논문 2004-41SC-5-7

마이크로컨트롤러를 이용한 완전 이식형 인공중이용 저전력 음성 신호처리 및 제어 모듈의 설계

(Design of a Low Power Voice Signal Processing and Control Module using a μ-controller for Totally Implantable Middle Ear system)

강 호 경*, 정 의 성*, 임 형 규*, 박 일 용**, 윤 영 호*, 김 민 규*, 송 병 섭***, 조 진 호**

(Ho-Kyung Kang, Eui-Sung Jung, Hyung-Gyu Lim, Il-Yong Park, Young-Ho Yoon, Min-Kyu Kim, Byung-Seop Song, and Jin-Ho Cho)

요 약

완전 이식형 인공중이 시스템을 위한 음성 신호처리 및 제어 모듈을 소형 마이크로컨트롤러를 사용하여 저전력형으로 설계하였다. 설계된 모듈은 입력되는 음성신호를 난청자의 역치에 맞추어 이득을 조정하는 등의 신호처리를 수행함과 동시에 체내 이식부의 제어를 수행하게 된다. 설계된 마이크로컨트롤러는 전원이 켜지면 사용자의 청력 손실에 맞추어서 주파수별로 차등되는 이득을 주도록 실시간으로 음성신호를 처리하게 된다. 그러나 체외에서 제어신호가 입력될 경우 수신된 제어 신호에 의해 마이크로컨트롤러는 인터럽트 서브루틴을 수행하여 전원 제어, 볼륨 조절과 같은 제어 명령을 수행한 후 다시 음성 신호를 처리하도록 하였다. 설계된 모듈을 구현한 후 구현된 시스템의 동작을 실험을 통하여 확인하였다.

Abstract

A low power consuming voice signal processing and control module was designed using a small μ-controller for use in a totally implantable middle ear system. The module was designed that it can control the implanted system as well as process the fitting algorithm of input sound signal. In ordinary operation mode, the μ-controller processes the applied sound signal for compensating the hearing loss of the patients. When the control signal is applied from the IR receiving module, the μ-controller interrupts the signal processing and executes the order of the control signals such as power on/off, volume up/down. The designed module was implemented and verified the performance of the system through several experiments.

Keywords: totally implantable middle ear system, voice signal processing and control module, μ-controller

I. 서 론

이식형 인공중이 시스템은 진동 트랜스듀서를 사용하여 소리에 해당하는 형태의 진동을 중이의 이소골 또는 내이 입구에 직접 인가함으로써 난청자가 소리를 들을 수 있게 해주는 청각보조기이다[1]. 그러므로 이식형 인공중이는 공기전도형 보청기의 단점인 음향 왜곡과 음향 되먹임에 의한 하울링 현상을 해결할 수 있으며, 청음명료도가 우수하다는 장점이 있다[2].

현재까지 이식형 인공중이 시스템의 대부분은 부분 이식형으로 개발되었다[3]. 왜냐하면 시스템 모두를 체내에 이식할 경우 발생하는 전력공급 문제를 해결할 수 없었고, 전체 시스템을 협소한 측두골 공간에 이식 가능할 정도의 크기로 구현하기가 힘들었기 때문이다. 그

* 학생회원, 경북대학교
(Kyungpook National University)
** 정회원, 경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소
(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)
*** 정회원, 대구대학교
(Daegu University)
※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(과제고유번호: 02-PJ3-PG-EV10-0001)
접수일자: 2004년3월19일, 수정완료일: 2004년9월3일

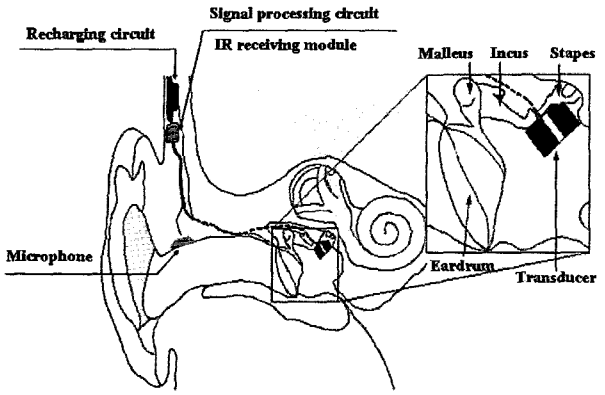

그림 1. 완전 이식형 인공중이 시스템의 개략도
Fig. 1. Schematic of a totally implantable middle ear system.

