

논문 2009-46SC-2-3

마이크로프로세서를 이용한 자동청력검사 시스템 개발

(Development of A-ABR System Using a Microprocessor)

노형욱*, 이탁형*, 김남현**, 김수찬***, 차은중****, 김덕원**

(Hyung Wook Noh, Tak Hyung Lee, Nam Hyun Kim, Soo Chan Kim,
Eun Jong Cha, and Deok Won Kim)

요약

난청은 가장 흔한 선천성 장애이다. 이 질병의 발생 빈도는 신생아 1000명 출생 당 1~3명 정도로 상당히 높다. 이러한 청력 장애가 조기에 발견된다면 수술적인 치료 등으로 예방할 수 있으나, 그렇지 못할 경우 언어와 학습장애를 초래하게 된다. 이런 관점을 근거로 신생아를 대상으로 한 선천성 난청의 선별검사는 큰 의미를 가지며 난청환자의 조기발견을 위한 노력이 필수적이라 할 수 있다. 기존의 수동 청력검사 시스템은 신생아 청력 평가 시 검사자의 주관성에 의존하게 되므로, 청성뇌간 반응의 뇌파 분석이 잘못될 가능성이 커진다. 따라서 본 연구에서는 난청여부를 자동으로 판독하여 결과를 나오도록 개발하고자 하였으며, 또한 기존 제품들과 차별화하기 위하여 휴대용으로 개발하여 차폐실이 아닌 일반 병실에서도 검사가 가능하도록 함에 따라 유소아의 청각 장애를 극복시키는데 기여하고자 하였다.

Abstract

Hearing loss is one of the most common birth defects among infants. Most of hearing-impaired children are not diagnosed until 1 to 3 years of age - which is too late for the critical period (6 month) for normal speech and language development. If a hearing impairment is identified and treated in its early stage, child's speech and language skills could be comparable to his or her normal-hearing peers. For these reasons, hearing screening at birth and throughout childhood is extremely important. ABR (Auditory brain-stem response) is nowadays one of the most reliable diagnostic tools in the early detection of hearing impairment. In this study, we have developed the system that automatically detects if there is hearing impairment or not for infants or children. For future studies, it will be developed as a portable system to be able to take a measurement not only in sound proof room but also in nursery for neonates.

Keywords : A-ABR(Automated Auditory Brainstem Response), Hearing impairment, Ensemble average, Iteration number, Evoked potential

I. 서론

신생아가 생후 24개월 동안 지속적으로 언어나 환경음을 청취하여야 청각신경전달계가 정상적으로 성숙하

게 된다. 특히 소아의 언어능력은 생후 6개월 이후에 발달되므로 소리자극이 정상적인 성장에 미치는 영향은 매우 크다. 만일 이 시기에 소리자극이 주어지지 않는다면 언어습득과 발달에 막대한 지장을 초래하게 된다.

* 정회원, 연세대학교 생체공학협동과정

(Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University)

** 평생회원, 연세대학교 의과대학 의공학학교실

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

*** 평생회원, 한경대학교 생물·정보통신전문대학원

(Graduate school of Bio & Information Technology, Hankyung National University), 전자기술융합연구소

**** 평생회원, 충북대학교 의과대학 의공학학교실

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

※ 본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : A040032)

접수일자: 2008년10월31일, 수정완료일: 2008년12월30일

언어장애는 성장 후에 행동장애, 학습장애로 발달하게 되어 정상적인 생활이 불가능하게 된다. 불행하게도 신생아에 대한 청력 선별검사가 이루어지지 않는 상황에서 대부분의 선천성 난청환자는 생후 24개월이 지나야 인지가 되고 병원을 찾아 난청으로 진단받기까지는 이보다 더 오랜 시간이 걸리기도 한 실정이다^[1].

