

논문 2012-49SC-2-5

# 난청감별을 위한 휴대용 자동 청성반응 검사기의 개발

## (Development of a Portable Automatic Auditory Response Tester for Hearing Loss Screening)

김 수 찬\*

(Soochan Kim)

### 요 약

선천성 난청으로 태어난 아이를 조기에 진단하여 가능한 빨리 적절한 치료를 해줌으로써 치료 효과를 극대화하고, 이후에 발생하는 사회적 비용을 최소화할 수 있기 때문에 신생아로부터 난청 이상 유무를 객관적으로 판별하는 검사 장비가 필요하다. 대표적인 것으로 청성뇌간반응(auditory brainstem response, ABR) 검사가 있으나 클릭음(click sound)에 대한 반응으로 주파수 특이성이 없고 고주파수 대역에 대한 청력을 주로 반영하는 단점이 있다. 청성지속반응(auditory steady-state response, ASSR) 검사는 주파수 특이도는 좋으나 오진의 가능성이 조금 높다. 이러한 단점을 보완하여 청성뇌간반응 검사와 청성지속반응 검사를 하나의 시스템에서 측정하고, Fsp와 F-test 분석을 통하여 객관적 지표를 보여주는 시스템을 제안하였다. 하드웨어 구성요소를 최소화하고 소프트웨어 역할을 강화하여 추후 하드웨어 수정 없이 소프트웨어의 수정만으로 다양한 검사가 가능하도록 설계하였다. 제안한 시스템의 객관적 평가 기능은 정상인 10명을 대상으로 한 실험을 통하여 검증하였다.

### Abstract

If an infant with congenital hearing loss is diagnosed in good time and get proper treatment as soon as possible, treatment effect could be maximized and the social costs could be considerably reduced. For these reasons, the medical equipment to screen hearing impairment objectively is needed. The ABR(auditory brainstem response) is typical diagnostic tools for this purpose but there are drawbacks in sense that it does not have frequency specificity and shows hearing information of usually high frequency band. The ASSR(auditory steady-state response) is excellent in frequency specificity, but the rate of wrong diagnosis is slightly high. In this study, we proposed the system which can measure both the ABR and the ASSR, and can show the objective and quantitative indices(Fsp and F-test). It was designed to allow various tests without hardware modification by minimizing hardware components and by increasing software roles. The objective assessment of the developed system was evaluated by experiments with 10 normal persons.

**Keywords :** 청성뇌간반응 검사, 청성지속반응 검사, 청력 검사, 자동 판독, Fsp, F-test

## I. 서 론

난청의 조기 발견은 발성과 어휘력뿐만 아니라 성장

후 사회적응에 있어 많은 영향을 미칠 수 있다<sup>[1]</sup>. 미국 국립보건원(National Institutes of health, NIH)에서는 1993년부터 출생 후 3개월 이내의 신생아에게 난청 선별 검사를 권장하고 있고, 미국 유아 청력 합동 위원회(Joint Committee on Infant Hearing, JCIH)에서는 생후 6개월까지는 문제의 가능성이 있는 영유아의 경우 추가적 검사 및 재활을 권고하고 있다<sup>[1~2]</sup>. 왜냐하면, 생후 6개월 전 난청이 발견되어 치료받은 영유아와 6개월 이후 발견된 영유아의 어휘력을 비교한 결과 30개월 전후의 어휘력에서 많은 차이를 보일 정도로 조기 발견

\* 평생회원, 한경대학교 바이오·정보기술대학원, IT 융합연구소

(Graduate school of Bio & Information Technology, Institute for Information Technology Convergence Hankyung National University),

※ 본 논문은 2007년 한경대학교 교내 해외과건 연구비의 지원에 의한 것임.

접수일자: 2012년1월17일, 수정완료일: 2012년3월1일

과 치료가 중요하기 때문이다<sup>[3]</sup>.

