

논문 2010-47SC-3-7

# 임베디드 기반의 휴대용 A-ABR 시스템 개발 및 평가

## ( Development and Assesment of an Embedded Portable A-ABR System )

노형욱\*, 남기창\*\*, 장경환\*\*\*, 차은중\*\*\*\*, 김덕원\*\*\*\*\*

(Hyung Wook Noh, Ki Chang Nam, Kyung Hwan Jang, Eun Jong Cha, and Deok Won Kim)

### 요약

신생아 난청은 신생아들에게 있어서 흔한 선천성 질환 중의 하나로 알려져 있다. 이를 방지할 경우 언어장애와 학습장애를 불러 오는 결과를 초래하게 되지만 조기에 발견하여 치료를 한다면 예방 할 수 있다. 신생아 청력장애를 조기에 선별하기 위해 사용되는 방법으로 청성뇌간반응검사(auditory brainstem response; ABR)가 유용하게 쓰이고 있다. 하지만 기존의 수동 ABR 시스템은 시간이 오래 걸리며 숙련된 검사자가 매번 파형을 분석해야 하는 번거로움이 있다는 단점이 있다. 이와 같은 이유로 최근 청력을 자동으로 판독하는 A-ABR(Automated-ABR)의 필요성이 인식되어 연구가 활발하지만, 국내에서는 아직 관련된 연구가 미미한 실정이다. 본 연구에서는 선행 연구를 통하여 구현된 A-ABR 시스템을 휴대용으로 개발하여 신생아를 포함한 정상 성인과 난청을 가진 성인을 대상으로 시스템에 대한 성능 평가를 수행하였다. 임상 진단 결과와 A-ABR의 결과를 비교한 결과 94.4%의 민감도, 92.2%의 특이도, 93.0%의 정확도를 보임으로서 우수한 진단 성능을 확인할 수 있었다.

### Abstract

Hearing impairment is one of the most common birth defects among infants. Significant bilateral hearing impairment have profound effects on speech and language development. But it can be prevented, if a hearing impairment is identified and treated in its early stage. ABR (auditory brainstem response) is useful screening tool for new born hearing test. However, the interpretation of conventional ABR should be done by a experienced audiologist and testing takes some time. Therefore, A-ABR(automated ABR) which detect ABR peak automatically have been developed recently. In contrast to A-ABR researches became active in overseas, there has been little study in Korea. In this study, we have developed a portable A-ABR system based on the results of our previous study. For the evaluation of the developed system, the clinical trials were performed on adults and infants. As a results, it showed good sensitivity (94.4%) and specificity (92.2%), and accuracy (93.0%) between clinical diagnosis and the developed A-ABR test.

**Keywords :** A-ABR, hearing impairment, embedded, portable, evaluation

\* 정회원, 한국전자통신연구원

(Electronics and telecommunications research institute)

\*\* 평생회원, 세브란스병원 의료기기 임상시험센터

(Clinical Trials Center for Medical Devices, Severance Hospital)

\*\*\* 정회원, 연세대학교 대학원 생체공학협동과정

(Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University)

\*\*\*\* 평생회원, 충북대학교 의과대학 의공학교실

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

\*\*\*\*\* 평생회원, 연세대학교 의과대학 의공학교실

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

※ 본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : A040032)  
 접수일자: 2010년1월8일, 수정완료일: 2010년5월10일

## I. 서 론

신생아 난청은 신생아 1000명당 약 1~3명에서 발생하는 흔한 선천성 질환 중의 하나로 알려져 있다<sup>[1]</sup>. 만일 조기에 청력 선별 검사가 이루어지지 않아 청력이 교정되지 않으면 언어 발달의 지연 및 사회적인 발달에 지장을 초래하게 된다는 사실은 이미 널리 알려져 있다. 청력 선별검사가 이루어 지지 않은 선천성 난청 신생아 환자의 경우 24개월이 지나야 난청여부가 인지되고 병원을 찾아 난청으로 진단받기까지는 이보다 더 오랜 시간이 걸리기도 한다<sup>[2]</sup>. 난청이 조기에 진단되지 않고 발견되는 평균 연령은 약 2.5세이며, 정상 아동이 태어나서 36개월까지 배우는 단어는 500~1,000개 정도이다. 난청 신생아가 출생 후 2세부터 말을 배우는 경우 100개미만의 단어를 배우게 되어 결국 청각 장애인이나 저지능아가 된다. 한 명의 신생아가 청각 장애자로 남게 될 때 경제적 손실은 사회 보장이나 복지 등을 포함하지 않고 계산해 보아도 1인당 5억 원에 가깝다. 그러나 출생 후 난청을 조기에 발견하여 보청기나 인공와우 이식을 통해 치료할 경우 3년 동안 배울 수 있는 단어가 320~700개 정도로 정상적인 사회생활을 영위할 수 있다는 점에서 신생아 난청의 조기 진단을 위한 신생아 청각선별검사가 매우 중요하다고 할 수 있다<sup>[3]</sup>.

