

양이 보청기 개발을 위한 양이 통신 오픈 플랫폼 구현

김동욱¹ · 박주만² · 웨이첸¹ · 임형규¹ · 박희준³ · 성기웅² · 이정현⁴ · 김명남⁵ · 조진호^{1,+}

Implementation of Binaural Communication Open Platform for Binaural Hearing Aids Developing

Dongwook Kim¹, Juman Park², Qun Wei¹, Hyunggyu Lim¹, Heejoon Park³, Kiwoong Seong², Jyunghyun Lee⁴,
Myoungnam Kim⁵, and Jinho Cho^{1,+}

Abstract

Recently, the performance of binaural hearing aids is rapidly improved with the technology advancement of wireless communication, digital signal processing, and integrated circuit design. However, the previous hearing aids developer platforms can't be applied to binaural hearing aids developing, because it has no consideration for wireless communication and binaural hearing control. Also, the previous developer platforms are not easy to use for the algorithm development, because programming languages are limited. In this paper, we designed and implemented the open platform board for binaural hearing aids developing. The designed board can be programmed by general programming language and can be used wireless communication module. In order to verify the designed open platform board, we used the volume control algorithm using two open platform board. As a result of experiment, we verified the performance of designed and implemented open platform board that was successfully operated the binaural hearing control and the wireless communication.

Keywords : Binaural Hearing Aids, Wireless Communication, Open Platform Board, Bluetooth Communication

1. 서 론

최근 산업화와 고령화 등의 사회적인 요인으로 난청자들의 수가 급증하고 있으며 이런 난청자의 대부분은 전도성 난청(conductive hearing loss)과 감각신경성 난청(sensorineural hearing loss)을 앓고 있다[1-3]. 이는 지속적으로 소음에 노출되거나 노화 등의 원인에 의해 발생하며, 특히 유모세포가 손상된 경우 이를 복원할 수 없기 때문에 청력을 보상해 주기 위하여 공기 전도형 보청기를 많이 사용한다. 공기 전도형 보청기는 마이크로 폰으로 입력된 소리 신호를 난청자의 청각특성에 맞게 신호처리

와 증폭 단계를 거쳐 리시버를 통해 소리를 전달해주며, 한쪽 귀에만 난청이 발생한 경우에도 양쪽 귀 모두에 보청기를 착용하는 양이 보청기를 사용하는 것이 올바른 방법으로 알려져 있다. 그 이유는 난청자가 한쪽 귀에만 보청기를 착용하게 되는 경우 양쪽 고막에 인가되는 음압을 고르게 조절하기 어렵고 이에 따라 한쪽 귀에만 청력 보상이 이루어져 다른 귀의 난청이 촉진되거나 추가적인 청각 손상을 야기할 수 있기 때문이다[4-8].

그러나 대부분의 난청자들은 경제적인 부담과 미용상의 이유로 난청이 발생한 귀에만 보청기를 착용하고 있으며 양이 보청기를 착용하더라도 청취환경 변화에 대한 보청기 적합 변수(fitting parameter)의 자동적인 변화가 어려워 한쪽 귀에만 보청기를 착용하려고 하는 경우가 빈번하게 발생하고 있다. 이를 해결하기 위하여 보청기 제조사들은 양이 보청기간의 무선 통신을 이용해 주변 환경을 자동으로 인식하고 음량이나 청취 환경 변화에 대한 각종 적합 변수의 조절을 자동적으로 수행하는 환경 적응 기능을 갖는 양이 보청기 개발을 진행하고 있다[9-11]. 그러나 양이 보청기간의 통신이 가능한 보청기 개발을 위해 기존의 보청기 개발 보드를 그대로 이용할 경우 각 제조사마다 제공하는 고유의 프로그래밍 언어를 사용해야 함으로 알고리즘 개발에 어려움이 있다. 이러한 개발보드의 대표적인 예로 Sound Digital Technologies사의

¹ 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부(Dept. of Electrical Eng. and Computer Science Graduate School, Kyungpook National University)

² 경북대학교 의공학연구소(Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook National University)

³ 계명대학교 의용공학과(School of Electrical Engineering, Keimyong University)

⁴ 경북대학교 병원 의공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

⁵ 경북대학교 의학전문 대학원 의공학교실 (Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University)

⁺Corresponding author: jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : Jun. 17, 2011, Revised : Jul. 6, 2011, Accepted : Jul. 20, 2011)

보청기 개발보드는 Wolverine DSP 개발보드와 GA3280 개발 보드가 있으며 제조사 자체의 명령어만을 이용하여 알고리즘 설계가 가능하다. 또한 무선 통신 하드웨어 및 통신 제어 장치가 개발보드에 내장되어 있지 않아 별도의 하드웨어를 추가해야 하는 문제점이 있어 범용 프로그래밍 언어의 사용이 가능하고 하드웨어의 확장과 제어가 용이한 양이 보청기 개발용 보드의 개발이 요구된다.

