

난청 감별을 위한 자동청성뇌간반응검사(A-ABR) 측정기 개발

노형욱, 김수찬*, 차은중**, 김덕원***

연세대학교 대학원 생체공학협동과정, *한경대학교 생물정보통신전문대학원, **충북대학교 의과대학 의공학교실,

***연세대학교 의과대학 의공학교실

Development of A-ABR system for identifying difficulty in hearing

Hyung Wook No, Soo Chan Kim*, Eun Jong Cha**, Deok Won Kim***

Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University,

*Graduate School of Bio & Information Technology, Electronic Technology Institute, Hankyong National University,

**Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Chungbuk National University,

***Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

Abstract - Hearing loss is the most common birth defect among infants. Yet most hearing-impaired children are not identified until 1 to 3 years of age - which is well beyond the critical period(6 month) for healthy speech and language development. However, if a hearing-impaired is identified and treated in its early stages, child's speech and language skills will be comparable to his or her normal-hearing peers. For these reasons, hearing screening at birth and routinely throughout childhood is extremely important. Auditory brain-stem response(ABR) is nowadays one of the most reliable diagnostic tools in the early detection of hard of hearing. In this study, we developed the system that detects auditory evoked potential using micro-processor. Furthermore, it is required to develop a portable system to measure in not only soundproof room but also nursery for infants.

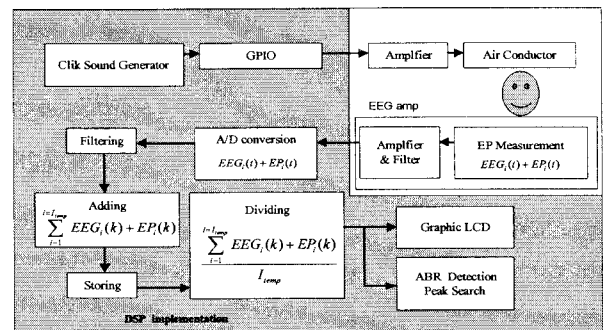
함에 따라 청성유발 전위 외의 신호는 청각 자극과 동기가 맞지 않아 측정되는 전위를 평균하면 그 크기가 줄어든다[3].

2.2 전체 시스템 구성

전체 과정을 처리하기 위한 ABR 시스템은 크게 뇌전위(EEG)증폭기부, 신호 처리부, 청각 자극부 세 부분으로 나누어 볼 수 있다. 신호 처리부에서는 A/D 변환된 신호의 평균 알고리즘을 수행하며, 청각자극부에서는 ABR 신호를 유발시키기 위한 청각 자극신호의 설정 및 출력을 한다. ABR 시스템을 위한 전체 구성도는 아래의 그림 2와 같다. 먼저 피검자의 귀에 청각 자극을 가한 후 이와 동기를 맞추어 유발전위를 측정한다. 측정된 유발 전위는 증폭기단에서 증폭되며 필터링(filtering)된다. 이 신호는 A/D 변환이 되어 마이크로컨트롤러에서 신호처리 과정을 거치게 된다. 반복 횟수

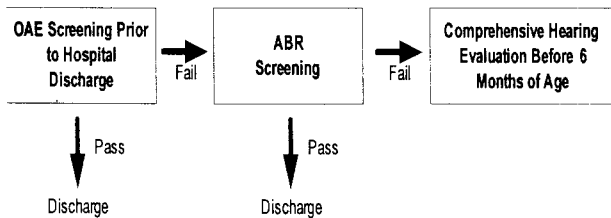
1. 서 론

선천성 난청은 그 발생 빈도가 신생아 만 명 당 30명으로 신생아에서 선별 검사가 가능한 어떠한 질병보다도 그 발생 빈도가 높다[1]. 선천성 난청은 초기에 발견만 된다면 보청기 및 인공 와우 수술 등으로 청각 장애를 예방할 수 있으나, 발견이 늦을수록 치료를 하더라도 효과가 떨어진다. 따라서 난청환자의 조기 발견을 위한 노력은 필수적이라 할 수 있다. 미국의 경우 현재 41개 주에서 신생아 청각선별검사를 법제화하여 시행하거나 준비 중이며 연방법으로 이에 대한 지원을 하고 있는 실정이고, 그림 1에서 볼 수 있는 것과 같이 NIH(National Institutes of Health)에서 추천하는 신생아에서의 청력 검사 과정으로 ABR screening을 필수 과정으로 보고 있다. 여기서의 과정은 우선 OAE test를 실시하여 통과하게 되면 정상으로 판정이 나며, Fail했을 경우 ABR Screening을 하게 되는데 여기서 통과시 정상으로 판정이 되지만, Fail 할 경우 출생 6개월 이내 재활치료를 시작하여야 하며, 그럴 경우 거의 정상적인 언어 발달을 보인다[2].