청력 검사를 객관적으로 하기 위한 방법 중 하나인 청성뇌간반응(auditory brainstem response; ABR) 검사는 청각 자극에 대한 유발 전위(evoked potential)를 측정하는 것으로써, 의사소통이 어려운 유소아나 장애인의 청력 상태를 검사한다<sup>[4~5]</sup>. 청성뇌간반응은 청각신경과 뇌간에서 일어나는 5~7개의 정점(peaks)들로 구성되어지며 정상 성인에서 중간 크기의 클릭(click) 음을 자극 시작 후 10ms 이내에 발생하게 된다<sup>[6]</sup>. 하지만 기존의 수동 ABR 검사는 미숙한 검사자가 수작업으로 파형을 분석할 경우, 잘못된 판독이 나올 가능성이 커지므로 검사자의 숙련 정도에 의존적이며, 많은 수의 청성뇌간반응 파형을 분석해야 하므로 검사 소요시간이 길어지고 검사자의 경험에 의존해야하는 단점이 있다<sup>[7~9]</sup>. 또한 검사장비가 휴대형이 아닐 경우, 검사가 필요할 때마다 신생아를 차폐실로 옮겨야 하므로 외부 감염에 대한 위험성이 커진다. 따라서 빠른 시간 내에 난청의 유무를 검출할 수 있는 방법으로 자동청성뇌간반응 검사(automated-ABR)의 필요성이 대두되었다<sup>[10~11]</sup>. 이와 같은 이유로 1990년대부터 외국에서 개발된 A-ABR

은 국내에서 아직 그 연구가 미미하여 난청 진단을 위한 A-ABR을 대부분 수입품에 의존하고 있다. 이러한 국내 시장에서 휴대용 A-ABR에 대한 시스템 개발이 성공한다면 저렴한 시스템의 국내 공급을 가능하게 하여 국가 경제의 향상과 난청선별 검사 확대로 인한 청각장애인 예방에 기여할 것으로 기대된다. 이에 선행 연구에서는 마이크로프로세서, 유발전위 증폭기, 필터 및 LCD 터치스크린 등을 이용하여 ABR 시스템을 구성하였으며, Fsp(Fixed single point) 알고리즘을 적용하여 난청여부를 시스템이 직접 자동으로 판독하는 A-ABR 시스템을 개발한 바 있다<sup>[12]</sup>. 이번 연구에서는 앞서 개발된 시스템을 휴대형으로 개발하였으며, 유용성 평가를 위하여 임상시험을 통해 시스템 성능을 검증하였다.

## II. 본 론

### 1. 청성뇌간반응

청성뇌간반응(ABR) 신호는 그림 1과 같이 청각신경과 뇌간에서 일어나는 5~7개의 정점(peaks)들로 구성되어지고 정상 성인에서 중간 크기의 클릭 음의 자극 시작 후 10ms 이내에 발생하는 것으로 알려져 있다<sup>[13]</sup>. 이러한 청성뇌간반응에서 청성유발전위의 초기신호는 현재 가장 임상적으로 유용하게 사용되고 있다. 그러나 이러한 ABR 신호는 수 uV 정도의 크기로서 매우 작은 신호이기 때문에 신호대 잡음비(signal to noise ratio; SNR)가 매우 낮아, 일반적으로 1000번 이상 반복 측정하고 이들의 앙상블 평균 신호를 분석에 사용한다.

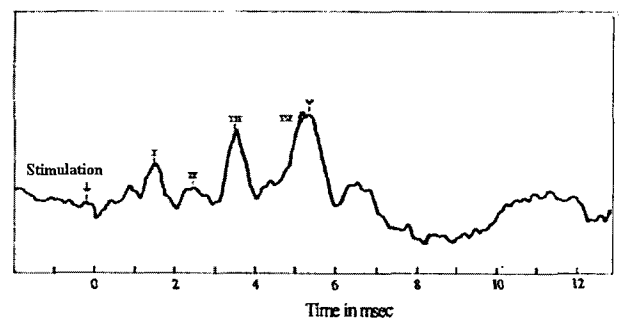


그림 1. ABR 신호의 형태<sup>[12]</sup>  
Fig. 1. ABR signal form<sup>[12]</sup>.