본 논문에서는 주변 환경 변화에 대한 음량 조절이나 적합 변수 등의 제어 신호를 무선을 통해 전송하여 보청기의 동작을 제어할 수 있는 환경 적응형 양이 보청기 개발을 위한 오픈 플랫폼 형태의 개발보드를 설계 및 구현하였다. 본 논문의 양이 보청기 개발용 오픈 플랫폼 보드는 범용 프로그래밍 언어를 사용할 수 있는 DSP, 통신 제어 및 보청기 제어부의 설계가 가능한 FPGA 및 무선 통신 부분으로 구성하였으며 동작 검증을 위해 제작된 개발보드에 양이 보청기 음량제어 알고리즘을 적용한 무선 통신 실험을 통하여 개발보드의 성능을 검증하였다.

2. 양이 보청기 개발보드의 설계

2.1 양이 보청기 개발보드의 구조

본 논문에서 제안한 양이 보청기 개발보드의 구조는 Fig. 1과 같다. 양이 보청기 알고리즘을 위한 신호 처리부는 범용 DSP보드인 TMS320C6713DSK(Texas Instruments Inc., U.S.A)를 사용함으로써 ANSI C와 Matlab 및 Matlab Simulink를 이용한 개발이 가능하다. TMS320C6713DSK는 32비트 명령어를 사용하며 최대 200 MHz의 클럭 주파수, 부동 소수점 연산 및 1336 MIPS의 처리 속도를 가진다. FPGA는 XC3S400(Xilinx Inc., U.S.A)을 사용했으며 최대 400만 게이트를 지원하고 FPGA와 DSP 사이의 데이터 교환은 GPIO(General Purpose Input Output) 단자를 통해 이루어지도록 설계하였다. 통신방식은 유선과 무선을 모두 지원하며 무선의 경우 WT32(Bluegiga Inc., Finland)와 FB560(Firmtech Inc., Korea)와 FB570의 모듈을 선택적으로 사용하도록 하였다. 또한 FPGA의 다양한 외부 입력 포트를 이용해 음량, 통신모드 및 적합 변수를 입력 받을 수 있으며, 현재의 볼륨 값과 통신 상태를 외부로 표시할 수 있도록 LCD를 장착하였다. 본 논문에서 구현된 오픈 플랫폼은 Fig. 2와 같다.

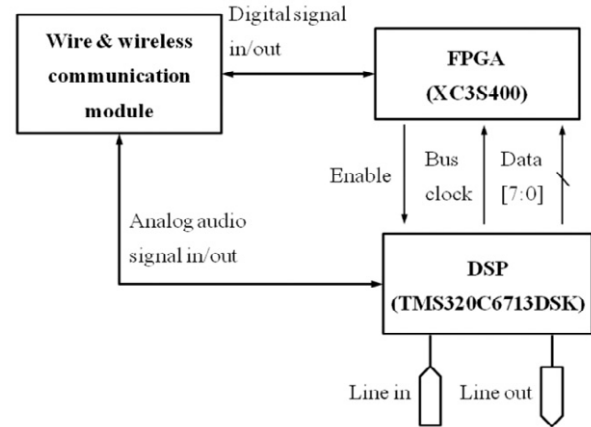


Fig. 1. Block diagram of the proposed open platform development board.

2.2 양이 보청기의 음량제어 알고리즘 설계

양이 보청기 음량 제어는 한쪽 보청기의 음량을 증가시키거나 감소 시켰을 때, 반대편 보청기도 음량 단계를 맞추어 두 보청기가 하나의 보청기처럼 동작한다. 이로 인해 난청인은 최적의 음량으로 소리를 청취하게 되며 방향 분별력을 극대화 할 수 있게 된다 [12].