만큼 위의 과정을 진행하면서 평균을 취하게 되며, 최종적으로 처리된 신호를 Graphic LCD 상에 출력하게 된다.

<그림 2> ABR 시스템 구성도



<그림 1> NIH의 신생아 청력 검사 과정

본 연구에서는 마이크로프로세서를 이용한 자동청력장치 시스템을 구성하여 사용이 간편한 시스템을 개발하고자 하였다. 따라서, 기존의 ABR 시스템의 소형화 및 무구속 휴대형 시스템(stand alone) 구현을 위해 마이크로프로세서를 이용한 ABR 시스템 개발이 필수적이라 할 수 있다.

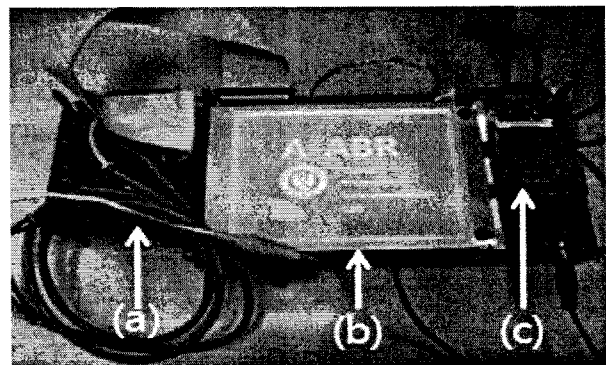
2. 시스템 개발 및 실험

2.1 ABR 신호

ABR screening은 환자의 귀에 click음을 자극함과 동시에 1~10ms 사이에서 청신경과 청각 정도도에서 일어나는 일련의 전기적 변화를 두피의 표면전극을 이용하여 기록하는 것이다. ABR은 신생아나 유아의 청력검사 장비로써, 일반인의 청력은 청력 측정기로 측정이 되지만 유아의 경우에는의 사소통이 안 된다. 따라서 유아의 청력검사를 위해선 귀에 클립 사운드를 들려주고 두부에서 발생되는 미세한 유발전위(evoked potential)를 측정해야 한다. 그러나 이 유발전위가 워낙 작아 보통 ensemble averaging을 하여 SNR(Signal to Noise)을 높여 청각신호를 추출한다. 또한 반복횟수가 증가

2.3 하드웨어 구성

ABR 신호측정을 위한 하드웨어는 아래의 그림3과 같이 구성하였다. 측정해야 하는 ABR 신호는 수 μ V의 아주 작은 미세한 신호이므로, 최소한 5만~10만 배 정도 증폭을 해줘야 했다. 또한 청각 유발 전위는 30Hz~3000Hz의 대역폭을 가지고 있으며 신호 대 잡음비가 매우 낮다. 따라서 전원이나 근접음 등에 의한 잡음의 영향을 많이 받게 되기 때문에 다양한 필터링의 처리가 필요하였다. 증폭기의 IC(AD620, Analog Devices, USA)을 통해서 증폭된 신호는 30Hz high pass 필터와 60Hz notch 필터, 3kHz low pass 필터를 거친 후, 출력신호로 나오도록 처리하였다. 출력되어 나온 신호는