### 2. 전체 시스템 구성

#### 가. 하드웨어 구성

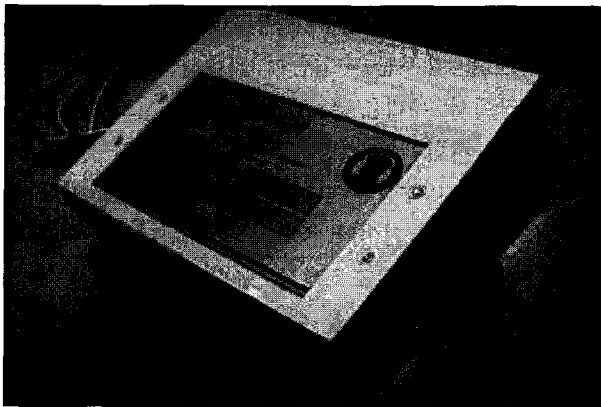


그림 2. 개발된 휴대형 A-ABR  
Fig. 2. The developed portable A-ABR.

선행연구를 통하여 개발된 A-ABR 시스템의 하드웨어는 크게 증폭기, 마이크로프로세서(MSP430), LCD로 구성되었다<sup>[12]</sup>. 마이크로프로세서의 프로그래밍은 IAR Embedded Workbench v3.42(IAR system, Sweden)를 기반으로 구현하였다. 또한 7인치 LCD 모듈(XWin70, Micro Control Pia)에 장착된 Arm9 Embedded controller에서는 Window CE 기반 하에 C#. Net을 이용하여 화면 및 구동 알고리즘을 구현하였다.

본 연구에서는 선행연구에서 개발 되어진 시스템을 휴대형으로 개발하여 검증하고자 하였다. 따라서 배터리 구동에 필요한 전원회로를 설계하였다. 배터리는 리튬이온 충전지(3.7V, 2400mAh) 3개를 직렬로 연결하여 11.1V의 전원을 생성하였고, LCD 전원으로 인가하였다. 또한 이 전압을 이용하여 증폭기 전원에는 +5V, -5V, 마이크로프로세서 전원으로는 +3.3V의 전압으로 필요에 따라 변환하여 인가하였다.

구성된 시스템에 대한 외장은 외부의 전기 잡음으로 인한 영향을 최소화하기 위해 아크릴 재질로 완성하였다(그림 2). 시스템의 크기는 가로 20 cm, 세로 16 cm, 높이 10 cm 이며, 무게는 860 g 이다.

#### 나. 사운드 출력 설정 및 보정

청각 자극을 위한 자극 신호음은 MSP430의 디지털 출력으로부터 주파수는 10.1Hz, Duration은 0.1ms가 되도록 설정하여 생성하였다. 또한 스위치를 이용하여 소리 크기를 선택할 수 있도록 구성하였으며, 선택되어진 소리는 EAR-3A 삽입형 이어폰을 통하여 출력되도록 구성하였다.

청력검사는 국제표준인 ANSI(American National Standard Institute)에 기반하여 수행되어야 한다. 따라

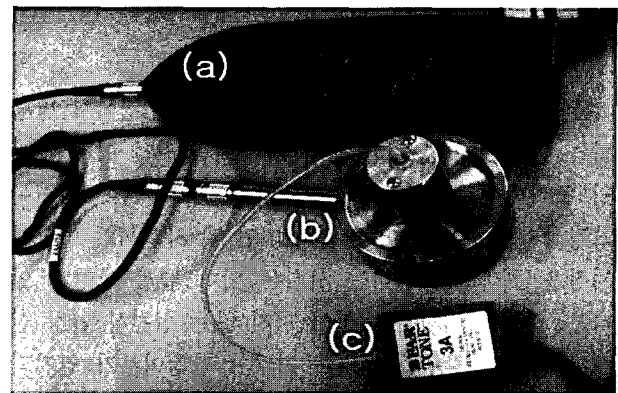


그림 3. 클릭 음 보정을 위한 구성: (a) 음압레벨미터, (b) 인공귀, (c) EAR-3A 삽입형 이어폰  
Fig. 3. Configuration for click sound calibration: (a) sound level meter, (b) artificial ear, (c) EAR-3A insert-earphone.