2.2.1 제안한 오픈 플랫폼의 신호처리

본 논문에서는 제안한 오픈 플랫폼의 검증을 위하여 양이 보청기 음량 제어 알고리즘을 FPGA와 DSP 및 블루투스를 이용하여 Fig. 3의 구조로 설계하였다. FPGA는 DSP와 블루투스를 제어하며 총 6개의 모듈로 설계 하였다. 블루투스에서 출력 또는 입력되는 직렬 신호는 9600 baud이며 비트당 7회 샘플링하여 연속 4회 이상 같은 값이 측정되는 경우 해당 비트의 값을 데이터로 인식하게 되며 DSP와의 통신을 위해 16비트 병렬 신호로 부호화 및 복호화 하였다.

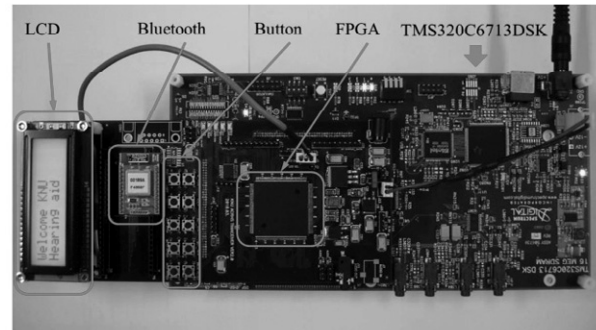


Fig. 2. Implemented open platform development board.

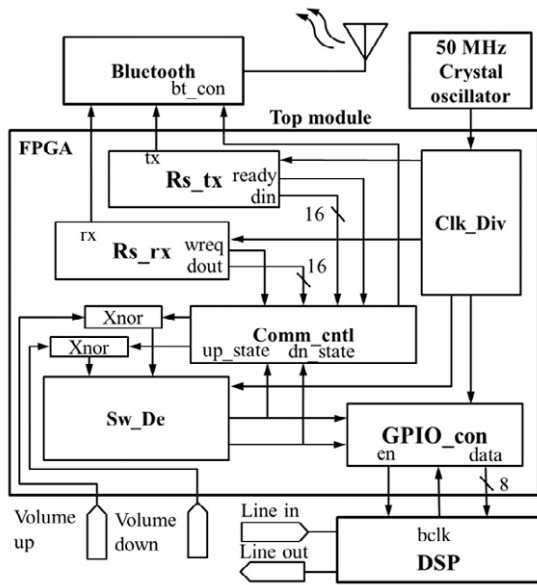


Fig. 3. Block diagram of volume control algorithm.

외부 입력에 의해서 음량 증가가 발생 했을 경우 Fig. 4와 같이 FPGA에서 DSP로 음량 증가 신호를 전송하는 데이터 버스인 data[0]가 'low' 에서 'high' 상태로 출력되며 40 ns뒤에 FPGA에서 음량조절 신호인 en이 'low' 에서 'high' 로 출력된다. DSP는 FPGA에서 받은 데이터의 확인을 위해 버스 클럭 bclk를 통해 버스 클럭이 'high' 상태일 때 데이터를 획득하고 'high' 에서 'low'로 변환하여 데이터 획득 완료를 FPGA에 알려준다. 음량 감소의 경우는 버스 신호 data[1]의 값이 'low'에서 'high'로 변경된다.

DSP는 보청기의 마이크로폰으로부터 외부의 음량 신호를 Line_in단자를 통해 직접 입력 받아 Line_out 단자를 통하여 리시버로 출력하며 FPGA로부터 음량 증가 또는 감소 신호가 입력되면 기존의 이득 값을 변화시켜 볼륨이 조절된 신호를 리시버로 출력하게 된다. DSP의 음량제어 알고리즘을 위한 프로그램 순서도는 Fig. 5와 같으며 FPGA에서 입력되는 음량제어 신호의 상태가 'high' 일 때 Fig. 4의 버스 신호의 값을 획득한 뒤에 데이터 값이 '1' 인 경우 이득을 2만큼 증가시키고, 데이터 값이 '2' 인 경우 이득을 2만큼 감소시키도록 설계하였다.