청력을 검사하는 방법으로 주파수별 청력 역치를 알 수 있는 순음청력검사(pure tone audiometry, PTA)가 가장 널리 이용되나 피검자가 주관적으로 의사를 표현하여야 한다. 영유아의 경우에는 움직임을 자제시킬 수 없어 검사를 할 때 수면을 유도한다. 이로 인하여 성인의 경우처럼 주관적 청력 역치를 얻어 낼 수 없다. 이러한 문제를 해결한 것이 피검자의 주관적 반응이 없어도 객관적 평가가 가능한 청성유발반응(auditory evoked response, ABR)을 이용하는 검사들이다<sup>[4-5]</sup>. 대표적인 것들이 유발이음향방사(evoked otoacoustic emissions, EOA) 검사, 청성뇌간반응(auditory brainstem response) 검사, 그리고 청성지속반응(auditory steady-state response, ASSR) 검사이다. 유발이음향방사는 뇌파를 측정하지 않고 외부 음자극에 대해서 외이도의 반응을 이어폰을 이용하여 측정하므로 구성이 간단하고 검사 시간이 짧다는 장점은 있으나, 높은 감도의 마이크로폰을 사용해야 하고 검사 결과가 내부 소음에 영향을 많이 받는 단점과 함께 이 검사에서 재검(refer)로 판명되면 대부분 청성뇌간반응 검사를 시행하여 확인한다<sup>[6-7]</sup>. 청성뇌간반응 검사는 귀를 통해서 전해진 음향에 대한 뇌의 반응을 뇌파를 통해 측정하는 것으로 조용한 상태에서 실시해야 하는 검사이지만 중이나 외이의 이물질의 영향을 받지 않으며 숙달되지 않은 사람도 쉽게 시행할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 클릭음(click sound)을 사용하기 때문에 고주파수 대의 청력만을 반영하는 단점이 있다. 이를 보완하기 위하여 저주파뿐만 아니라 주파수별 청력 역치를 객관적으로 얻을 수 있도록 톤 버스트(tone burst)음을 이용한 청성뇌간반응 검사법이 개발되기도 하였다<sup>[4]</sup>. 이 방법도 저주파로 갈수록 청력 역치가 명확하지 않아 판독에 어려움이 있어 저주파수에서도 신뢰할 수 있는 주파수 특이적인 청력 역치를 얻을 수 있는 청성지속반응 검사도 도입되었다<sup>[8-10]</sup>. 변조된 지속적인 순음을 자극음으로 사용하기 때문에 자극음의 주파수가 매우 특이적이고, 최대 자극 강도가 120 dBHL 이상까지 가능하기 때문에 심도 난청의 평가에 유용하다<sup>[11]</sup>. 70 Hz 이상의 변조 주파수(modulation frequency)를 이용할 경우 수면 중에도 안정적으로 반응이 기록되어 영유아의 청력검사에 유용하고, 객관적 자동화 판정 알고리즘이 개발되어 있어 검사자의 숙련도에 영향을 덜 받고 결과의 객관성을 유지할 수 있다. 그러나 정상 청력과 경도 혹은 중중도

난청을 구별하지 못하거나, 감각신경성 난청 중 하나인 청각신경병증을 고도 난청으로 오진할 가능성이 있다<sup>[4]</sup>. 이러한 이유 때문에 한 가지 검사법보다 두 가지 검사법을 함께 할 경우 더욱 검사의 정확도를 높일 수 있다<sup>[4]</sup>.

본 연구에서는 청성뇌간반응 검사와 청성지속반응 검사의 상호 간의 단점을 보완하고자 두 가지 검사법을 모두 실시할 수 있는 시스템을 제안하였다. 그리고 현재까지 검증된 객관적 측정 지표를 활용하여 검사 결과를 정량적으로 표현하였다.

## II. 본 론

기능적인 면에서 볼 때는 유발 자극을 주는 소리 자극부, 유발 자극에 반응하는 뇌파를 측정하는 신호 증폭부, 그리고 뇌파와 유발 자극을 동기화시켜 뇌파 속에 숨겨진 유발 전위를 얻어내는 신호처리부로 나눌 수 있다. 구조적인 면에서는 하드웨어 부분과 소프트웨어 부분으로 나눌 수 있다. 하드웨어 부분은 뇌파 신호를 증폭하는 증폭기, 필터부, 그리고 데이터 획득 보드로 구성되며, 소프트웨어 부분은 청성뇌간반응 검사를 위한 클릭음 발생부와 신호 처리부, 그리고 청성지속반응 검사를 위한 자극음 발생부와 신호 처리부로 구성된다.

### 1. 하드웨어 구성

범용 생체 전위 증폭기의 기능도 하면서 청성뇌간반응 검사와 청성지속반응 검사를 동시에 측정할 수 있도록 이득과 주파수 특성을 고려하여 설계하였다. 초단 증폭기(AD620, Analog devices, USA)의 이득은 동상 신호(common mode signal)를 최대한 억제하기 위하여 100배로 고정하였다. 이보다 작은 이득으로 할 경우 AD620의 동상 모드 제어비가 조금 낮아지고, 너무 크게 할 경우 반 전지 전위(half cell potential)와 접촉 저항의 불균형에 따른 두 전극 간 DC 오프셋 전위 차이로 인하여 포화되기 쉽기 때문이다<sup>[12]</sup>. 다음 증폭단의 이득은 아날로그 스위치(CD4051B, Texas instruments, USA)를 이용하여 10배에서 1000배까지 조절 가능하도록 설계하였다. 스위치 연결 저항(turn on resistance)이 10Ω으로 크기 때문에 이득 조절 저항의 크기를 결정할 때 이를 고려하였다<sup>[13-14]</sup>.