서 시스템의 규격을 국제규격에 맞추기 위해 시스템에서 출력되는 소리의 보정 작업을 그림 3과 같이 수행하였다. 국제규격 ANSI Standard 3.7 에 적합한 인공 귀(AEC100, Larson Davis, USA)와 음압레벨미터(System 824, Larson Davis, USA)를 이용하였다<sup>[14]</sup>. 자극 음은 소리크기 선택에 따라 35, 40, 45 dB nHL(normal hearing level)로 출력되도록 하였으며, 실제 측정된 각 소리설정에서의 오차가 0.5dB 미만인 것을 확인하였다. 청력검사기의 음향 보정 시 허용오차는 3dB 이므로, 규격의 적합성을 만족하였다<sup>[15]</sup>.

#### 다. Fsp(Fixed single point) 알고리즘

선행연구에서 ABR 신호를 평가를 위해 적용한 Fsp 결과가 난청 귀와 정상 귀 사이에 차이가 있었기 때문에 이를 난청 진단의 지표로 사용 할 수 있음을 알 수 있었다. 따라서 구현된 Fsp 알고리즘을 본 휴대형 시스템에 적용하였다. Fsp 알고리즘은 ABR 신호로부터 주요 peak의 존재 유무를 판별하는 방법이다. 그림 4는 Fsp의 계산을 위한 VAR (sp)와 VAR (s)를 나타낸 것이다<sup>[16]</sup>. VAR (sp)는 각각의 소리 자극에 대한 각각의 10ms내의 신호파형들 중 임의의 1개의 시점에서의 값에 대한 분산을 나타낸다. 잡음영향이 클수록 각각의 파형들의 변동이 심하기 때문에 이 값이 증가하게 된다. VAR (s)는 모든 파형들이 평균된 신호에 대한 분산을 나타내며, 신호와 잡음을 포함하게 된다. 따라서 ABR파형이 뚜렷하게 나올수록 VAR (s)는 증가한다. Fsp의 값은 VAR (s)를 VAR (sp)로 나눈 것으로 이 값이 본 선행연구를 통하여 설정된 일정 기준 값(1.77)

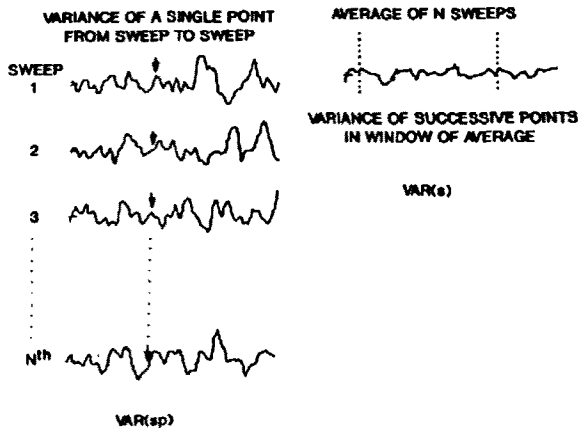


그림 4. Fsp 분석 알고리즘<sup>[16]</sup>  
 Fig. 4. Fsp analysis algorithm<sup>[16]</sup>.

이상이 되는지에 따라서 정상 여부를 판독하게 된다<sup>[12]</sup>.

라. 환자관리 프로그램 구현

측정하는 피험자들의 이름, 성별, 나이 등의 정보와 결과, 측정 횟수 등을 기록하고 데이터를 저장, 관리하기 위하여 환자관리 프로그램을 구현하였다. A-ABR 스크리닝 테스트를 진행하게 되면 아래의 그림 5와 같은 환자 정보를 입력하는 화면이 나타나게 되며, 가상 입력판의 터치스크린 기능을 통하여 이름, 성별, 나이와 측정할 귀에 대한 정보를 입력하게 된다.

입력이 끝나게 되면 측정 화면으로 넘어가게 되고 입력된 정보는 저장이 되면 추후 수정이 가능하다. 측정된 데이터들은 LCD의 외장형 메모리카드에 저장이 가능하도록 구현되었으므로 추후 PC로도 백업이 가능하도록 하였다.