난청은 가장 흔한 선천성 장애이다. 이 질병의 발생 빈도는 세계적으로 신생아 1,000명 출생당 1~3명 정도이다^[2~3]. 국내의 경우, 2007년 통계청의 통계에 따르면 출생아수가 50만명에 이른다고 한다^[4]. 즉 매년 1000명 정도가 선천성 난청을 가지고 태어난다고 볼 수 있다. 이런 발생빈도는 신생아를 대상으로 선별검사가 시행되고 있는 대표적인 선천성 장애 질환인, 페닐케톤뇨증(1,000명 출생 당 0.02명)과 갑상선기능항진증(1000명 출생 당 0.2명)과 비교해 보면 훨씬 높은 발병률을 알 수 있다^[5]. 선천성 혹은 초기 유아기에 발생하는 청력장애는 조기에 발견되지 않을 경우, 언어와 학습장애를 초래하게 된다. 이 경우 교육기회의 박탈, 사회적 고립 등 사회구성원으로서 적절한 기능을 발휘할 수 없게 된다. 이런 관점을 근거로 신생아를 대상으로 한 선천성 난청의 선별검사는 큰 의미를 가진다.

언어 발달을 지연시키는 청력 손실에 대한 검사는 보통 18~24개월 내의 신생아를 대상으로 실시되며, 보통 경도 난청과 중등도 난청은 48개월이 지나고 나서야 인지가 된다^[6~7]. 하지만 생후 6개월 이내에 청력 손실에 대한 조기 치료가 이루어진다면 거의 정상적인 언어 발달을 보인다^[8]. 이에 따라 여러 논문에서는 청각장애를 가진 유소아나 농아의 언어 발달을 증진시키기 위해 조기 진단에 대한 중요성이 제기되고 있다^[9~11].

객관적 청력 검사의 한 방법인 청성뇌간반응검사(auditory brainstem response; ABR)는 청각 자극에 대한 유발 전위(evoked potential)를 측정하는 것이다. ABR은 의사소통이 불가능한 신생아 또는 유아의 청력 상태를 객관적으로 검사할 수 있을 뿐 아니라, 피험자의 청각 역치(hearing threshold level)를 정량화 할 수 있다. 그리고 순음(pure tone) 청력 검사 보다 더 많은 진단 정보를 얻을 수 있다^[12~13]. 대부분의 임상자들은 청력 검사 시 파형을 수작업으로 확인하여 난청 및 청력 검사에 활용한다.

그러나 이런 기존의 방법에는 두 가지의 한계점이 있다. 첫 번째는 단시간에 시행되는 신생아의 파형의 역치 평가 시 청성뇌간반응의 뇌파 분석이 실패할 가능성

이 커진다^[12, 14]. 두 번째는 경험이 부족한 검사자가 수작업으로 ABR의 파형을 검출할 때는 오류를 범할 가능성이 커진다^[12, 15]. 따라서 본 연구에서는 난청여부를 자동으로 판독하여 결과를 얻을 수 있도록 개발하고자 하였다.

II. 본 론

1. ABR(Auditory Brainstem Response) 신호

ABR screening은 피험자의 귀에 소리자극(Click sound)을 들려줌과 동시에 청각 전달경로에서 일어나는 전기적 변화를 두피에서 표면전극을 이용하여 기록하는 것이다^[14, 16]. 기록하는 시간은 그림 1과 같이 소리자극을 준 시점으로부터 10ms사이의 신호를 기록하게 되며, 주로 peak5의 유무와 Latency(소리자극을 들려준 시점으로부터의 지연시간)를 통해 난청의 유무를 판별한다. 일반인의 청력은 일반 청력 측정기로 측정이 되지만 유아의 경우에는 의사소통이 불가능하므로, 유아의 청력 검사를 위해서는 귀에 클릭 사운드를 들려주고 두부에서 발생하는 유발전위(evoked potential)를 측정하는 ABR 검사를 실시해야 한다. 그러나 이 유발전위가 너무 작아 앙상블 평균(Ensemble averaging)을 하게 되며, 반복 횟수가 증가함에 따라 청성유발 전위 외의 잡음은 청각 자극과 동기가 맞지 않아 평균하면 크기가 줄어들어 SNR(Signal to Noise)을 높일 수 있다^[12~13].