저역통과(low-pass)와 고역통과(high-pass) 필터는 MFB(multiple feedback) 구조 대신 이득의 정확도가

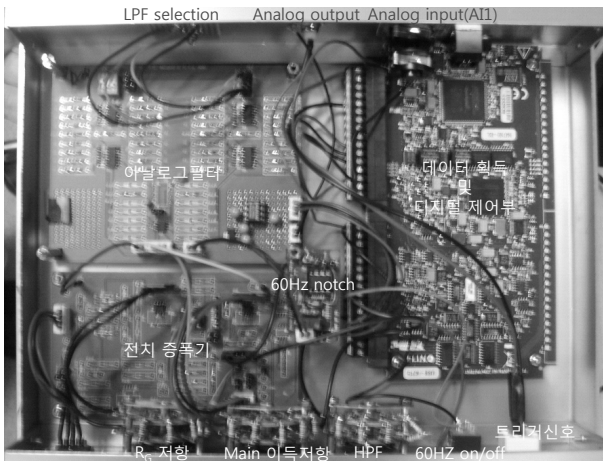


그림 1. 제작된 시스템의 하드웨어 부분 (아날로그 필터, 전치증폭기, 데이터 획득 및 디지털 제어부 등)

Fig. 1. Hardware part of the proposed system (analog filters, pre amplifier, data acquisition and digital control parts, and etc).

표 1. 설계된 증폭기의 사양

Table1. Specification of the designed amplifier.

항 목	사 양
채널 수	1
입력 임피던스	10GΩ
증폭률	10 <sup>3</sup> ~ 10 <sup>5</sup>
공통 모드 제거비(CMRR)	최소 110dB
고역필터 (가변)	0.05, 1, 10, 100Hz
저역필터 (가변)	30Hz, 100Hz, 300Hz, 3kHz
60Hz 노치 필터	on / off
Total harmonic distortion	1% 미만

우수한 Sallen-Key 구조를 갖는 2차 필터를 2개 연속 사용하여 4차로 구현하였다<sup>[15]</sup>. 필터 계수 결정은 FilterPro(ver 2.0, Texas instruments, USA)를 활용하였다<sup>[16]</sup>. 저역통과필터와 고역통과필터의 차단 주파수는 사용 목적에 따라 저항 값을 조정하여 변경이 가능하도록 설계하였고, 저항의 선택은 증폭기의 이득 조절 때와 같이 아날로그 스위치(CD4051B)를 사용하였다.

제작된 증폭기의 내부와 사양은 각각 그림 1과 표 1과 같다. 이득이나 필터의 차단 주파수는 앞서 언급한 것과 같이 아날로그 스위치를 소프트웨어적으로 설정이 가능할 뿐만 아니라 사용자 편의를 위해 기계적인 회전 스위치를 이용하여 수동으로도 조절 가능하도록 하였

다. Twin-T 구조의 60Hz 노치 필터(notch filter)를 삽입하였으나 위상 왜곡을 많이 시키기 때문에 사용여부는 사용자가 목적에 따라 on/off 가능하도록 하였다<sup>[15]</sup>.

신호의 분석과 자극음의 생성을 맡은 소프트웨어부는 DAQ 보드(USB-6215, National Instruments, USA)를 사용하여 양자화(최대 16bit 400kS/s)하고, 보드 내의 디지털 I/O 단자(최대 32 I/O)를 이용하여 이득 및 차단 주파수를 제어하고 아날로그 출력(16bit 250kS/s)을 이용하여 자극음을 생성하였다. 사용한 보드는 자체 절연 기능이 있어 별도의 신호 및 전원의 절연 소자를 사용하지 않아도 되는 편리함이 있다<sup>[17]</sup>. 노트북과 연결된 DAQ 보드의 전원을 그대로 사용할 수 있기 때문에 휴대용 장비에서 가장 어려운 고려사항 중 하나인 배터리에 대한 고민을 하지 않아도 된다. 또한 증폭기와 DAQ 보드의 소비 전력 역시 두 개를 합쳐도 500mA 이상 소비되지는 않기 때문에 제한한 시스템의 휴대성에 큰 영향을 주지 않는다. 소프트웨어 제어는 LabVIEW(ver 2011, National Instruments, USA)로 구현하였다.