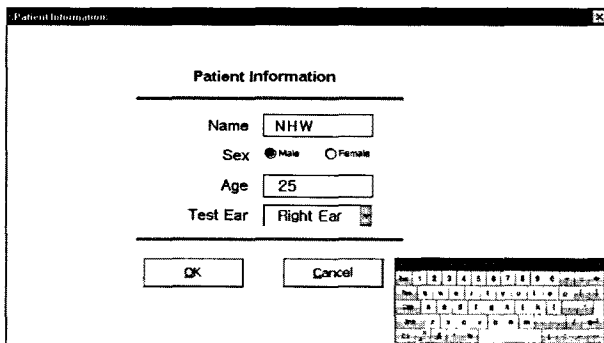


그림 5. 환자 데이터 저장 화면  
 Fig. 5. The screen for patient information storage.

3. 시스템 평가

본 연구를 통하여 개발된 시스템의 평가를 위하여,

청력에 문제가 없는 정상인과 40dB 이상의 청력손실이 있는 난청환자들을 대상으로 A-ABR 선별 검사를 수행하였다. 정상인과 난청환자에는 성인과 신생아가 포함되었으며, 피험자들은 연세대학교 신촌 세브란스병원 이비인후과 청각검사실을 통하여 모집할 수 있었다. 성인의 경우에는 세브란스병원 청각검사실의 순음 청력검사기(AEP, Audera, GSI)에 의한 청각검사 결과에 근거하여 난청 여부를 구분하였으며, 신생아는 ABR 검사 결과를 기준으로 삼았다. 모집된 피험자들에 대한 샘플은 정상 귀, 난청 귀로 구분이 되었으며, 정상 귀는 64개, 난청 귀는 36개로써 총 100개였다. 전체 귀 가운데 정상 귀 12개, 난청 귀 4개는 신생아의 샘플이었으며, 나머지는 성인의 샘플이었다. 신생아들은 생후 3개월 미만이었으며, 정상 성인 군의 평균 연령은 26.5±7.5세이고, 난청 성인 환자 군의 평균 연령은 52.2±8.3세였다. 정상 귀 64개 중 34개는 남성, 30개는 여성의 것으로 구성되었으며, 난청 귀 36개 중 16개는 남성, 20개는 여성의 것으로 구성되었다. 본 임상시험은 세브란스병원 임상연구심의위원회의 승인 (과제번호:4-2008-0546)을 받았으며, 피험자의 서면 동의를 받아 연구를 진행하였다.

피험자는 침대에 편안하게 누워 있도록 하여 테스트를 수행하였으며, 신생아는 검사 시작 30분~1시간 전에 수면제를 복용하였다. 그리고 검사 중에는 피험자가 최대한 긴장을 풀고 움직이지 않도록 하였다. 그 이유는 목과 턱 주위의 근육이 긴장하거나 움직여서 생기는 근전위로 인해 정상적인 유발전위의 파형을 얻지 못하게 하기 때문이다. 실험 결과 Fsp 알고리즘에 의하여 Pass로 나온 경우 피험자의 청력을 정상으로 판단하였으며, 만일 Fail로 나왔을 경우 재검사를 수행하도록 하였다<sup>[17]</sup>. 청력검사 시 사용되는 임상적인 프로토콜을 따라서 재검사는 최대 2회까지 반복하였으며, 그 안에 Pass가 나오지 않은 경우는 난청으로 판단하였다<sup>[17]</sup>. 피험자에게는 현재 임상에서 A-ABR 검사에 주로 사용하는 40dB nHL의 자극 음을 인가시켰으며, 측정은 약 2분 30초간 지속되었다<sup>[18]</sup>.

III. 결과 및 고찰

본 연구에서는 정상인과 난청환자를 대상으로 개발된 A-ABR 시스템으로 청력 선별 검사를 실시하였다. 그림 6은 정상 성인, 정상 신생아, 난청 성인 및 난청

표 1. 임상 진단 결과와 개발된 A-ABR 시스템에 의한 결과 비교  
Table 1. Comparison between clinical diagnosis and A-ABR screening results.