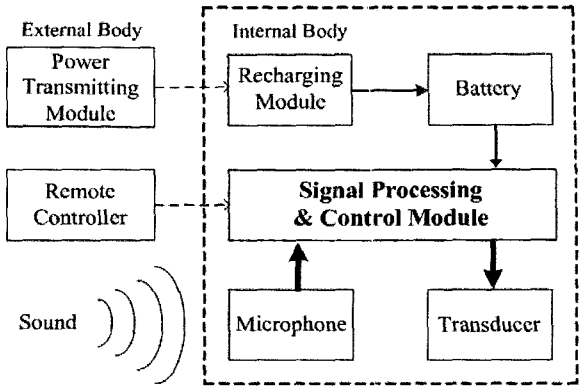

그림 2. 완전 이식형 인공중이 시스템의 구성도
Fig. 2. Block diagram of a totally implantable middle ear system.

러나 최근 전자공학의 발전으로 집적회로, 표면실장부품 등의 소자 크기가 매우 작아졌으며, 충전지의 발전으로 크기는 작지만 큰 용량을 가지는 충전지가 개발되어 이식형 시스템에 사용 가능해졌기 때문에 사용상 편리하고 완벽히 은닉할 수 있는 완전 이식형 인공중이 시스템의 개발이 추진되고 있다.

완전 이식형 인공중이 시스템은 그림 1에서와 같은 구조를 가진다. 외이도의 피하에 마이크로폰을 이식하고 귀 뒤의 측두골에 충전지를 포함하는 이식부를 설치하며, 중이에 진동 트랜스듀서를 이식한다[4]. 그림 2는 완전 이식형 인공중이 시스템의 구성도이다. 이식부에 포함된 충전지를 이용하여 체내 시스템의 전원을 공급하게 되고 충전지는 무선 전력전달 장치를 통해 에너지를 공급받아 충전을 하게 된다.

그리고 체내에 이식된 시스템을 제어하기 위해 적외선을 이용한 리모컨을 통해 외부에서 제어할 수 있도록 설계된다. 마이크로폰을 통해 입력되는 소리 신호는 전기 신호로 변환된 후, 난청자의 역치를 보상할 수 있도록 신호 처리되고, 트랜스듀서에 전달되어 진동의 형태로 내이에 전달시킴으로써 소리를 인식할 수 있도록 한다.

완전 이식형 인공중이는 피하의 측두골에 이식되는 시스템의 특성상 이식 공간이 매우 한정되어 있기 때문에 이식부 회로를 가능한 한 작게 만들어야 하는 동시에 외부에서 체내에 이식된 모듈을 제어할 수 있어야 한다. 인공중이 착용 대상자는 주로 감음신경성 난청자이고 이들은 고주파 대역에서 감쇄가 크기 때문에 신호처리 시스템의 주파수 특성은 고주파의 이득을 임의로 제어 가능해야 한다. 또한 인공중이 시스템에서는 실시간 음성 신호처리가 필요하므로 이를 위해서 필터의 계산량이 적고 간단하여야 한다. 신호처리부는 충전지를 전원으로 사용하므로 전력소모를 작게 함으로써 충전지의 수명을 최대한 길게 하여야 한다.

본 논문에서는 외부 리모컨에 의해 필터 특성이 제어되는 인공중이용 저전력 음성 신호처리 장치를 설계 제작하였다. 설계과정에서 적외선 리모콘과의 통신 기능과 청력 손실의 보상을 위한 고속의 Remez 필터를 구현하고 초소형으로 직접 제작하여 성능을 실험하였다.

Ⅱ. 신호처리 회로의 설계

완전 이식형 인공중이 시스템을 위한 신호처리 회로의 순서도는 그림 3과 같다. 전력 소모를 최소화하기 위해 외부 제어기에서 'power on' 신호가 입력될 때까지 마이크로 컨트롤러는 대기상태를 유지하고 모든 주변회로의 전원은 꺼져 있는 상태를 가진다. 마이크로 컨트롤러는 저전력 대기모드로 동작하면서 외부 제어기에서 보내는 적외선 신호를 검사하고 신호가 수신될 경우 인터럽트 방식을 이용하여 동작상태로 전환되며, 이때 필요한 부분의 전원을 공급하여 신호처리 모드로 동작된다. 마이크로컨트롤러는 신호처리 도중 일정한 간격으로 제어 신호의 입력을 확인하게 되며 확인하지 않을 때는 적외선 수신 모듈의 전원공급을 중단하여 전력소비를 줄이도록 한다. 소리 크기의 조정 신호가 입력되는 경우에는 인터럽트를 이용하여 신호처리를 중단하고 해당하는 명령을 수행한 후 중단된 신호처리를 계속하게 된다. 만약 사용자가 휴식 또는 수면을 위하여 'power off' 신호를 전송하게 되면 마이크로컨트롤러는 모든 주변장치의 전원공급을 중단 후 대기모드로 전환하여 'power on' 신호를 기다리게 된다. 설계된 완전 이