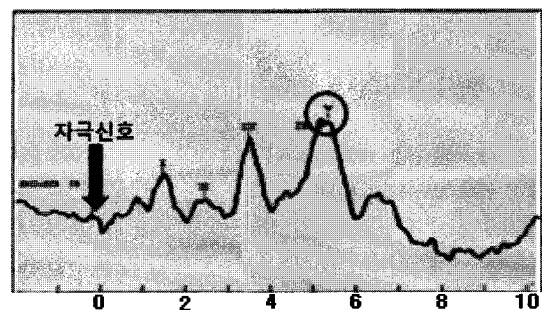


그림 1. ABR 신호의 형태

Fig. 1. ABR signal form.

2. 전체 시스템 구성

ABR 시스템은 크게 증폭기, 마이크로프로세서, LCD 세 부분으로 나누어 볼 수 있다. LCD (Micro Control Pia, Korea)는 결과를 화면으로 출력하는 동시에 터치스크린을 이용하여 전체 시스템 제어 또한 가능하도록 구현하였다. 마이크로프로세서에서는 A/D (Analog to

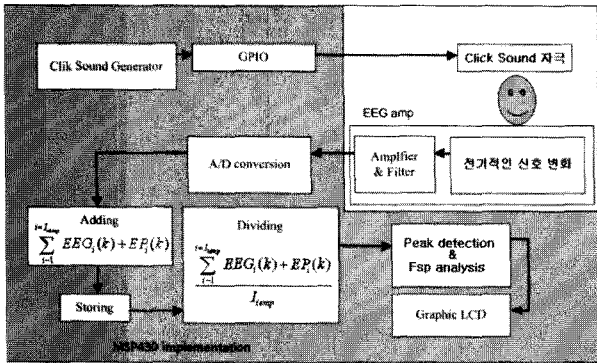


그림 2. ABR 시스템 흐름도
Fig. 2. ABR system flowchart.

Digital) 변환된 신호들에 대하여 난청판독에 의한 알고리즘을 수행하며, ABR 시스템의 흐름은 그림 2와 같다. 먼저 피험자의 귀에 청각 자극을 가한 후 이와 동기를 맞추어 유발전위를 측정한다. 측정된 유발 전위는 증폭기단에서 증폭되며 필터링 된다. 이 신호는 A/D 변환이 되어 마이크로컨트롤러에서 신호처리 과정을 거쳐게 된다. 반복 횟수만큼 위의 과정을 진행하면서 평균을 취하게 되며, 최종적으로 처리된 신호와 결과를 LCD 상에 출력한다.

가. 하드웨어

ABR 신호측정을 위한 하드웨어는 그림 3과 같이 구성하였다. 마이크로프로세서는 MSP430(TI, USA)을 선정하였으며, 그 이유는 저전력(1.3W이하)구동과 12bit ADC가 가능하며, DMA(Direct Memory Access)가 내장되어 있고 또한 내부 메모리가 4KB로써 시스템 구동에 충분하기 때문이었다. 마이크로프로세서의 전체적인 프로그래밍은 IAR Embedded Workbench v3.42(IAR system, Sweden)를 기반으로 하여 구현하였다. 증폭기

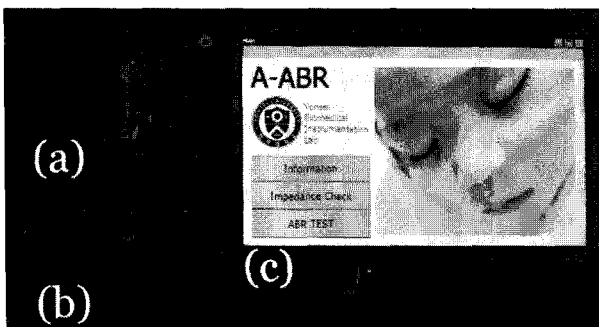


그림 3. 하드웨어 구성: (a) 마이크로프로세서, (b) 증폭기, (c) LCD
Fig. 3. Hardware Composition: (a) Microprocessor, (b) Amplifier, (c) LCD.