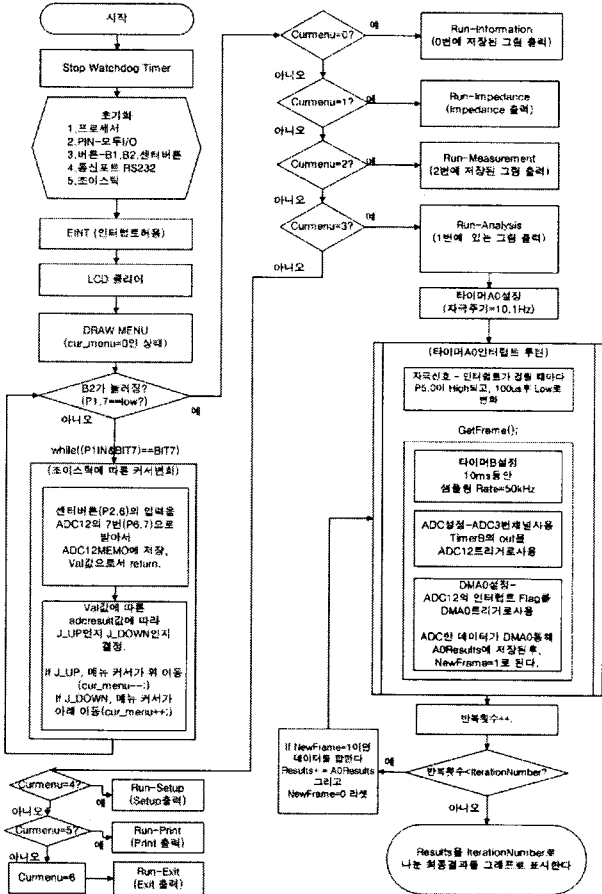


<그림 3> 하드웨어 구성
(a)증폭기, (b)LCD, (c)마이크로컨트롤러

A/D 변환이 되어 마이크로컨트롤러로 전송되며 1000번의 ensemble averaging 처리를 거친 후, ABR 신호로 LCD 화면에 출력된다.

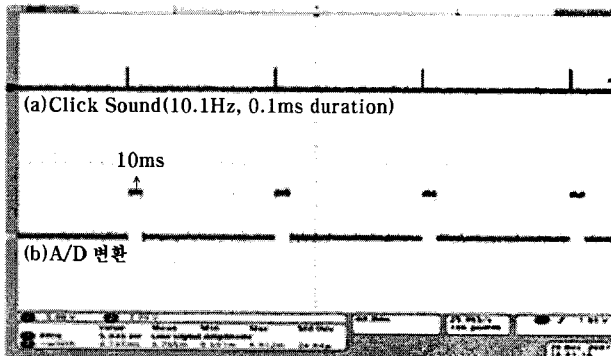
2.4 소프트웨어 구성

시스템 개발을 위한 프로세서로는 MSP430을 선정하였으며, 그 이유는 우선 시스템을 저 전력으로 구동하는 것이 가능하고, 칩 자체에서 가지고 있는 내부 메모리가 8KB 정도로 충분하며, 또한 LCD 구동 드라이버가 내장되어 있는 장점이 있었기 때문이었다. 전체적인 프로그래밍은 IAR Embedded Workbench v3.42(IAR system, Sweden)를 기반으로 하여 아래의 그림4와 같이 구현하였다.



〈그림 4〉 구현한 프로그래밍 흐름도

Click Sound는 아래의 그림 5에서 알 수 있듯이, 주파수가 10.1Hz, Duration이 0.1ms가 되도록 설정하였으며, A/D변환은 Click Sound 신호와 동기화 되어 10ms 구간만큼 데이터를 받을 수 있도록 구현하였다. 그 후 최종적으로 1000회 만큼 위의 과정을 반복하며 평균을 취하여 ABR 신호를 얻게 된다.



〈그림 5〉 Click Sound와 동기화 된 A/D 변환

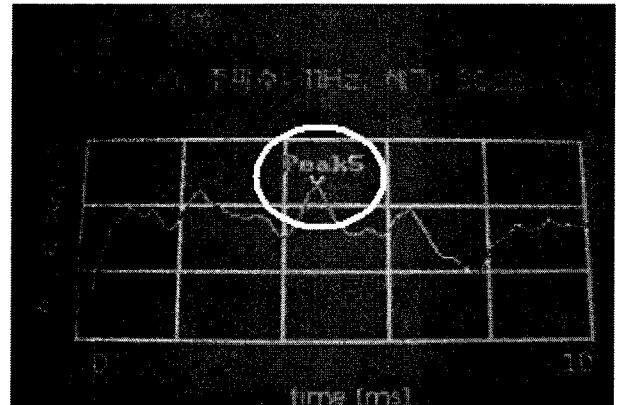
2.5 실험

본 시스템의 평가를 위해 청력이 정상인 성인 남성을 대상으로 ABR Screening을 수행하였다. 주변에서 들릴 수 있는 외부에 대한 소음을 차단하기 위하여 신생아 청력 검사 시 널리 사용되는 귀속 삽입형 이어폰 (EAR-3A)을 사용하여 테스트를 수행하였다. Active 전극은 자극하는 쪽의