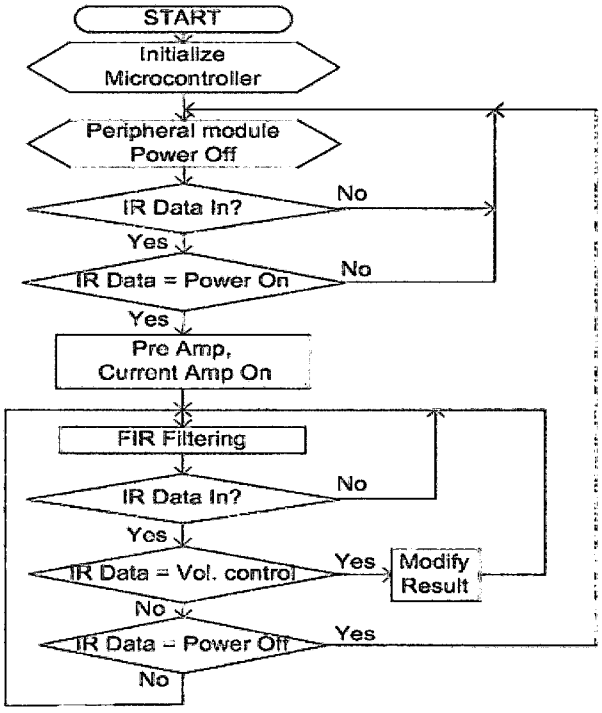

그림 3. 신호처리 회로의 순서도
Fig. 3. Flowchart of the signal processing circuit.

식형 인공중이를 위한 신호처리 회로의 구성도를 그림 4에 보였다. 마이크를 통해 들어온 소리신호는 전치증폭기를 거쳐 증폭된 후, A/D 변환기에서 이진 부호화되어 실시간으로 디지털 필터링을 하게 된다. 필터링된 신호는 볼륨 조정을 거치게 된다. D/A 변환기에서 다시 아날로그 신호로 변환된 소리신호는 저역 통과 필터를 거친 후 전류 증폭기를 거쳐 트랜스듀서로 공급된다.

1. 청력 손실에 따른 보상 음압과 Remez 필터

가장 일반적인 감각신경성 난청자의 역치 특성 곡선을 그림 5에 보였다. 위의 경우는 보통 노화에 의한 청력 손실의 경우로 저음 부분의 모음 성분은 잘 들리지만 1 kHz 이상의 고음 부분에 분포하는 자음 성분의 손실이 커서 어음판단력이 떨어지게 된다[5]. 이러한 경우 1 kHz 이상의 고음 부분에서는 증폭도가 점진적으로 커져야 함을 알 수 있다. 이식형 인공중이에서는 이러한 난청특성을 갖는 사람에게 필요한 보상 음압을 공급해 주기 위해 실제 트랜스듀서에 인가되어야 할 음압을 계산할 필요가 있다. 이에 따라 식 (1) ~ (8)에 제시한 Byrne의 공식(NAL-RP formula)[5]을 사용하여 주파수에 따른 이득을 결정할 수가 있다.

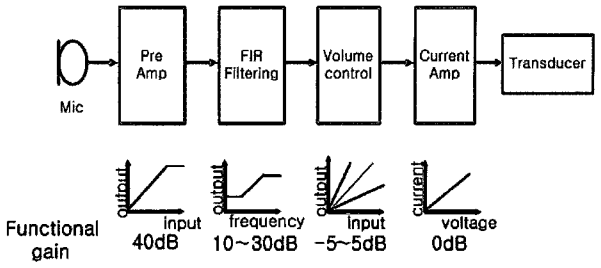

그림 4. 음성 신호처리 회로와 기능이득
Fig. 4. The voice signal processing circuit and functional gain of the each module.