는 +5V와 -5V를 전원으로 사용하였으며, ABR신호는 수 uV의 아주 작은 미세한 신호이므로, 최소한 10만 배 정도의 증폭이 필요하였다. 또한 청각 유발 전위는 30Hz~3000Hz의 대역폭을 가지고 있으며 신호 대 잡음 비가 매우 낮다^[12]. 따라서 전원이나 근잡음 등에 의한 잡음의 영향을 많이 받게 되기 때문에 다양한 필터링의 처리가 필요하였다^[17~18]. 증폭기를 통해서 증폭된 신호는 30Hz high pass 필터와 60Hz notch 필터, 3kHz low pass 필터를 거친 후, 출력신호로 나오도록 처리하였다. 또한 7인치 크기의 LCD는 터치스크린 제어방식에 의하여 마이크로프로세서와 RS232통신이 가능하도록 개발되었다. LCD에는 Arm9 embedded controller가 장착되었으며, Windows CE 어플리케이션 기반 하에 C#.Net을 이용하여 LCD화면의 디자인과 구동 알고리즘을 구현하였다.

나. 소프트웨어

시스템 개발에 사용된 MSP430 프로세서에 대한 전

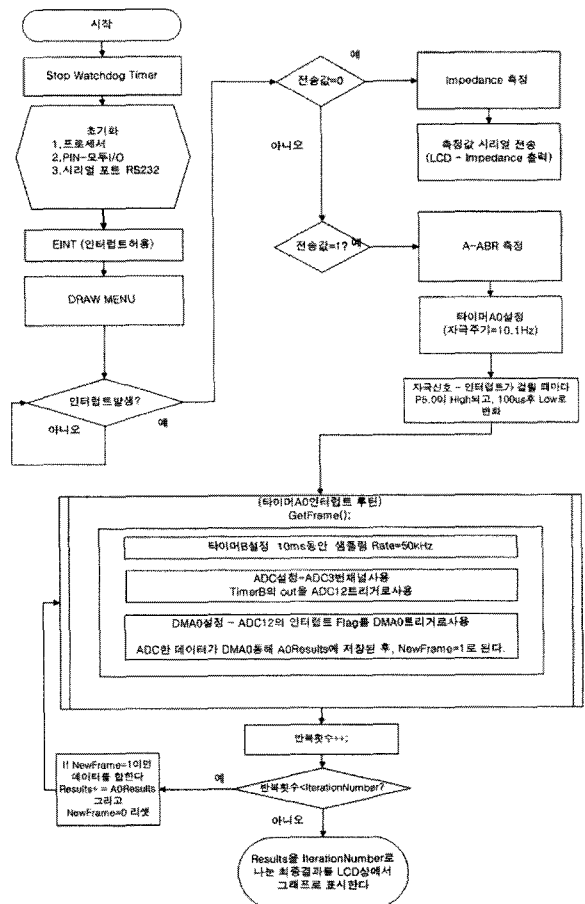


그림 4. 프로그래밍 흐름도
Fig. 4. Program flowchart.

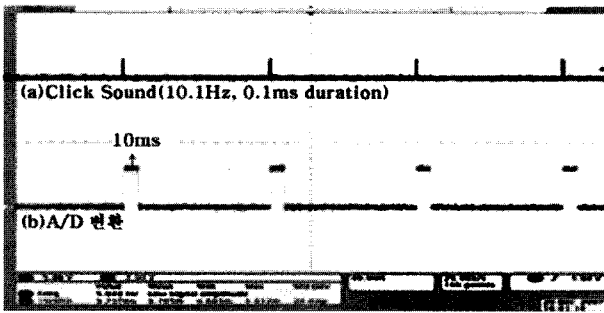


그림 5. Click sound 출력과 동기화 된 A/D변환
Fig. 5. A/D conversion synchronized with the click sound output.

