향상될 것으로 예상된다.

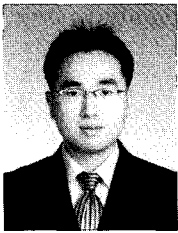
본 논문은 새로운 자동화 ABR 파형 검출 알고리즘을 제안함으로써 전문가에 의한 수동 검출법과 유의한 차이가 없음을 확인하였다. 앞으로 알고리즘의 신뢰성 및 우수성을 검증하기 위해 여러 자동화 알고리즘들 사이의 정확도, 민감도, 특이도 등에 관한 비교 분석이 추가적으로 이루어져야 하겠다.

참 고 문 헌

- [1] L.K. Stein, T. Jabaley, R. Spitz, D. Stoakley, T. McGee, "The hearing-impaired infant: patterns of identification and habilitation revisited", *Ear Hear.*, Vol. 11, pp. 201-205, 1990.
- [2] J. Coplan, "Deafness: ever heard of it? Delayed recognition of permanent hearing loss", *Pediatrics*, Vol. 79, pp. 206-213, 1987.
- [3] Markides, "Age at fitting of hearing aids and speech intelligibility", *Br. J. Audiol.*, Vol. 20, pp. 165-167, 1986.
- [4] C. Yoshinaga-Itano, A.L. Sedey, D.K. Coulter, A.L. Mehl, "Language of early- and later-identified children with hearing loss",

- Pediatrics*, Vol. 102, pp. 1161-1171, 1998.
- [5] H.M. Robinshaw, "Early intervention for hearing impairment: differences in the timing of communicative and linguistic development", *Br. J. Audiol.*, Vol. 29, pp. 314-334, 1995.
- [6] M.L. Apuzzo, C. Yoshinaga-Itano, "Early identification of infants with significant hearing loss and the Minnesota Child Development Inventory", *Semin. Hear.*, Vol. 16, pp. 124-137, 1995.
- [7] James W. Hall III, "*Handbook of Auditory Evoked Responses*", Allyn & Bacon, 1992.
- [8] R. Goldstein, W. M. Aldrich, "*Evoked Potential Audiometry*", Allyn & Bacon, 1999.
- [9] Andrew P. Bradley, Wayne J. Wilson, "Automated Analysis of the Auditory Brainstem Response Using Derivative Estimation Wavelets", *Audiol Neurootol*, Vol. 10, pp. 6-21, 2005.
- [10] Delgado RE, Ozdamar O, "Automated auditory brainstem response interpretation", *IEEE Eng Med Biol Mag*, Vol. 2, pp. 227-237, 1994.
- [11] Pratt H, Urbach D, Bleich, N, "Auditory brainstem evoked potentials peak identification by finite impulse response digital filters", *Audiology*, Vol. 28, pp. 272-283, 1989.
- [12] Woodworth W, Reisman S, Fontaine Ba, "The detection of auditory evoked response using a matched filter", *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 30, pp. 369-376, 1983.
- [13] Vannier E, Adam O, Karasinski P, Ohresser M, Motsch J, "Computer-assisted ABR interpretation using automatic construction of the latency-intensity curve", *Audiology*, Vol. 40, pp. 191-201, 2001.
- [14] Vannier E, Adam O, Motsch J, "Objective detection of brainstem auditory evoked potentials with a priori information from higher presentation levels", *Artif Intel Med*, Vol. 25, pp. 283-301, 2002.
- [15] Alpsan D, Towsey M, Ozdamar O, Tsoi A, Ghista Dn, "Determining hearing threshold from brain stem evoked potentials. Optimising a neural network to improve classification performance", *IEEE Eng Med Biol Mag*, Vol. 4, pp. 465-471, 1994.
- [16] Tian J, Juhola M, Gronfors T, "Latency estimation of auditory brainstem response by neural networks", *Artif Intell Med*, Vol. 10, pp. 115-128, 1997.
- [17] Popescu M, Papadimitriou S, Karamitsos D, Bezerianos A, "Adaptive denoising and multiscale detection of the V wave in brainstem auditory evoked potentials", *Audiol Neuro Otol*, Vol. 4, pp. 38-50, 1999.
- [18] Gabriel S, Durrant JD, Dickter AE, Kephart JE, "Computer identification of waves in the auditory brain stem evoked potentials", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Vol. 49, pp. 421-423, 1980.
- [19] Fridman J, John ER, Bergelson M, Kaiser JB, Baird HW, "Application of digital filtering and automatic peak detection to brain stem auditory evoked potential", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Vol. 53, pp. 405-416, 1982.
- [20] Pool KD, Finitzo T, "Evaluation of a computer-automated program for clinical assessment of the auditory brain stem response", *Ear Hear*, Vol. 10, pp. 304-310, 1989.
- [21] Boston RJ, "Automated interpretation of brainstem auditory evoked potentials: A prototype system", *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 36, pp. 528-532, 1989.
- [22] Sininger YS, Hyde M, Don M, "Power-optimized Cumulative, Sequential Statistical Method for detection of auditory evoked potentials using point optimized variance ratio", *US Patent 6,196,977*, March 2001.
- [23] BIO-LOGIC System Corp., "*Evoked Protential User's Manual*", Rev. 1, pp. E6-E7, 1993.

저 자 소 개



정 원 혁(정회원)
 2005년 경북대학교 전자전기
 공학과 (공학사)
 2005년 3월~현재 연세대학교
 대학원 생체공학협동과정
 석사과정
 <주관심분야: 생체 신호 계측등>

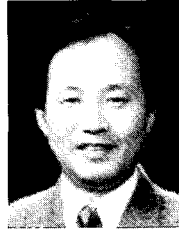


홍 현 기(정회원)
 2005년 연세대학교 의용전자
 공학과 (공학사)
 2005년 9월~현재 연세대학교
 대학원 생체공학협동과정
 석사과정
 <주관심분야: 생체 신호 계측등>



남 기 창(정회원)
 1997년 연세대학교 의용전자
 공학과 (공학사)
 1999년 연세대학교 대학원 생체
 공학협동과정 (공학석사)
 2004년 연세대학교 대학원 생체
 공학협동과정 (공학박사)

2004년~2005년 연세대학교 의과대학
 의학공학교실 연구장사
 2005년~2006년 Siemens 메디칼 초음파 사업부
 2006년~현재 National Institute of Advanced
 Industrial Science and Technology
 (AIST)
 <주관심분야: 생체신호계측, 음성신호처리 등>



차 은 중(정회원)
 1980년 서울대학교 공과대학
 전자공학과 (공학사)
 1987년 미국 남가주대학 의공학
 (공학박사), Research
 Associate
 1988년~현재 충북대학교
 의과대학 의공학교실
 교수

2001년~현재 씨케이인터내셔널 대표 겸직
 <주관심 분야: 생체계측, 물리센서, 심폐의료기,
 정밀계측>



김 덕 원(평생회원)-교신저자
 1976년 서울대학교 공과대학
 (공학사)
 1980년 미국 Northwestern
 University 전자공학과
 (M.S.)
 1986년 미국 Univ. of Texas at
 Austin 의공학과정(Ph.D.)

1999년~2005년 연세의대 의학공학교실 주임교수
 1987년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실
 조교수, 부교수, 교수
 2003년~현재 연세대학교 대학원 생체공학
 협동과정 주임교수
 2005년~현재 대한전자공학회 제어 및 시스템
 소사이어티 부회장
 <주관심분야: 비관혈적 생체계측, 의료기기, 전자
 파 유해성 등>