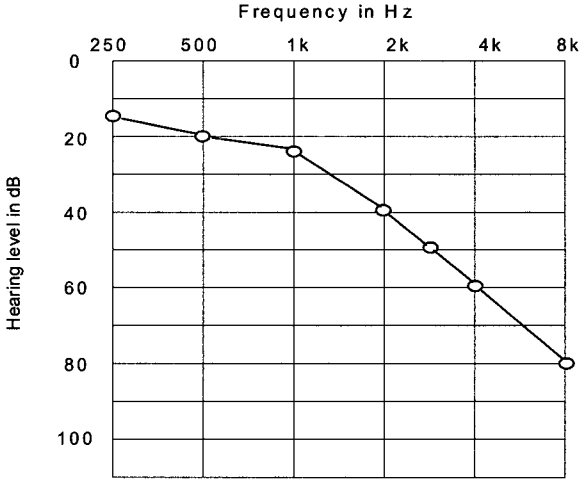

그림 5. 전형적인 감각신경성 난청자의 청각역치 특성 곡선
Fig. 5. Threshold level of sensorineural hearing loss.

$$G_{250} = X + 0.31H_{250} - 17 \quad (1)$$

$$G_{500} = X + 0.31H_{500} - 8 \quad (2)$$

$$G_{750} = X + 0.31H_{750} - 3 \quad (3)$$

$$G_{1k} = X + 0.31H_{1k} - 1 \quad (4)$$

$$G_{1.5k} = X + 0.31H_{1.5k} + 1 \quad (5)$$

$$G_{2k} = X + 0.31H_{2k} - 1 \quad (6)$$

$$G_{3k} = X + 0.31H_{3k} - 2 \quad (7)$$

$$G_{4k} = X + 0.31H_{4k} - 2 \quad (8)$$

여기서 G는 주어진 주파수에서의 필요 이득(insertion gain)이며 단위는 dB 이다. X는 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz 에서의 청각역치의 합에 0.05를 곱한 값이고, H는 주어진 주파수에서의 청각 역치이다. 위의 공식을 사용하여 구한 주파수 대역에 따른 필요 이득을 구한 그래프는 그림 6과 같다.

일반적으로 난청자를 위한 신호처리는 저음, 중음 및 고음의 3개 주파수 대역으로 나눈 후 각 대역의 이득을

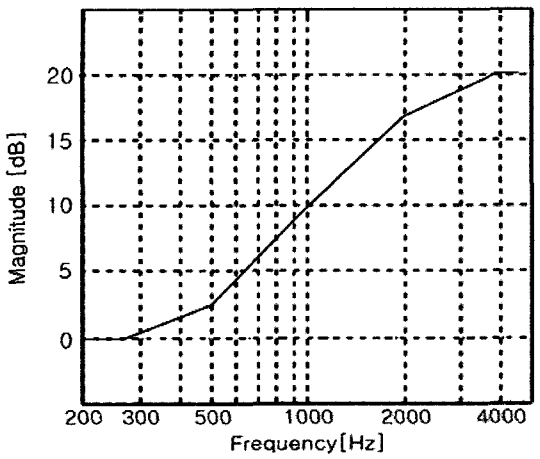

그림 6. 주파수 대역에 따른 필요 이득
Fig. 6. Required gain for frequency band.

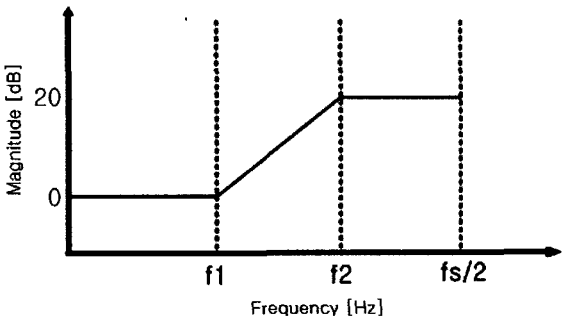

그림 7. Remez 고역 통과 필터의 주파수 특성곡선
Fig. 7. Frequency response of HPF using Remez algorithm.

조정하여 역치를 보상하게 된다. 그림 7에서 보듯이 주파수 대역을 3개의 구간으로 나누어 각 대역의 이득을 조정할 수 있도록 설계하기 위하여 Remez 알고리즘을 사용한 FIR 필터를 사용하였다. 이 필터는 샘플링 주파수의 1/2인 주파수 이내에서 저지대역, 천이대역 및 통과대역으로 주파수 대역을 나누어 각 대역에서의 이득을 각각 조정할 수 있다[6]. 연산시간과 응답 특성을 고려하여 필터의 차수는 6차로 설정하였고, f_1 = 600 Hz, f_2 = 3 kHz, $f_s/2$ = 4.31 kHz로 설정하였다. 전형적인 감음신경성 난청의 경우에 가청범위 내에서 고주파 쪽의 감쇄가 크기 때문에 고역통과 필터와 유사한 특성을 갖도록 설계하였다.