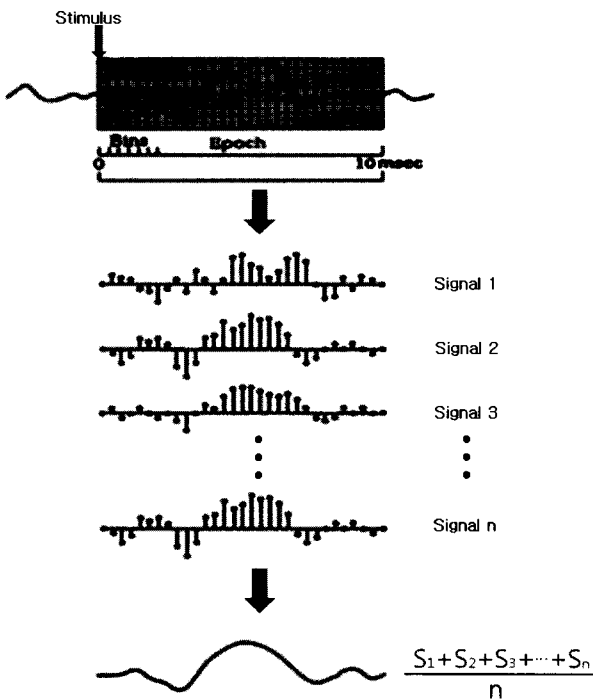


그림 6. 앙상블 평균 과정
Fig. 6. Ensemble averaging procedure.

체적인 프로그래밍은 IAR Embedded Workbench v3.42 를 기반으로 하여 그림 4와 같이 구현하였다. LCD의 터치스크린 기능을 통하여 A-ABR 측정시작 명령을 내리게 되면, 마이크로프로세서에서 그 명령을 인식한 후 click sound를 출력한다. 이 자극신호음은 아래의 그림 5에서 알 수 있듯이 주파수는 10.1Hz, Duration은 0.1ms가 되도록 설정하였으며, 증폭기로부터 나오는 출력 신호의 A/D변환은 Click Sound 신호와 동기화 되어 10ms 구간만큼 데이터를 받을 수 있도록 구현하였다. A/D변환을 통해 데이터를 얻게 되면 SNR을 높이기 위해 앙상블평균 알고리즘을 이용한 신호처리기가 필요하다. 그림 6은 앙상블평균 알고리즘의 방법을 간단히 나

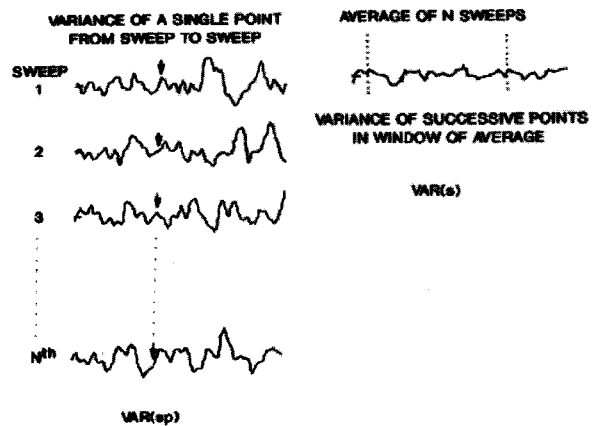


그림 7. Fsp 분석 알고리즘
Fig. 7. Fsp analysis algorithm.

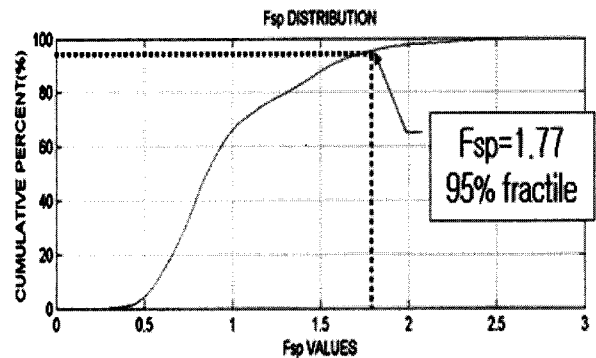


그림 8. Fsp값에 따른 누적 백분율
Fig. 8. Cumulative percent as a function of Fsp.