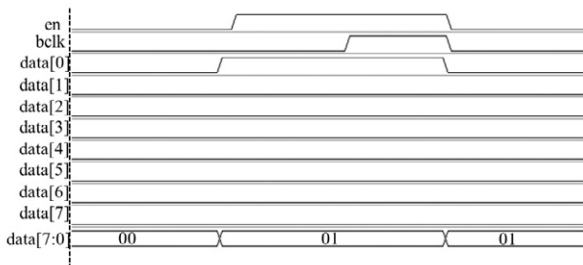


Fig. 4. Transmission of volume control signal using FPGA and DSP.

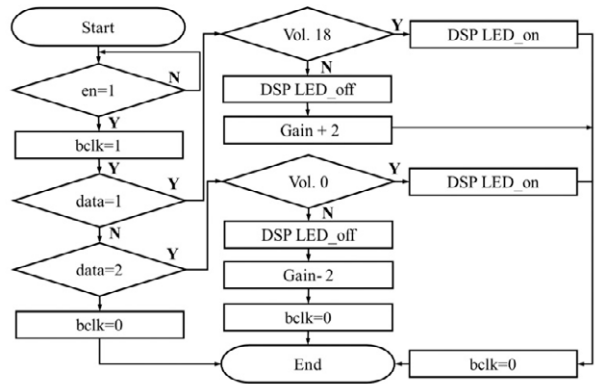


Fig. 5. Flow chart of volume control algorithm for DSP.

2.2.2 오픈 플랫폼간의 무선통신

오픈 플랫폼간 무선통신은 블루투스의 직렬 포트 프로파일 (serial port profile)을 이용한 양방향 비동기 통신을 이용하였고 2개의 오픈 플랫폼을 마스터와 슬레이브로 나누어 설정했으며 통신 순서도는 Fig. 6과 같다. 오픈 플랫폼간 통신이 시작되면 마스터는 슬레이브에게 초기 음량 값 요구 신호인 Init_que 신호를 전송하고 슬레이브는 현재 설정되어 있는 음량 값을 Init_ack 신호를 통해 마스터에게 전송한다. 만일 초기 연결이 실패했을 때 마스터는 슬레이브에게 다시 Init_que를 주기적으로 전송하고 3번이 지나도록 응답이 없을 경우 통신 연결을 종료한다. 통신 연결이 완료된 후 마스터와 슬레이브는 음량 제어 신호인 Data_que와 Data_ack를 송수신 하면서 오픈 플랫폼간의 음량 조절 신호를 전송할 수 있게 된다.

Table 1은 오픈 플랫폼간 통신 규약을 의미하며 하나의 패킷에 4개의 바이트를 직렬로 전송한다. 볼륨의 증가와 감소에 대한 통신 규약의 헤더와 데이터 값은 Table 2에 나타내었다. 한쪽 오픈 플랫폼의 볼륨이 증가되었을 경우, Type은 2, Header는 0x55의 값을 Table 1의 시작 바이트와 종료 바이트 사이에 삽입하여 반대 쪽 오픈 플랫폼으로 무선 전송하게 된다. 수신이 완료된 오픈 플랫폼은 볼륨의 증가와 함께 수신한 데이터를 다시 보내줌으로써 통신이 완료된다.

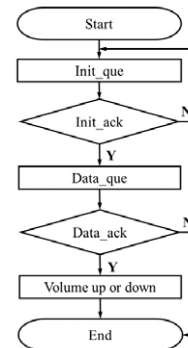


Fig. 6. Flow chart of algorithm for wireless communication.

Table 1. Communication protocol of open platform

STX	Header	Data	ETX
0×02	Type	Value	0×03

Table 2. Header and Data value of communication protocol

Definition	Type	Length	Contents	Value
Init_que	0	1 byte	Volume req.	0×55
Init_ack	1	1 byte	Volume trans.	Volume
			Increase Volume	
Data_que, Data_ack	3	1 byte	Decrease Volume	0×55
			Max or Min Volume	