단위 (개)		임상 진단에 의한 결과				
		정상 성인	정상 신생아	난청 성인	난청 신생아	합계
		52	12	32	4	100
A-ABR 결과	Pass	48	11	2	0	61
	Fail	4	1	30	4	39
	합계	52	12	32	4	100

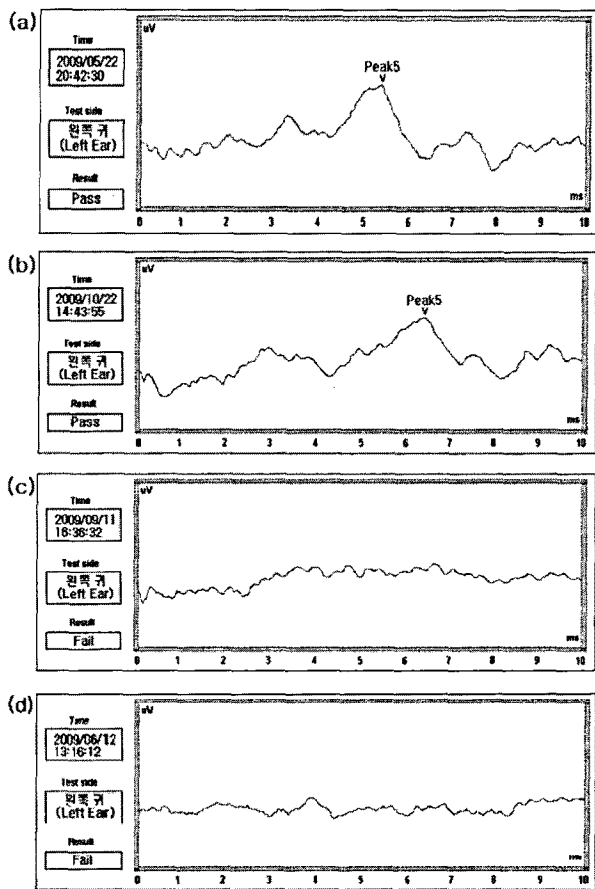


그림 6. 테스트 결과의 예: (a) 정상 성인, (b) 정상 신생아, (c) 난청 성인, (d) 난청 신생아

Fig. 6. Examples of the test results: (a) normal adult, (b) normal infant, (c) abnormal adult, (d) abnormal infant.

신생아의 A-ABR 측정 결과의 예를 보여준다. 정상 성인에게 소리자극을 인가시켜 측정한 후 출력된 ABR 신호파형의 특징은 그림 6(a)에서 나타나 있듯이 peak V가 가장 뚜렷하게 나온 것을 알 수가 있었다. 일반적으로 peak V를 제외한 나머지 peak들은 잘 보이지 않

는 경우가 많다. 정상 성인의 경우는 5~7ms 구간에서 peak V가 검출이 되는데 아래의 그림 6(a)의 경우 5.5ms 에서 검출되었으며, Fsp분석 알고리즘에 의해 피험자의 청력은 정상으로 나온 것을 확인할 수 있다. 신생아의 경우에는 성인에 비해서 peak V의 잠복기가 약 1~1.5ms 정도 더 길어진다<sup>[19]</sup>. 아래의 그림 6(b)는 신생아를 대상으로 한 검사 결과이며, peak V가 약 6.5ms 정도에서 검출된 것을 알 수 있다. 하지만 난청 성인과 난청 신생아 환자의 두 경우에는 A-ABR 검사를 수행하여도 아무런 피크를 관찰할 수 없었으며, 그 결과는 아래의 그림 6(c)및 6(d)와 같다.

시스템의 성능 평가를 위해 실험결과를 토대로 민감도, 특이도, 정확도를 계산하였다. 총 100개의 귀를 대상으로 A-ABR 선별 검사를 수행한 결과, 표 1과 같이 진양성(True Positive, TP) = 59, 진음성(True Negative, TN) = 34, 위양성(False Positive, FP) = 2, 위음성(False Negative, FN) = 5개로 나타났다. 전체 샘플 중 임상에서 정상으로 진단 된 귀는 총 64개이며, 그 중 59개(92.2%)의 귀는 A-ABR 검사에서도 정상으로 나타났으나, 나머지 5개(7.8%)에서는 난청으로 오진되었다. 또한 임상에서 난청으로 진단 된 귀는 총 36개였으며, 이 중 34개(94.4%)의 귀는 A-ABR 검사에서도 난청으로 진단되었으나, 나머지 2개(5.6%)에서는 정상으로 오진되었다. 신생아 결과만 볼 때, 난청 귀 4개는 A-ABR 검사 결과에서도 난청으로 일치함을 보였으나, 신생아 정상 귀 12개 중 1개의 귀는 난청이라는 결과로 불일치함을 보였다.