Remez 알고리즘을 사용한 FIR 필터의 계수는 대칭성을 가지며 식 (9)와같이 표현되어 진다.

$$b(k) = b(n+2-k), \quad k = 1, \ldots, n+1 \qquad (9)$$

시스템에 사용되어진 REMEZ 필터의 차수가 M차이면 계수는 (M+1)개가 필요하게 되며 필터의 계수는 MAT

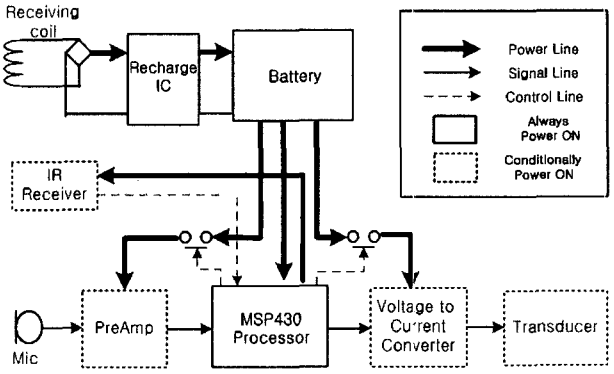

그림 8. 체내 이식부의 구성도
Fig. 8. Block diagram of the implanted module.

LAB 프로그램을 사용하여 구하였다[7]. 저지대역주파수(f_1), 통과대역 주파수(f_2), 나이퀴스트 주파수($f_s/2$)의 값을 설정한 후 각 대역에서의 필요한 이득, 필터의 차수를 고려하여 필터의 계수를 계산하였다.

Ⅲ. 실 험

설계된 신호처리 회로를 Texas Instruments사의 마이크로컨트롤러인 MSP430F169를 사용하여 구현하였다. 이 마이크로컨트롤러는 크기가 작으면서 전력소비가 매우 적어서 이식형 시스템에 사용하기 적합하다. 이를 이용하여 적외선 송수신 제어 장치, 마이크로폰, 트랜스듀서와 결합할 수 있는 완전 이식형 인공중이를 위한 신호처리 모듈을 제작하였다. 그림 8은 완전 이식형 인공중이 시스템의 체내 이식부의 구성도를 나타낸 것이다. 체내 이식부는 시스템에 전원을 공급하는 충전지와 이를 충전하기 위한 무선 전력전달 장치, 체외 리모컨에서 보내는 제어신호를 수신하여 신호처리부의 전원을 제어하도록 하는 적외선 수신부 그리고 마이크로컨트롤러를 사용한 디지털 신호 처리 회로로 구성된다. 마이크로컨트롤러의 최고 클럭 주파수가 8 MHz이고 이 클럭으로 동작시켰을 때 얻을 수 있는 최대 샘플링 주파수는 8.62 kHz 였다. 신호처리를 할 때 마이크로 컨트롤러가 소비하는 전류는 3.43 mA이다.

그림 9는 제작된 완전 이식형 인공중이 시스템의 체내부이다. 체내 이식부의 제원을 표 1에 나타내었다.

마이크로컨트롤러는 40 μA 이하의 전류를 소모하는 저전력 모드로 동작하면서 외부의 적외선 신호를 내부 타이머로 일정 간격으로 체크하여 'power on' 신호가 검출되면 신호처리를 하는 활성모드로 동작하게 된다[8].

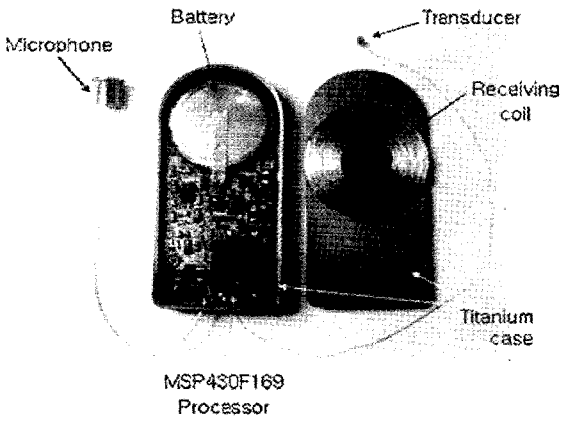

그림 9. 구현된 체내 이식부와 그 명칭
Fig. 9. Photograph of the implemented system and the name.

표 1. 구현된 체내 이식부의 제원
Table 1. Features of the implemented module.