전기 신호를 소리 신호로 변환하기 위하여 전용 이어폰(EAR-3A, EAR Auditory Systems, UK)을 사용하였다. 실험 전 소리 자극의 크기는 오디오 미터(2250, Brüel & Kjaer, Denmark)와 커플러(2CC DB0138, Brüel & Kjaer, Denmark)를 사용하여 보정하였다.

전극은 증폭기의 양의 단자는 이마, 음의 단자는 유양 돌기(mastoid), 접지는 목뒤에 각각 부착하였다<sup>[18]</sup>. 보다 깨끗한 신호를 얻기 위해 전극을 부착하기 전 부피와 전극 간의 임피던스를 10Hz일 때 5kΩ이하가 되도록 각질을 제거하였다<sup>[19]</sup>.

## 2. 소프트웨어 구성

### 가. 청성뇌간반응 검사

청성뇌간반응 신호를 획득하기 위해서 그림 2와 같이 피검자에게 전극을 부착하였으며, 증폭기 이득은 100,000배, 고역통과 필터와 저역통과 필터의 차단 주파수는 각각 100Hz와 3kHz로 설정하였다. 클릭음을 이용하여 한쪽 귀를 자극하고, 이 자극과 동기화하여 뇌파를 계속하여 측정한다. 그림 2에서 점선 박스는 제안한 시스템에 포함된 하드웨어는 아니지만, 검사자가 필요할 경우 함수 발생기로 임의의 소리 자극 신호를 가하면서 뇌파 신호를 오실로스코프로 관찰 할 수 있도록

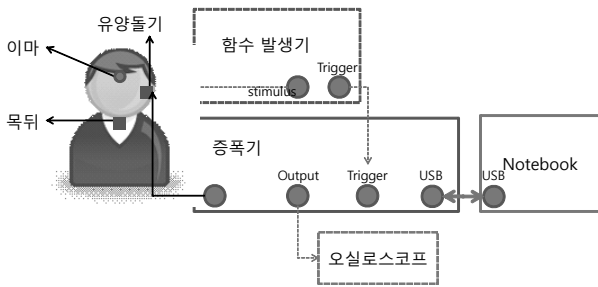


그림 2. 전극의 부착 위치 및 케이블 연결도  
Fig. 2. Electrode placements and cable connection.

하였다. 뇌파의 진폭은 수 십에서 수 백  $\mu\text{V}$ 로 매우 낮지만 유발전위는 이보다 더 낮은 수  $\mu\text{V}$ 이다. 그러므로 외부 잡음이나 피검자의 움직임에 매우 민감하고, 정형화된 신호가 아니기 때문에 측정 결과로부터 청력 역치는 결정하는 것은 쉽지 않다. 이를 해결하고자 본 연구에서는 객관적 지표 중의 하나인  $F_{sp}$ 를 이용하였다.  $F_{sp}$ 의 정의는 식 (1)과 같다<sup>[20~21]</sup>.

$$F_{sp} = \frac{VAR(s)}{VAR(sp)} \quad (1)$$

여기서  $VAR(s)$ 는 N번의 유발 자극을 통해 이상불 평균된 신호의 분산(유발 전위의 분산),  $VAR(sp)$ 는 N번의 유발 자극을 통해서 얻은 윈도우 내의 어떤 한 시점에 대한 모든 신호의 분산(잡음의 분산)이다.

클릭음의 주파수는 10.1Hz, 펄스의 폭(duration)은 100 $\mu\text{s}$ , 그리고 샘플링 주파수는 100kHz로 하여 1회 유발 자극을 가할 때마다 10ms동안 1000 샘플의 데이터를 획득하였다. 클릭음은 LabVIEW의 “pulse generation-frequency.vi”를 활용하여 ctr0를 출력, 듀티비(duty ratio)를 0.001, 그리고 주파수(frequency)를 10.1Hz로 설정하여 발생시켰다. 데이터 획득은 “start trigger(digital edge).vi”를 이용하여 클릭음을 트리거로 하여 유발 전위를 클릭음과 동기화 시켰다.

클릭음과 뇌파 신호를 동기화하여 클릭음 이후 10ms 구간 내의 신호만을 계속하여 이상불 평균하였다. 반복 횟수는 최소 1000번에서 최대 1500번으로 설정하고, 신호의 품질을 평가하는  $F_{sp}$  분석알고리즘을 구현함으로써 청력역치가 존재하는지 자동으로 판독하도록 하였다.  $F_{sp}$ 의 기준 값은 사용자가 여러 경험을 통하여 설정할 수 있으나 김시찬과 노형욱 등의 논문에서 언급된 1.77로 역치자동판정 기준을 설정 하였다<sup>[18, 22~23]</sup>. 측정된 청성뇌간반응 신호에 대해  $F_{sp}$  값이 1.8 이상이 될 때 반응이 존재하는 것으로 판단하고 더 이상의 데이터

획득은 하지 않았다.