3. 결과 및 고찰

3.1 ModelSim 을 이용한 컴퓨터 모의 실험

제한한 오픈 플랫폼 검증을 위한 음량 제어 알고리즘 설계에서 FPGA는 ISE Design Suite 12.3(Xilinx Inc., U.S.A)를 이용해 verilog HDL로 설계하였으며 ModelSim Se 6.5(Mentor Graphics Inc., U.S.A)를 이용하여 컴퓨터 모의 실험을 수행하였다. 모의 실험 결과는 Fig. 7과 같으며 음량 증가 변수인 up_state와 음량 감소 변수인 dn_state를 이용해 평소 'low' 값을 유지하다가 음량 제어 신호가 입력되었을 경우 각 신호의 하강 에지일 때 음량 제어 변수인 data를 변화시킨다. 실험결과 음량 증가 신호가 입력되었을 경우 data 신호가 '00000001'로 발생하고 up_state 신호의 하강 에지부터 bclk 신호의 하강 에지까지 신호 값이 유지되며 음량 제어 신호가 GPIO를 통해 DSP로 전송됨을 확인할 수 있었다. 음량 감소 신호가 입력되었을 경우 data 신호는 '0000010'로 발생하고 위와 같은 동작을 통해 DSP로 전송되며 Fig. 5의 알고리즘을 통해 오픈 플랫폼의 음량을 변화시키게 된다.

3.2 오픈 플랫폼을 이용한 음량제어 실험

양이 음량 제어 알고리즘을 이용한 오픈 플랫폼 검증 실험환경은 Fig. 8과 같다. 오픈 플랫폼의 DSP와 FPGA간 음량 제어는

DSP보드의 입력에 아날로그 데이터를 입력 시킨 후 A/D, D/A 과정을 통해 출력되는 신호에 FPGA를 통해 설정된 이득 값을 곱해 줌으로써 음량을 변화 시킨다. 이득 변화에 대한 음량 레벨은 0에서 18까지로 단계를 나누었으며, 음량이 증가 또는 감소될 때 마다 DSP의 내부 이득 값이 2씩 변화되게 하였다. 각 오픈 플랫폼1과 2는 개별 보청기 시스템을 나타내며 2개의 오픈 플랫폼에 1 kHz, 500 mV의 정현파 신호를 인가하고 오픈 플랫폼1의 음량을 증가 또는 감소 시켰을 때 오픈 플랫폼2의 음량이 무선 통신을 이용해 자동으로 조절되는지에 대한 실험을 수행하였다. DSP에서 출력되는 음량 변화 측정은 구현된 오픈 플랫폼2의 테스트 핀에 디지털 오실로스코프(MSO4034, Tektronix Inc.)를 연결하여 측정하였다.

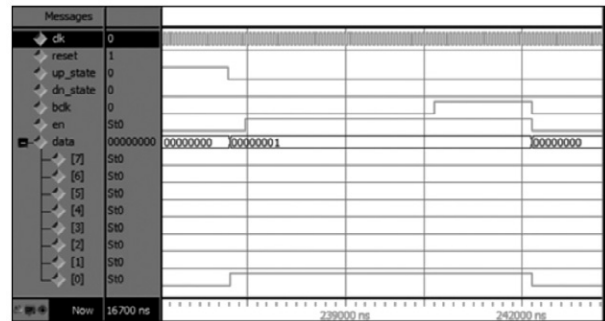


Fig. 7. Volume control computer simulation using ModelSim.

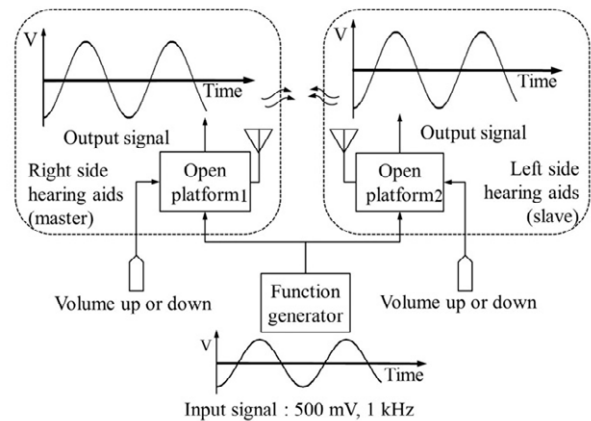


Fig. 8. Experimental environments of volume control algorithm using implemented open platform.

실험결과 오픈 플랫폼1의 음량을 증가 또는 감소 시켰을 때, 무선 통신을 통하여 오픈 플랫폼 2의 음량 값이 자동으로 조절되어 오픈 플랫폼1의 음량 값과 동일하게 조절됨을 확인할 수 있었으며 Fig. 9에 나타내었다. 오픈 플랫폼2의 음량이 변화될 때 무선 통신 및 DSP 내부 신호처리에 의해서 약 500 ms 정도의 지연시간이 발생되지만 소리의 청취에는 문제가 없을 것으로 판단된다.