크기	55×25×6.5 mm
소비전력	12.95~15.17 mW
Sampling Frequency	8.62 kHz
배터리	PD2440
인입선 재질	마이크 : 테프론 트랜스듀서 : 구리선
생체적합코팅	Poly ethylene-vinyl acetate
케이스 재질	티타늄
트랜스듀서	차동전자방식(DET)

마이크를 통해 입력되는 음성 입력은 전체 시스템의 샘플링 주파수인 8620 Hz의 비율로 샘플링 되어지므로 신호의 중첩을 막기 위해 전치 증폭기단에서 차단 주파수가 4.3 kHz인 저역 통과 필터를 사용하였다. 마이크로컨트롤러의 내부에 A/D 변환기와 D/A 변환기를 포함하고 있으므로 전치 증폭기를 거친 신호는 마이크로컨트롤러의 입력으로 인가되고 마이크로컨트롤러에서 신호 처리된 출력은 아날로그 형태로 전류증폭기를 통과하여 트랜스듀서로 인가된다. 완전 이식형 인공중이 시스템에 사용되는 트랜스듀서가 전류 구동형이기 때문에 전류 증폭기를 사용하였다[9].

표 2에서 기존의 인공중이 시스템과의 성능을 비교하였다. 현재 1000여명 이상의 환자들에게 시술되어 실용화 단계에 들어간 바이브런트 메델사의 바이브런트 사운드브릿지 모델과 본 개발 장치를 비교하였다[10].

사용되어진 배터리는 한국 파워셀의 리튬이온 충전지인 PD2440이며 용량은 150 mAh이다. 체내 이식 모듈의 소비전력을 사용하여 계산을 하면 한 번 충전해서 사용할 수 있는 시간은 34~37시간이다. 하루에 16시간

표 2. 바이브런트 사운드브릿지 모델과 제작된 시스템의 비교
Table 2. Comparison of Vibrant Soundbridge model and the implemented system.

	Vibrant Soundbridge	The implemented system
이식기의 범위	부분 이식형	완전 이식형
외부 제어기에 의한 신호처리 파라미터 전송	불가능	적외선 리모컨에 의한 파라미터 전송
음성 신호처리용 필터 수	단일	6가지 필터 특성
마이크로폰	귀뒤형 체외기 형태	귀바퀴 뒤 또는 귀바퀴 중심부 이식형
트랜스듀서	Floating mass transducer	Differential electromagnetic type
환경 자장에 의한 영향	있다	없다

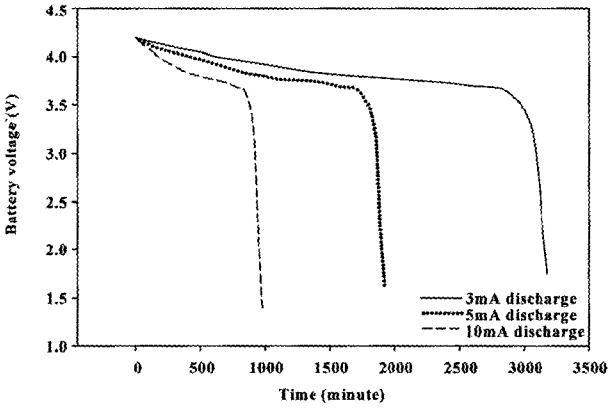

그림 10. PD2440 (150mAh) 충전지의 방전 특성
Fig. 10. Characteristics of discharging time for PD2440.

정도를 사용한다고 하면 2일에 한번 충전을 하여 사용할 수 있을 것이다. PD2440의 방전 특성은 그림 10에 보여지는 것과 같다.

제작된 모듈의 전달 특성을 알아보기 위해 Audio Precision 사의 audio analyzer인 모델 'system two 2222'를 사용하여 주파수 변화에 따른 시스템의 출력을 구하였다. 그림 11은 마이크로컨트롤러의 입력에 1 mVp 의 사인파를 인가하고 마이크로컨트롤러의 출력을 측정한 것이다. 측정한 값과 그림 6에서의 설계 사양과 비교했을 때 500 Hz에서 1 kHz 사이의 주파수 대역에서는 설계한 값과 비교했을 때 증폭도가 조금 떨어지지만 24 dB 이하의 청력손실의 경우는 정상으로 분류하기 때문에 문제가 되지 않는다. 2 kHz, 4 kHz에서는 16.5 dB, 20.1 dB로 설계한 필요 이득을 가지는 것을

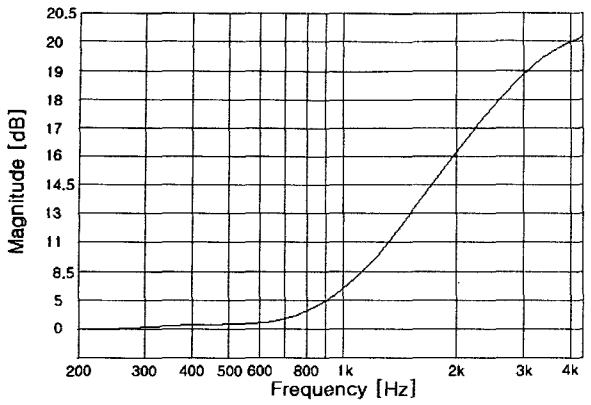

그림 11. 구현된 시스템의 주파수 특성 곡선
Fig. 11. Frequency characteristics curve of the imple mented system.