귀를, reference 전극은 정수리에, ground전극은 자극하는 쪽의 반대 귀볼에 부착을 하였다. 전극을 붙이는 부위에는 젤을 약간 발라주어 접촉 임피던스를 낮추어 주었고, 이렇게 함으로써 SNR을 높일 수 있었다. 피검자는 편안한 상태를 유지하게 하였고, 측정은 약 1분간 지속되었다. Click Sound와 동기화 되면서 AD converting 되었으며, 유발전위는 MSP430에서 구현된 자체 프로세서에 의해 1000회 ensemble averaging처리가 된 후 LCD 화면에 최종 신호로써 출력되었다. Peak 신호를 검출한 방법은 PeakV가 나타날 수 있는 잠복기 구간 내에서 최대가 되는 점을 구하여 PeakV로 표시되도록 하였다.

3. 결과

출력된 ABR 신호파형의 특징은 아래의 그림 6과 같이 peakV가 가장 뚜렷하게 출력된 것을 알 수가 있다. 일반적으로는 peak I, III, V가 주도적으로 나오고 I과 III사이에서 II가 나오는데 IV, V는 연달아 나오는 경우가 많다. 일반적으로 난청의 유무는 peakV의 유무와 Latency로 판독을 내리는데, 정상인의 경우 4~6ms 사이에 나온다. 실험결과 peakV가 5.3ms정도에서 검출되었으므로, 피검자의 청력은 정상이라 판단할 수 있다.



〈그림 6〉 최종 출력 ABR 신호

4. 고찰

본 연구에서는 자체 프로세서를 사용하여 시스템을 구현하도록 하였기 때문에 구현된 프로그램을 프로세서에 download를 하면 PC 없이도 측정이 가능한 장비로 이용이 가능하였다. 유발전위(EP)는 정확한 시간의 동기가 필요하므로 마이크로프로세서를 이용하였으며, 따라서 정확한 측정과 측정된 데이터의 신호처리가 가능하게 되었으며, Graphic LCD를 통해서 결과값 출력되도록 구성하였다. 본 시스템을 기반으로 하여 피검자의 청력을 테스트 해 본 결과 ABR 파형이 뚜렷하게 출력되어 나오는 것을 확인할 수 있었으며 테스트 하는 과정 또한 아주 간단하였다.

이 시스템이 추후에 실제적인 진단 장비로써 개발되기 위해서는 휴대용으로 개발되는 것이 필수적이다. 왜냐하면 일반적으로는 신생아의 ABR 신호를 얻기 위해 신생아를 무음향실로 옮기게 되는데 이는 신생아의 감염 위험을 높인다. 따라서 차폐실이 아닌 일반 병실에서 신생아들의 청력 소실을 조기에 진단할 수 있게 되어 재활훈련을 빨리 시작하게 된다면, 청각 장애를 극복시키는데 큰 도움이 될 것이다. 따라서 시스템을 휴대용으로 개발하기 위해서는 고해상도(640*480)LCD를 비롯한 시스템 전체 크기의 소형화가 필수적이며, 배터리 전원으로 구동을 위해 시스템의 총 전력을 최대 1.2W이하가 되도록 설계하는 것이 필요할 것이다. 그리고 신생아들을 대상으로 한 임상적인 시험과, 추가적인 보완 또한 필요할 것이다. 향후, 난청 유무의 최종적인 결과(Pass or Refer)를 출력되도록 하여 쉽게 사용할 수 있는 시스템으로 개선된다면, 신생아를 대상으로 한 난청 선별검사가 확대될 것이며, 이는 난청의 조기발견과 함께 청각장애인의 예방에 기여할 것이다.

본 연구는 보건복지부 지정 휴대형 진단 치료기기개발 센터 사업으로 수행되었음(과제번호 : A040032).

〈참고 문헌〉

- [1] Bamford J, Davis A, "Neonatal hearing screening: a step towards better services for children and families", British Society of Auditory, vol. 32, pp 1-6, 1998
- [2] Markides, "Age at fitting of hearing aid and speech intelligibility", Br. J. Audiol., vol 20, pp.165-167, 1986
- [3] James W. Hall III, "Handbook of Auditory", Allyn & Bacon, 1992