타낸 것이다. 잡음이 섞인 신호들을 A/D변환하는 과정을 계속적으로 n횟수만큼 반복하고 난 후, 반복한 n횟수만큼 평균을 취하게 되면 잡음성분이 많이 줄어들어 이상적인 신호와 가까운 파형을 얻을 수 있게 되며, 본 시스템에서 반복횟수는 1500번으로 설정하였다. 또한 청력 존재 여부를 판독하기 위한 Fsp 분석알고리즘을 구현함으로써 청력역치가 존재하는지 자동으로 판독하도록 하였다. Fsp는 ABR 신호의 품질(quality)을 평가하는 것이며, 그림 7은 Fsp의 계산을 위한 VAR(sp)와 VAR(s)를 나타낸 것이다. VAR(sp)는 소리 자극에 대한 각각의 파형들의 임의의 1개의 point들에 대한 분산을 나타내며, 잡음을 측정하는데 사용하였다. 잡음영향이 클수록 각각의 파형들의 변동이 심하기 때문에 이 값이 증가하게 된다. VAR(s)는 모든 파형들이 평균된 신호에 대한 분산을 나타내며, 신호와 잡음을 포함하게 되며 ABR파형이 뚜렷하게 나올수록 이 값은 증가한다. Fsp의 값은 VAR(s)를 VAR(sp)로 나누어 얻게 되며, 이 값에 따라 피험자의 난청여부를 판독하게 된다^[19-21].

그런데 이러한 판독을 위해서는 F_{sp} 의 기준 값이 필요하기 때문에 선행연구에서 정상청력을 가진 것으로 판명된 50명의 신생아를 대상으로 ABR test를 시행하였다. 그 결과 그림 8과 같이 F_{sp} 값이 1.77 일 경우 95% 이상의 정확성을 보였다^[22]. 그리하여 이를 근거로 역치 자동판정 기준을 정하였다.

3. 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 컷속 삽입형 이어폰 EAR-3A(EAR Auditory Systems, UK)을 사용하여 피험자에게 소리자극을 인가시켰다. 또한 소리 자극이 있는 경우와 없는 경우를 비교해 보기 위하여 이어폰을 귀에서 분리한 상태에서도 측정을 하여보았다. Active 전극은 자극하는 귀의 mastoid, reference 전극은 이마, ground전극은 자극하는 쪽의 반대 mastoid에 부착을 하였다. 피험자는 편안한 상태를 유지하게 하였고, 측정은 약 3분간 지속되었다.

유발전위는 Click Sound와 동기화 되면서 A/D 변환 되었으며, 유발전위는 MSP430에서 구현된 자체 프로세서에 의해 1500회 양상불 평균처리가 된 후 LCD 화면에 최종 신호로써 출력되었다. Peak 신호를 검출한 방법은 Peak5가 나타날 수 있는 잠복기 구간 내에서 최대가 되는 지점을 찾아서 Peak5로 표시되도록 하였다. 또한 F_{sp} 알고리즘에 의한 난청판독여부에 따라 Pass또는 Fail로 표시되어 출력되도록 설정하였다.

III. 결 과

피험자에게 소리자극을 인가시키며 측정한 후 출력

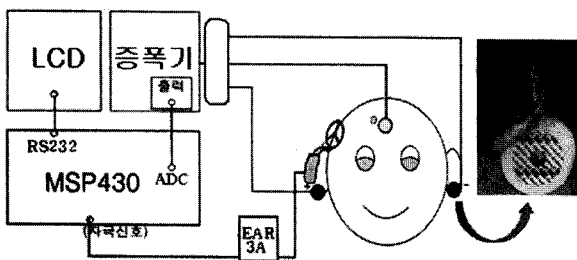


그림 9. 실험 구성
Fig. 9. Experimental setup.