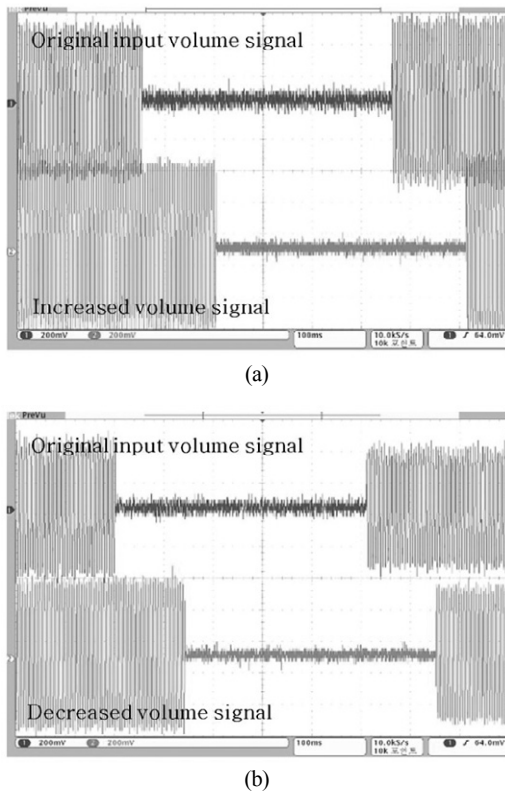


Fig. 9. Results of volume control using the open flatform; (a) result of increased volume, (b) result of decreased volume.

4. 결 론

본 논문에서는 주변 환경 변화에 대한 음량 조절이나 적합 변수 등의 제어 신호를 무선 통해 전송하여 보청기의 동작을 제어 할 수 있는 환경 적응형 양이 보청기 개발을 위한 오픈 플랫폼 형태의 개발보드를 설계 및 구현하였다. 본 논문의 양이 보청기 개발용 오픈 플랫폼 보드는 ANSI C 및 Matlab 등의 범용 프로그래밍 언어를 사용할 수 있는 DSP, 통신 제어 및 보청기 제어부의 설계가 가능한 FPGA 및 무선 통신 부분으로 구성하였다.

제안한 오픈 플랫폼 개발보드의 동작을 검증하기 위해 양이 보청기에서 일반적으로 사용되는 양이 보청기 음량 제어 알고리즘을 설계 및 구현하여 오픈 플랫폼의 동작 여부를 확인하였다. 검증에 사용한 음량 제어 알고리즘은 한쪽 보청기의 음량이 변화된 경우 무선 통신을 통하여 다른 쪽 보청기의 음량이 자동적으로 변화되는 기능으로 무선 통신과 음량 제어를 담당하는 회로를 FPGA 내부에 설계하고 이를 컴퓨터 모의실험을 통해 확인하였다. 그리고 제작된 오픈 플랫폼을 이용하여 2개의 오픈 플랫폼에 순음을 입력시킨 상태에서 한쪽 오픈 플랫폼의 음량을 증가 또는 감소시켰을 때, 다른 오픈 플랫폼의 음량 변화를 확인하여 두 오픈 플랫폼의 음량 제어가 자동으로 연동되는 것을 확인하였다.

본 논문에서 설계 및 구현한 오픈 플랫폼 보드는 기존 보청기 개발용 보드의 한계인 프로그래밍 언어 및 통신 확장성 문제를 해결하고, 양이 보청기용 칩을 쉽고 간편하게 개발할 수 있게 함으로써 보청기 알고리즘의 사전 검증 및 칩 개발의 기술 장벽을 낮추고 비용절감에 기여할 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2010 및 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업(2010-0025322, 2011-0004782), 지식경제부 바이오의료기기전략기술개발 사업(과제번호:10031779) 및 보건복지가족부 보건의료 기술진흥사업(과제고유번호: A092106)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