#### 나. 청성지속반응 검사

반송 주파수로(carrier frequency)는 500Hz, 1kHz, 2kHz, 그리고 4kHz를 주로 사용하며 양쪽 귀를 동시에 측정할 수도 있으나 제안한 시스템은 1채널이므로 한쪽 귀에 대한 분석을 하였다. 변조 주파수(modulation frequency)의 경우 수면 중에도 안정적인 반응을 측정하기 위해서는 70Hz이상을 권장하고 있기에 제안한 시스템에는 90Hz를 이용하였다<sup>[4]</sup>.

전극 배치와 이득은 청성뇌간반응 검사와 동일하게 설정하였다. Beck 등은 고역통과 차단 주파수를 40~90Hz, 저역통과 차단 주파수를 320~720Hz로 권고하였으나 본 연구에서는 고역 통과 필터 및 저역통과 필터의 차단 주파수를 각각 10Hz와 300Hz로 하였다<sup>[24]</sup>.

자극음의 크기와 모양도 아날로그 출력(analog output, AO) 채널을 이용하여 다중 청성지속유발반응(multiple auditory steady-state evoked response) 검사 장비인 MASTER 시스템(Rotman Research Institute, 캐나다)과 같이 소프트웨어적으로 생성되도록 하였다<sup>[25]</sup>. 식 (2)는 진폭변조한 자극음 생성에 사용한 식을 보여준다.

$$\frac{a \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot t) \cdot (\sin(2 \cdot \pi \cdot f_m \cdot t) + 1)}{2} \quad (2)$$

여기서 a는 반송 신호의 크기,  $f_c$ 는 반송 주파수,  $f_m$ 은 변조 주파수이다.

생성된 자극 파형은 DAQ의 아날로그 출력을 통하여 전압 신호로 변경되어 이 전압 신호가 전용 이어폰을 통해서 소리로 변환된다. LabVIEW의 “timing (user waveform).vi”를 “Continuous Samples” 모드로 구동하였다. 지속적인 소리 자극과 동기화된 뇌파로부터 신호의 주파수와 위상 정보를 분석하였다. 객관적인 분석방법으로 phase coherence, magnitude squared coherence, 그리고 F-test 등이 있다. 이중 본 연구에서는 식 (3)과 같이 F-test 방법을 사용하였다<sup>[10, 19, 25~26]</sup>.

$$\frac{120a_s^2}{\sum_{\substack{i=s+60 \\ i=s-60 \\ i \neq s}} a_i^2} \quad (3)$$

여기서  $a_s$ 는 변조 주파수 신호의 크기,  $a_i$ 는 변조 주

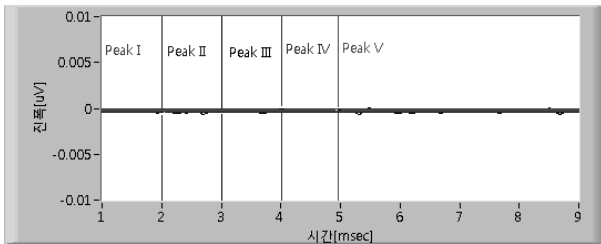
파수를 제외한 주변 주파수 신호의 크기, 그리고 s는 변조 주파수에 해당되는 인덱스 값이다.

### III. 실험 결과 및 고찰

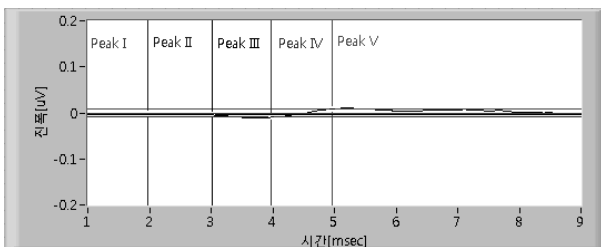
설계된 시스템을 검증하기 위하여 내이 및 중이질환의 소견이 없는 정상인 10명(27±8세)을 대상으로 일회용 Ag/AgCl 표면 전극(3M Red Dot, 3M, USA)을 부착한 후 청성뇌간반응 검사 후 곧바로 프로그램 설정만 변경하여 청성지속반응 검사를 시행하였다.