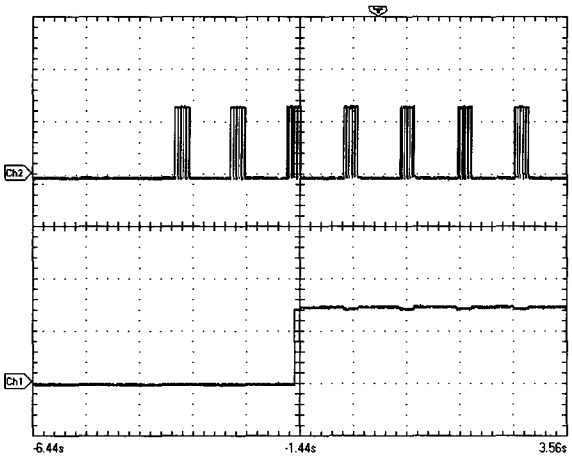

그림 12. 적외선 수신모듈의 'power on' 신호의 파형(Ch2) 마이크로컨트롤러의 전원공급 신호의 파형(Ch1)
Fig. 12. 'power on' signal of the IR receiving module (Ch2) and a power supply signal of the μ -controller(Ch1).

볼 수 있다. 그러므로 그림 5에서 제시한 난청특성에 맞게 이득을 보상하도록 설계된 것을 확인할 수 있다.

또한 제작된 모듈의 외부 제어를 확인하기 위해 오실로스코프(SDS200, softDSP)를 사용하여 외부 제어기에서 전원 공급 신호를 입력하고 마이크로컨트롤러가 그 신호에 맞게 동작하는지를 확인하였다. 그림 12는 외부에서 'power on' 신호가 들어올 때 적외선 수신 모듈에서 측정한 파형(Ch2)과 마이크로컨트롤러가 그 신호를 받아서 주변 회로에 전원을 공급하는 파형(Ch1)이다. 'power on' 신호의 주기는 1.2초 이고 마이크로컨트롤러가 그 신호를 받아서 디코딩하여 신호 명령을 확인하고 주변회로에 전원을 공급하는데 걸리는 시간은 2초에서 3초 정도의 시간이 걸림을 볼 수 있다.

그리고 그림 13은 외부 제어기를 통해서 'power on'

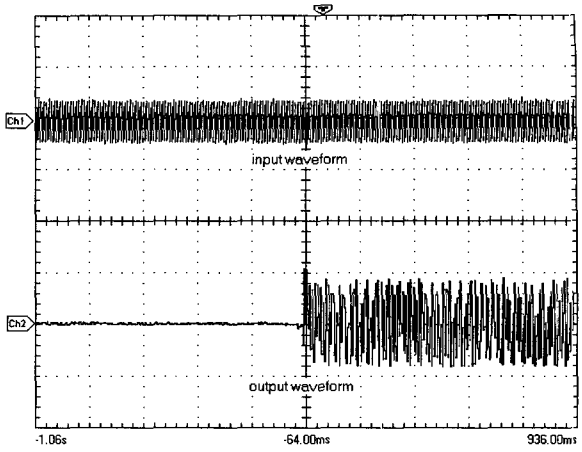

그림 13. 마이크로폰으로 입력되는 정현파(Ch1)와 마이크로컨트롤러의 출력에서 측정한 출력파형(Ch2)
Fig. 13. The sine waveform inputed into microphone(Ch1) and the output waveform measured from output of the μ-controller(Ch2).

신호를 입력하고 신호처리부의 입출력을 보여주는 파형이다. 마이크로폰의 입력에 정현파(Ch1)를 입력하고 마이크로컨트롤러의 출력단에서 측정한 출력파형(Ch2)이다. 위의 실험을 통해 설계한 것처럼 외부에서의 제어신호를 이용하여 마이크로컨트롤러가 체내 이식부 모듈을 제어하면서 'power on' 신호를 확인하고 신호처리를 수행함을 확인하였다.