이러한 임상 진단 결과와 A-ABR 검사 결과를 토대로 시스템의 성능을 민감도(TP/[TP+FN]), 특이도(TN/[TN+FP]), 정확도((TP+TN)/[TP+TN+FP+FN])로 평가 하였다. 그 결과 민감도 94.4%, 특이도 92.2%, 정

확도는 93.0%가 됨을 알 수 있었다.

정상 귀가 난청으로 잘못 판정된 이유를 고찰해 보면 다음과 같다. 정상 귀가 정상이라는 올바른 결과로 나오기 위해서는 이상불 평균을 위한 A/D 변환을 매번 수행할 때마다 얻어지는 Fsp 분석 알고리즘 내의 VAR (SP) 값이 안정적이어야 한다. 그러나 정상임에도 불구하고, 잠이 들어 코를 골거나 침 삼킴, 기침 등의 움직임이나 근잡음 등으로 인하여 일정 수준 이상의 잡음이 발생할 경우, VAR (SP)의 값이 크게 증가한다. 이는 Fsp 값을 감소시켜 기준 값 이하로 떨어지게 만들어, 결과적으로 난청으로 잘못 진단되어 나오는 경우가 발생할 수 있는 것이다. 따라서 검사 중에는 피험자의 안정적인 자세가 필요하며, 신생아의 경우 수면제를 통한 안정적인 수면유지가 필요하다. 본 연구에서 평가한 정상 신생아 귀 중 1개의 정상 귀에서 난청으로 불일치하게 나온 이유 또한 신생아가 검사 도중 잠에서 깨기 시작하여 잡음이 발생하였기 때문일 것이라 사료된다.

또한, 반대로 난청 귀가 정상으로 잘못 나온 이유는 EMG(electromyography)에 의한 잡음일 것이라 사료된다. Fsp 판독에 의한 알고리즘 내에서 잡음을 분석할 때, 모든 포인트가 아닌 단 하나의 포인트를 분석하기 때문에, 간혹 고주파 EMG 잡음에 대하여 감지하지 못하는 경우가 여러 차례 발생하면, 커져야 할 VAR (SP)는 영향을 받지 않는 동시에 VAR (S) 값만 커지게 되어, Pass 라는 잘못된 결과가 나올 수 있다. 따라서 앞으로의 추가적인 시스템 개발에서는 어느 일정 레벨 이상의 잡음이 발생할 시 이상값(outlier)으로 처리하여 신호분석에서 제외시키는 알고리즘 개발이 필요하다.

#### IV. 결 론

전문가 없이 시스템에서 자동으로 진단하는 A-ABR은 GN Otometrics, Natus, Medtech 등의 해외 회사에서 1990년대부터 개발되었으며, 현재는 국내에서도 난청 선별검사의 중요성이 인식되어, 대부분의 병원에서 검사를 시행 중이다. 하지만 현재까지 국내에서는 A-ABR 검사 장비를 대부분 수입품에 의존하고 있으며, 관련 연구 또한 미미하다. 따라서 본 연구에서는 이러한 점에 의의를 두고, 난청여부를 자동으로 판독하는 A-ABR 시스템에 대한 선행연구를 수행하였다. 하지만 선행연구에서 개발된 시스템은 휴대형이 아니었으며, 또한 시스템 검증을 위한 테스트는 정상 성인들에 대해

서만 이루어졌기 때문에 한계가 있었다.

본 연구에서는 시스템을 휴대형으로 개발하여 차폐실이 아닌 일반 병실 등 어디서든 검사가 가능하게 하였고, 또한 난청환자를 포함한 많은 피험자들을 대상으로 테스트를 수행하여 민감도와 특이도로 성능을 좀 더 객관적으로 평가할 수 있었다. 그 결과 총 64개의 정상 귀와 36개의 난청 귀에서 94.4%의 우수한 민감도와 92.2%의 특이도, 93%의 정확도를 보이는 것을 확인하였다. 해외에서 개발된 시스템들은 모두 95% 이상의 민감도와 특이도를 나타낸다고 알려져 있다<sup>[18]</sup>. 따라서 향후, 신뢰성 및 우수성을 더욱 더 검증하기 위해서는 더 많은 수의 임상시험과 정확성 향상을 위한 추가적인 보완이 필요할 것이다. 이를 토대로 충분히 경쟁력 있는 국산 A-ABR 기기가 개발에 기여할 것으로 기대된다.