#### 1. 청성뇌간반응 검사 결과

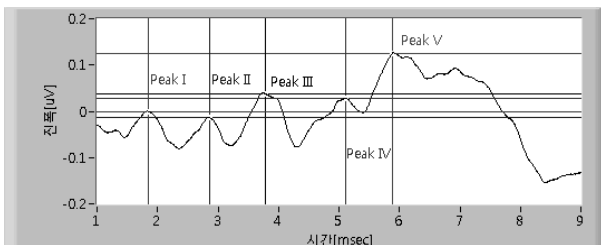
그림 3은 그림 2와 같은 구성으로 각기 다른 3가지 조건 아래서 측정된 결과를 보여준다. 그림 3(a)는 증폭



(a)



(b)



(c)

그림 3. 청성뇌간반응 신호의 예 (a) 증폭기의 2개 입력을 서로 연결했을 때 (b) 클릭음을 차단하였을 때 (c) 클릭음의 크기가 70dBHL일 때

Fig. 3. Example of ABR signals (a) when input electrodes are shorted (b) when click sound level is blocked (c) when click sound level is 70dBHL.

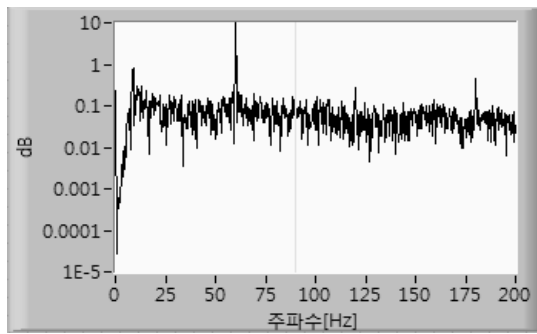
기의 외부 잡음의 유입 정도를 평가하기 위해 증폭기의 두 차동 입력을 단락시키고 측정된 결과이다. 입력 단이 연결되어 있어 차동 입력은 0이기 때문에 이상불 평균한 결과도 예상대로 거의 0임을 보여준다. 그림 3(b)는 이어폰에 의한 영향의 유무와 함께 난청을 모사하기 위하여 소리 자극을 가하되 피검자가 거의 들리지 않도록 이어폰 끝을 막고서 진행하였다. 그 결과 측정된 신호를 살펴보면 유발 전위가 관측되지 않음을 확인할 수 있었다. 마지막으로 그림 3(c)는 70dBHL의 클릭음을 인가하면서 측정된 것으로 명확하게 유발 전위가 관찰됨을 알 수 있다. 정상적인 실험에서는 피검자 모두에게 거의 동일한 결과를 보였고, Fsp 값도 10명 모두 1.9 이상이었다. 피검자 한명을 검사하는데 소요되는 시간은 약 80초에서 150초 사이였다.

#### 2. 청성지속반응 검사 결과

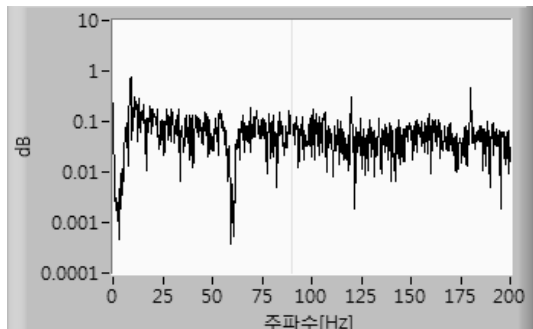
청성뇌간반응 검사에서와 동일한 피검자에 대하여 반송 주파수는 1kHz, 변조 주파수는 90Hz, 그리고 반송 신호의 크기는 70dBHL인 자극음을 가하면서 뇌파를 측정하였다. 1회 FFT를 하기 위해 8192(=2<sup>13</sup>) 샘플 데이터를 이용하여 주파수의 해상도를 0.122Hz가 되도록 하고, 총 64회를 평균하였다. 이러한 이유로 측정시간은 청성뇌간반응 검사보다는 긴 평균 8~9분 소요되었다.

그림 4(a)는 소리 자극이 없는 상태에서 획득된 청성지속반응으로 인한 뇌파 신호의 주파수 정보를 관찰한 것이다. 60Hz와 그것의 고조파 성분인 120과 180Hz에서만 피크들이 관찰되었다. 그림 4(b)는 자극 음은 발생시키지만 피검자가 듣지 못하게 이어폰 끝을 막고 60Hz 노치 필터를 동작시켰을 때 측정된 결과로 그림 4(a)와 같이 변조 신호는 관찰되지 않았고, 다만 60Hz 주파수대만 노치 필터에 의해서 제거됨을 확인할 수 있었다. 이로써 소리 자극 신호 자체가 증폭기에 유입되어 발생한 것이 아니라는 것을 확인하였다. 난청인 경우에도 동일하게 측정될 것이다. 끝으로 그림 4(c)는 정상적인 소리 자극을 가하면서 60Hz 노치 필터는 켜를 때 측정된 것으로 유발 전위 신호에서 변조된 자극 신호와 동일한 주파수인 90Hz의 신호 성분을 관찰 할 수 있었다. 180Hz에서 작은 피크가 보이는 것은 60Hz의 고조파 성분이 유입되어 관찰되는 것이다.