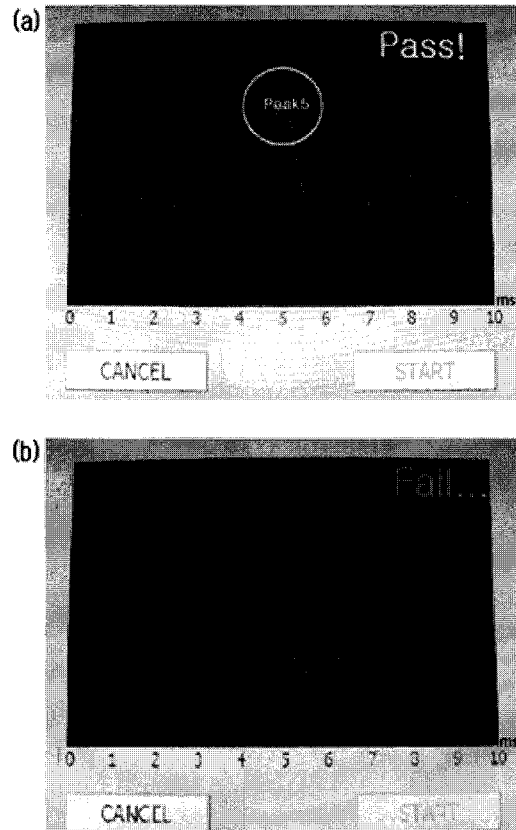


그림 10. 테스트 결과 화면: (a) 피험자가 클릭음을 들은 경우, (b) 피험자가 아무 소리도 듣지 않은 경우
Fig. 10. The screen of the test results: (a) In case the subject heard the click sound, (b) In case the subject heard nothing.

된 ABR 신호파형의 특징은 그림 9에서 나타나 있듯이 peak5가 가장 뚜렷하게 나온 것을 알 수가 있다. 일반적으로는 peak5를 제외한 나머지 peak들은 잘 보이지 않는 경우가 많고, 주로 peak5의 유무와 Latency로 판독을 내린다. 정상인의 경우는 5~7ms 구간에서 peak5가 검출이 되는데 실험결과 5ms정도에서 나온 것을 확인할 수 있었으며, F_{sp} 분석 알고리즘에 의해 피험자의 청력은 정상이라고 판단되어져 나왔다. 또한 피험자에게 소리자극을 들려주지 않는 상태에서 실험한 결과 peak점은 검출되지 않았으며, 난청판독 알고리즘에 의해 청력결과는 Fail로 판단되어져 나왔다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 자체 프로세서를 사용하여 시스템을 구현하도록 하였기 때문에 구현된 프로그램을 프로세서에 download를 하면 PC 없이도 측정이 가능한 장비로