#### 참 고 문 헌

- [1] “2004년도 선천성대사이상 검사 채혈지 통계분석 및 정도관리분석 보고”, 대한가족보건복지협회, 2005.
- [2] 이일우, “신생아 청력 선별검사”, J Clinical Otolaryngol, vol. 14, pp. 168-174, 2003.
- [3] Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK, Mehl AL, “Language of early- and later-identified children with hearing loss”, Pediatrics, Vol. 102, pp. 1161-1171, 1998.
- [4] James W. Hall III, “Handbook of Auditory Evoked Responses”, Allyn & Bacon, 1992.
- [5] Goldstein R, Aldrich WM, “Evoked Potential Audiometry”, Allyn & Bacon, 1999.
- [6] Coplan J, “Deafness: ever heard of it? Delayed recognition of permanent hearing loss”, Pediatrics, Vol. 79, pp. 206-213, 1987.
- [7] Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK, Mehl AL, “Language of early- and later-identified children with hearing loss”, Pediatrics, Vol. 102, pp. 1161-1171, 1998.
- [8] Robinshaw HM, “Early intervention for hearing impairment: differences in the timing of communicative and linguistic development”, Br. J. Audiol., Vol. 29, pp. 314-334, 1995.
- [9] Delgado RE, Ozdamar O, “Automated auditory brainstem response interpretation”, IEEE Eng Med Biol Mag, Vol. 2, pp. 227-237, 1994.
- [10] 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.
- [11] Jewett DL, Romano MN, Williston JS, “Human auditory evoked potentials: possible brain stem components detected on the scalp”, *Science*, Vol. 167, pp. 1517-1518, 1970.
- [12] 노형욱, 이탁형, 김남현, 김수찬, 차은중, 김덕원, “마이크로프로세서를 이용한 자동청력검사 시스템 개발”, *전자공학회논문지*, 제46권 SC편, 제 2호, 15-21쪽, 2009년 3월
- [13] Jacobson JT, “The Auditory Brainstem Response”, San Diego, College-Hill Press, 1985
- [14] <http://www.acosoc.org/standards/s3/asc%20s3.htm>
- [15] “순음청력 검사에 관한 지침”, 한국산업안전공단, 2006.
- [16] Sininger YS, Hyde M, Don M, “Power-optimized cumulative, sequential statistical method for detection of auditory evoked potentials usign point optimized variance ratio”, US Patent 6, 200, 273, March 2001.
- [17] 김상렬, “High click repetition rate ABR을 이용한 신생아 청각 선별검사” *임상이비인후과 학술지*, 제 16권 제 1호, 79-83쪽, 2005년 5월
- [18] Andrea Melagrana, Sara Casale, Maria Grazia Calevo, Vincenzo Tarantino, “MB11 BERophone and Auditory Brainstem Response in newborns at audiologic risk: Comparison of results”, *International Journal of pediatric otorhinolaryngology*, Vol. 71, pp. 1175-1180, 2007.
- [19] 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.

저 자 소 개



노 형 옥(정회원)  
 2008년 연세대학교  
 의용전자공학과(공학사)  
 2010년 연세대학교 대학원 생체  
 공학협동과정(공학석사)  
 2010년~현재 한국전자통신  
 연구원 연구원

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, 유헬스 시  
 스템 개발>



남 기 창(평생회원)  
 1997년 연세대학교  
 의용전자공학과(공학사)  
 1999년 연세대학교 대학원 생체  
 공학협동과정(공학석사)  
 2004년 연세대학교 대학원 생체  
 공학협동과정(공학박사)

2004년~2005년 연세대학교 의과대학  
 의학공학교실 연구강사  
 2005년~2006년 SIEMENS 선임연구원  
 2006년~2007년 National Institute of Advanced  
 Industrial Science and Technology  
 (Post Doc.)  
 2007년~2010년 한국전기연구원 선임연구원  
 2010년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실  
 세브란스병원 의료기기 임상시험센터  
 연구조교수

<주관심분야: 생체신호계측, 생체신호처리, 의료  
 기기>



장 경 환(정회원)  
 2010년 연세대학교  
 의용전자공학과(공학사)  
 2010년 연세대학교 대학원  
 생체공학협동과정  
 (석·박사 통합과정)

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, 유헬스 시  
 스템 개발>



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

2001년~현재 씨케이인터내셔널 대표 겸직  
 <주관심분야: 생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정  
 밀계측>

김 덕 원(평생회원)-교신저자  
 대한전자공학회 논문지  
 제45권 SC편 제 3호 참조