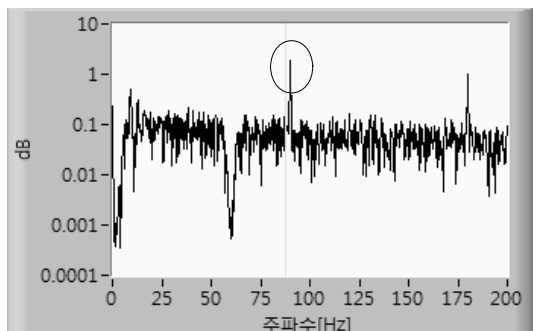
그림 5는 청성지속반응 검사에 있어 객관적 청력 역치 결정 방법 중 하나인 F-test의 결과이다. 본 실험에서는 변조 주파수가 90Hz이므로 식 (3)에서 정의된 바와



(a)



(b)

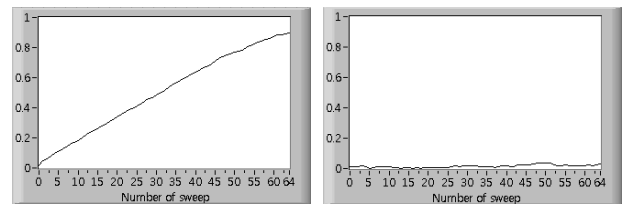


(c)

그림 4. 청성지속반응 신호의 예 (a) 60Hz 노치 필터를 off하고, 자극음을 가하지 않았을 때 (b) 60Hz 노치 필터를 on하고 자극 신호는 가하지만 피검자가 듣지 않도록 막았을 때 (c) 60Hz 노치 필터를 on하고, 자극음을 정상적으로 가하였을 때

Fig. 4. Example of ASSR signals (a) when there is not sound stimulation (60Hz notch filter off) (b) when stimulation sound level is 70dBHL (60Hz notch filter on), but the end of the earphone is blocked (c) when stimulation sound level is 70dBHL (60Hz notch filter on)

같이 변조 주파수 90Hz에서 7.32Hz(=0.122Hz×60)보다 낮은 82.68Hz 부터 97.32Hz 사이에서 변조 주파수 90Hz에 해당되는 에너지를 제외한 에너지와 변조 주파수 90Hz에 해당되는 에너지의 비이다. 자극음의 크기가



(a)

(b)

그림 5. 반응의 존재 유무의 확인 (a) 정상적인 청성지속반응 있을 때 (b) 청성지속반응이 없을 때

Fig. 5. Confirmation of presence or absence of responses (a) when there is a normal ASSR (b) when there is not a ASSR.

70dBHL와 같이 가청 가능한 크기인 경우에는 그림 5(a)와 같이 90Hz 변조 주파수에 해당되는 주파수 신호의 크기가 주변 주파수 신호의 크기에 비하여 지속적으로 증가하였다. 그림 5에서 y축은 확률 값으로 1에 가까울수록 신호의 존재 가능성이 높음을 의미한다. 그러나 변조 신호의 크기를 줄여 피검자가 듣지 못할 경우 그림 5(b)와 같이 변조 주파수에 해당되는 신호의 크기와 주변 신호의 크기와 차이가 없음을 확인할 수 있었다. 내이 및 중이질환의 소견이 없는 정상인 10명에 대한 F-test의 값은  $0.85 \pm 0.08$ 이었다.

#### IV. 결 론

제안한 시스템은 하드웨어의 부분을 최소화하고 소프트웨어 부분의 기능을 넓혀 다양한 자극 신호의 발생과 데이터 획득 후 신호 처리의 유연성을 높였다. 이렇게 함으로써 하드웨어의 수정 없이 청성뇌간반응 검사와 청성지속반응 검사를 함께 시행할 수 있었다. 객관적 지표로 측정 결과가 나타나기 때문에 검사 결과를 판독하는데 도움이 되었다. 한 번의 전극 부착으로 두 가지 검사를 모두 시행할 수 있는 편리성을 제공하였다.

객관적 청력 검사 도구로서 청성뇌간반응 검사나 청성지속반응 검사를 단독으로 사용하는 것보다 상호보완적으로 함께 사용함으로써 고주파뿐만 아니라 저주파 대역의 청력 역치도 객관적으로 얻을 수 있다. 하나의 시스템에 두 가지 기능을 통합함으로써 기기 구입에 대한 중복 투자를 막을 수 있고, 신생아실 내에서 장비를 두고 검사가 이루어진다면 면역성이 약한 신생아들의 외부 출입으로 인한 감염의 가능성도 낮출 수 있을 것으로 기대된다.