Ⅳ. 결 론

본 논문에서는 완전 이식형 인공중이 시스템을 위한 저전력 제어 및 신호처리 모듈을 설계하였다. 감각신경성 난청자의 역치 특성을 보상하기 위하여 Remez 필터를 이용하여 각 대역별 이득을 조정할 수 있도록 하였고, 체외의 적외선 리모컨으로부터 제어 신호가 입력될 경우, 마이크로컨트롤러가 체내 이식부의 동작을 제어할 수 있도록 구현하였다. Texas Instruments사의 마이크로 컨트롤러 MSP430F169을 사용하여 소형으로 회로를 구현하였으며 이때 사용전력은 12.95 ~ 15.17 mW, 샘플링 주파수는 8.62 kHz 이다. 제작된 시스템을 이용하여 동작 실험을 실시한 결과, 마이크로컨트롤러가 체내 이식부의 동작을 제어하고 동시에 실시간으로 음성신호처리를 할 수 있음을 확인하였다. 향후 보다 낮은 전력을 소모하며 크기는 작지만 높은 클럭을 쓸 수 있는 마이크로 컨트롤러를 사용하여 시스템을 구현한다면 가청대역 전체를 보상할 수 있는 시스템을 실용화할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

[1] R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The history and development of the hearing aid," Otolaryngologic Clinics of North America, Vol. 28, pp.1-6, February 1995.

[2] B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. Chae, M. N Kim, J. H. Cho, "Proposal and evaluation of vibration transducer with minimal magnetic field interference for use in IME system by in-vitro experiment," IEICE Transactions on electronics, vol E.85-C No.6, pp. 1374-1377, June 2002.

[3] J. I. Suzuki, N. Yanagihara, M. Toriyama, and N. Sakabe, "Principle, Construction and Indication of the Middle Ear Implant," Advanced in Audiology, vol. 4, pp. 15-21, 1988.

[4] 송병섭, 조진호, "청각모델을 이용한 이식형 인공중이 시스템의 신호 전달 특성 해석," 의공학회지, Vol. 23, No. 3, pp. 227-233, 2002.

[5] Michael C. Pollack, Amplification for the hearing -impaired, Third edition, pp.281-283, pp.330-331, 1988.

[6] signal processing toolbox, www.mathworks.com

[7] Vinay K. Ingle, John G. Proakis, Digital Signal Processing using MATLAB, PWS Publishing Company, 1996.

[8] Texas Instruments, "MSP430x1xx Family User's Guide (Rev.C)," www.ti.com, 2003.

[9] 송병섭, 이기찬, 원철호, 박세광, 이상흔, 조진호, "차동 전자 트랜스듀서를 이용한 이식형 인공중이 시스템의 실험적 검증," 의공학회지, Vol. 23, No. 3, pp. 217-225, 2002.

[10] VIBRANT MED-EL, www.symphonix.com

저 자 소 개

강 호 경(학생회원)
2003년 경북대학교 전자전기공학부 졸업.
2004년 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정.
<주관심분야: 음성신호처리, 통신, 임베디드 시스템>

정 의 성(학생회원)
2003년 경북대학교 전자전기공학부 졸업.
2004년 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정.
<주관심분야: 적외선 통신, 음성신호처리, 임베디드 시스템>

박 일 용(정회원)
1998년 경북대학교 전자공학과 졸업.
2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학 석사.
2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학 박사.
2004년 현재 경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수.
<주관심분야: 고속영상처리 DSP 하드웨어, 생체신호처리&계측, 영상처리 프로그래밍>

임 형 규(학생회원)
2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업.
2004년 경북대학교 전자공학과 공학 석사.
2004년 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정.
<주관심분야: 통신, 무선 전력전달 시스템>

김 민 규(학생회원)
2000년 영남대학교 기계공학과 졸업.
2003년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학 석사.
2004년 현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정.
<주관심분야: MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석>

윤 영 호(학생회원)
1996년 경북대학교 전자공학과 졸업.
1999년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학 석사.
2001년 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 수료.
2004년 현재 첨단 감각기능 회복장치 연구소 전임연구원
<주관심분야: 통신, 신호처리, FPGA>

송 병 섭(정회원) - 교신저자
1994년 경북대학교 전자공학과 졸업.
1997년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학석사.
2002년 경북대학교 대학원 전자공학과 공학 박사.
1994년~1995년 (주)에스원 전략기획실 근무.
2001년~2003년 경북대학교 센서기술연구소 선임연구원.
2003년~2004년 첨단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수
2004년 현재 대구대학교 재활과학대학 재활공학과 전임강사.
<주관심분야: 완전이식형 인공중이, 생체계측시스템, 재활공학>

조 진 호(정회원)
제38권 SC편 제1호 참조
현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수,
경북대학교 의과대학 의공학과 학과장
경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소장