이용이 가능하였다. 유발전위는 정확한 시간의 동기가 필요하므로 마이크로프로세서를 이용하였으며, 따라서 정확한 측정과 측정된 데이터의 신호처리가 가능하게 되었으며, LCD를 통해서 시스템을 제어하고 또한 결과가 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 실제 임상에 사용되기 위해서는 휴대용으로 개발되어야 한다. 왜냐하면 일반적으로 청력 진단을 위해 신생아를 무음향실로 옮기게 되는데 이는 감염 위험을 높인다. 그러므로 일반 병실에서도 청력을 빠르고 간단한 방법으로 진단할 수 있게 된다면 신생아들의 청각장애를 극복시키는데 큰 도움이 될 것이다. 시스템을 휴대용으로 개발하기 위해서는 시스템의 소형화와, 배터리 전원을 위한 낮은 전력으로 구동할 수 있는 시스템 구축이 필수적이다. 또한, 신생아를 대상으로 한 임상시험과 보완이 수행된다면, 신생아를 대상으로 한 선별검사가 확대될 것이며 이는 난청의 조기발견과 함께 청각장애인의 예방에 기여할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 이일우, "신생아 청력 선별검사", J Clinical Otolaryngol, vol. 14, pp. 168-174, 2003.
- [2] Bamford J, Davis A, "Neonatal hearing screening: a step towards better services for children and families", British Society of Audiology, vol. 32, pp. 1-6, 1998.
- [3] Barsky-Firkser L, Sun S, "Universal newborn hearing screening: a three-year experience", Pediatrics, vol. 99, no. 6, pp. E4, 1997.
- [4] "2007년 출생통계 잠정결과", 통계청 보도자료, 2008.
- [5] "2007년도 선천성대사이상 검사 채혈지 통계분석 및 정도관리분석 보고", 대한가족보건복지협회, 2008.
- [6] Stein LK, Jabaley T, Spitz R, Stoakley D, McGee T, "The hearing-impaired infant: patterns of identification and habilitation revisited", Ear Hear., Vol. 11, pp. 201-205, 1990.
- [7] Coplan J, "Deafness: ever heard of it? Delayed recognition of permanent hearing loss", Pediatrics, Vol. 79, pp. 206-213, 1987.
- [8] Markides, "Age at fitting of hearing aids and speech intelligibility", Br. J. Audiol., Vol. 20, pp. 165-167, 1986.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] Apuzzo ML, Yoshinaga-Itano C, "Early identification of infants with significant hearing loss and the Minnesota Child Development Inventory", Semin. Hear., Vol. 16, pp. 124-137, 1995.
- [12] James W. Hall III, "Handbook of Auditory Evoked Responses", Allyn & Bacon, 1992.
- [13] Goldstein R, Aldrich WM, "Evoked Potential Audiometry", Allyn & Bacon, 1999.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R, "Human auditory evoked potentials: I. Evaluation of components", Electroencephalograph Clin Neurophysiol, Vol. 36, pp. 179-190, 1974.
- [17] James W. Hall III. "Handbook of Auditory Evoked Responses," Allyn & Bacon, 1992.
- [18] Robert Goldstein, William M. Aldrich, "Evoked Potential Audiometry," Allyn & Bacon, 1999.
- [19] 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, 200, 273, March 2001.
- [20] Sininger YS, Hyde M, Don M, "Method for detection on auditory evoked potentials using a point optimized variance ratio", US Patent 6, 196, 977, March 2001.
- [21] Elberling C, Don M, "Quality estimation of averaged auditory brainstem responses", Scand Audiol, Vol. 13, pp. 187-197, 1984.
- [22] 김시찬, "유아에서 청성뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준파 모형 개발" 연세대학교 박사학위논문, 2005.

저 자 소 개



노 형 옥(정회원)
2008년 연세대학교
의용전자공학과(공학사)
2008년~현재 연세대학교 대학원
생체공학협동과정
<주관심분야: 생체신호 계측 및
분석, 의료기기 등>



이 탁 형(정회원)
2008년 연세대학교
의용전자공학과(공학사)
2008년~현재 연세대학교 대학원
생체공학협동과정
<주관심분야: 생체신호 계측 및
분석, 출혈성 쇼크의 영향 등>



김 남 현(평생회원)
1977년 연세대학교 공과대학
(공학사)
1982년 연세대학교 대학원
전기공학과(공학석사)
1986년 연세대학교 대학원
전기공학과(공학박사)
1995년~1999년 연세의대 의학공학교실 주임교수
1988년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실
조교수, 부교수, 교수
2008년~현재 연세의료원 의료정보실장
<주관심분야: U-health 기기, PHR 등>



김 수 찬(평생회원)
1994년 인제대학교
의용공학과(공학사)
1998년 연세대학교 대학원
생체공학협동과정
(공학석사)
2003년 연세대학교 대학원
생체공학협동과정
(공학박사)
2003년~2004년 Rensselaer Polytechnic Institute
(Post Doc.)
2004년~현재 한경대학교 생물·정보통신전문
대학원 전임강사, 조교수
2008년~현재 KETI 위촉연구원
<주관심분야: 생체신호 계측 및 분석, HCI 등>



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

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

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