## 참고 문헌

- [1] National Institute of Health, Early identification of hearing impairment in infants and young children. Medical Arts and Photography Branch, National Institutes of Health, 1993.
- [2] T. Finitzo, et al., "Year 2000 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs," *Pediatrics*, vol. 106, no. 4, pp. 798-817, 2000.
- [3] S.B. Waltzman, et al., "Long-term effects of cochlear implants in children," *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, vol. 126, no. 5, pp. 505-511, 2002.
- [4] 김리석, 정성욱, "청성지속반응," *임상이비인후과학회지*, 제19권, 제1호, 18-24쪽, 2008.
- [5] R. Burkard and C. Secor, "Overview of auditory evoked potentials," *Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. New York: Lippincott William and Wilkins*, pp. 233-235, 2002
- [6] 홍성화, "이음향방사," *임상이비인후과학회지*, 제19권, 제1호, 25-35쪽, 2008
- [7] 김도영, 김성신, 김창휘, 김시찬., "변조 이음향방사(DPOAE)를 이용한고위험군 신생아 청각 선별검사," *대한소아과학회지*, 제49권, 제5호, 507-512쪽, 2006
- [8] J.B. Firszt, et al., "Auditory Sensitivity in Children Using the Auditory Steady-State Response," *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 130, no. 5, pp. 536-540, 2004.
- [9] C.H. Yang, H.C. Chen, and C.F. Hwang, "The prediction of hearing thresholds with auditory steady-state responses for cochlear implanted children," *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, vol. 72, no. 5, pp. 609-17, 2008.
- [10] W.H. James, "The Role of Auditory Steady State Response (ASSR) in Audiology Today."
- [11] O.G. Lins and T.W. Picton, "Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, vol. 96, no. 5, pp. 420-432, 1995.
- [12] J.J. Carr and J.M. Brown, "Introduction to biomedical equipment technology", Prentice Hall New Jersey, 2001.
- [13] Analog Device. AD620. Available from: <http://www.analog.com/en/other-products/military-aerospace/ad620/products/product.html>.
- [14] Texas Instruments. CD4051B. Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4053b.pdf>.
- [15] M.E.Van. Valkenburg, "Analog Filter Design", Oxford University Press, 1995
- [16] Texas Instruments. "Active Filter Design Application", Available from: <http://www.ti.com/tool/filterpro>
- [17] National Instruments. NI USB-6215. 558-561]. Available from: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/207096>.
- [18] 노형욱, 이탁형, 그리고 김남현 등, "마이크로프로세서를 이용한 자동청력검사 시스템 개발," 전자공학회논문지, 제46권, SC편 제2호, 15-21쪽, 2009년 3월
- [19] M.S. John and T.W. Picton, "Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements," *Hearing Research*, vol. 141, no. 1, pp. 57-79, 2000.
- [20] E. Skoe and N. Kraus, "Auditory brainstem response to complex sounds: a tutorial," *Ear and hearing*, vol. 31, no. 3, pp. 302, 2010.
- [21] C. Elberling and M. Don, "Quality estimation of averaged auditory brainstem responses," *Scandinavian audiology*, vol. 13, no. 3, pp. 187-197, 1984.
- [22] 노형욱, 남기창, 그리고 장경환 등, "임베디드 기반의 휴대용 A-ABR 시스템 개발 및 평가," 전자공학회논문지, 제47권, SC편 제3호, 48-55쪽, 2010년 5월
- [23] 김시찬, "유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발," 연세대학교 박사학위논문, 2007년 8월
- [24] D.L. Beck, D. Speidel, and M. Petrak, "Auditory steady-state response (ASSR): a beginner's guide," *Hearing Review*, vol. 14, no. 12, pp. 34, 2007.
- [25] M.S. John and T.W. Picton, "MASTER: a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 61, no. 2, pp. 125-50, 2000.
- [26] T.W. Picton, et al., "The use of phase in the detection of auditory steady-state responses," *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, no. 9, pp. 1698-1711, 2001.

— 저 자 소 개 —



김 수 찬(평생회원)-교신저자  
1994년 인제대학교 의용공학과  
(공학사)  
1998년 연세대학교 대학원 생체  
공학협동과정(공학석사)  
2003년 연세대학교 대학원 생체  
공학협동과정(공학박사)

2003년~2004년 Rensselaer Polytechnic Institute  
(Post Doc.)

2008년 KETI 위촉연구원

2004년~현재 환경대학교 바이오.정보기술대학원,  
전임강사, 조교수, 부교수

<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, HCI 등>