REFERENCES

- [1] J. M. Kates, "A computer simulation of hearing aid response and the effects of ear canal size," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 83, issue 5, pp. 1952-1963, 1988.
- [2] Harvey Dillon, *Hearing Aids*, Boomerang Press, Sydney, 2001.
- [3] 김보형, "노인성 난청의 환경 위험 요소들에 대한 고찰," *Korean Journal of Clinical Otolaryngology*, vol. 49, pp. 962-967, 2006.
- [4] D. B. Hawkins and W. S. Yacullo, "Signal-to noise ration advantage of binaural hearing aids and directional microphones under different levels of reverberation," *Journal of Speech and Hearing Disorders*, vol. 49, pp. 278-286, 1984.
- [5] N. Denzil and D. Bulmer, "Survey of binaural hearing aid users," *Journal of the American Auditory Society*, vol. 2, issue 5, 1981.
- [6] W. A. Shaw, E. B. Newman, and I. J. Hirsh, "The difference between monaural and binaural thresholds," *Journal of Experimental Psychology*, vol. 37, issue 3, pp. 229-242, 1947.
- [7] P. Dermody and D. Byrne, "Loudness summation with binaural hearing aids," *Scandinavian Audiology*, vol. 4, no. 1, pp. 23-28, 1975.
- [8] R. Christen, "Binaural summation at the most comfortable loudness level," *Australian Journal of Audiology*, vol. 2, no. 2, pp. 92-98, 1980.
- [9] J. Kerckhoff, J. Listenberger, and M. Valente,

“Advances in hearing aid technology,” *Contemporary Issues in Communications Science and Disorders*, vol. 35, pp. 102-112, 2008.

- [10] S. S. Jarng, Y. J. Kwon, and J. H. Lee, “Binaural directivity pattern measurements of the KEMAR head model with two twin hearing aid microphones,” *Journal of Acoustical Society of Korea*, vol. 24, no. 3E, pp. 115-122, 2005.

- [11] 임은정, 이규엽, 김이혁, 신창민, 윤성재, 박지현,

이상훈, “소음환경에서 Open-Set Speech Perception에서의 잔존청력 정도에 따른 Bimodal Hearing의 효과,” *대한이비인후과학회지: 두경부외과학*, 제52권, 제 1호, pp. 29-35, 2009.

- [12] R. Sockalingam, M. Holmberg, K. Eneroth, M. Shulte, “Binaural hearing aid communication shown to improve sound quality and localization,” *Hearing Journal*, vol. 62, issue 10, pp. 46-47, 2009.



김 동 욱(Dongwook Kim)

- 2007년 2월 인제대학교 전자공학과(공학사)
- 2009년 2월 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부(공학석사)
- 2011년-현재 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부 박사과정
- 주관심분야 : 음성신호처리, 양이 보청기 무선 제어, 이식형 보청기



박 주 만(Juman Park)

- 2009년 2월 경남대학교 전자공학과(공학사)
- 2011년 2월 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부(공학석사)
- 주관심분야 : 음성신호처리, 양이 보청기 무선 제어



웨 이 흰(Qun Wei)

- 2008년 8월 경북대학교 전자전기 컴퓨터학부(공학사)
- 2010년 8월 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부(공학석사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부 박사과정
- 주관심분야 : 생체신호처리 및 센서 공학



임 형 규(Hyunggyu Lim)

- 2002년 2월 경북대학교 전자전기공학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2011년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기 컴퓨터학부 박사후연수 연구원
- 주관심분야 : 무선 전력전달 시스템, 이식형 보청기



박 희 준(Heejoon Park)

- 1999년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 2001년 금오공과대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2006년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2006~2010년 계명대학교 의과대학 의료정보학교실 연구강사
- 현재 계명대학교 의과대학 의용공학과 전임강사
- 주관심분야 : 생체신호처리, u-Healthcare



성 기 웅(Kiwoong Seong)

- 1998년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2010년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 현재 경북대학교 의공학연구소 연구초빙 교수
- 주관심분야 : 청각 전달 매커니즘, 이식형 보청기



이 정 현(Jyunghyun Lee)

- 2002년 2월 경북대학교 전자전기공학부(공학사)
- 2004년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2008년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 2010년-현재 칠곡경북대학교병원 의공학센터 임상조교수
- 주관심분야 : 생체 텔레메트리 시스템, 양이보청기



김 명 남(Myoungnam Kim)

- 1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1996년-현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 교수
- 2008년-현재 경북대학교 병원 의공학과장
- 주관심분야 : 생체신호처리 시스템, 의학영상처리



조 진 호(Jinho Cho)

- 1977년 2월 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공(공학사)
- 1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1984년-현재 경북대학교 전자공학과 교수
- 2010년-현재 경북대학교 IT대학 학장
- 주관심분야 : 생체전자, 생체신호처리, 초소형 텔레메트리 시스템, 이식형 보청기