

논문 2004-41SC-5-10

완전 이식형 인공중이를 위한 체외 및 체내 제어시스템 구현

(The Design of an Infrared Transcutaneous Control Unit for Totally Implantable Middle Ear System)

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

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

요 약

체내에 이식되는 완전 이식형 인공중이 시스템의 제어를 위해 저전력 마이크로프로세서인 MSP430을 이용한 적외선 리모컨 형 외부제어기를 설계하였고, 수신된 신호 해석을 위한 제어 알고리즘을 설계하여 전원 ON/OFF와 소리크기 UP/DOWN 동작을 수행하도록 하였다. 먼저 피부 투과시 발생하는 적외선 신호의 반사 및 투과모델을 이용하여 시스템에 필요한 적외선 LED 방사강도를 계산하고, 일반 적외선 리모컨과의 오작동을 방지하기 위해 고유의 데이터 프로토콜을 설정하였다. 이식되는 수신부의 적외선 수신모듈은 자체 소비전류를 줄이기 위해 마이크로프로세서의 내부 타이머에 의한 25% 듀티비를 갖는 출력신호를 전원으로 사용하였다. 4mm 두께의 돼지피부를 이용한 피부투과 전송실험을 실시하여 구현된 송수신 장치로 신호가 전달됨을 확인하였다.

Abstract

An infrared remote control-type transcutaneous control device using a μ -processor is design for the totally implantable middle ear system. An infrared light transmission model for the tissue of skin was introduced and then a radiant intensity and the required current of the infrared light emitting diode(IR LED) driving circuit at transmission part were calculated for the external control device. And the transmission part generates IR signal by the system's own data protocol which prevents interferences from other infrared remote controls of the household appliances. The control part of the implanted device was designed to analyze functions of the received infrared(IR) signal that indicate the power ON/OFF and volume UP/DOWN. After the system is implemented, a data transmission experiments using 4 mm thickness of porcine skin were carried out. From the experiment, it was verified that the infrared control signal was transmitted to receiving module of the implemented system without any error.

Keywords : 인공중이, 적외선 통신, 저전력 시스템.

I. 서 론

현재 대부분의 난청자들은 공기 진도형 보청기를 사용하여 상실된 청각능력을 보상하고 있으나 높은 주파수 대역에서의 이득을 크게 해야 하는 감각 신경성 또는 고도 이상 난청자의 경우에 음향 궤환에 의한 링잉(ringing) 현상이 발생할 수 있고, 공기 진동의 형태로 소리를 고막에 전달하므로 소리의 왜곡이 일어나게 된다^[1]. 또한 보청기 사용에 대한 일반인들의 시각이 '장애인'이라는 개념을 가지게 되므로 미용적인 측면에서

* 학생회원, 경북대학교

(Kyungpook National University)

** 정회원, 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소
(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)*** 정회원 대구대학교
(Daegu University)**** 정회원, 경일대학교
(Kyungil University)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호: 02-PJ3-PG-EV10-0001).

접수일자: 2004년3월9일, 수정완료일: 2004년9월3일

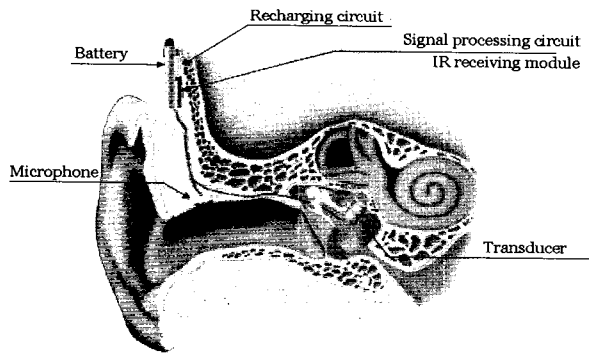


그림 1. 완전 이식형 인공중이 시스템의 개략도
Fig. 1. Schematic of the totally implantable middle ear system.

난청자들이 보청기 사용을 기피하는 경우가 많다^[2]. 이에 비해 완전 이식형 인공중이 시스템은 체내에 이식하여 사용하는 청각 보조기의 한 형태로서 외이도 내에 이식된 마이크를 통해 소리 신호를 전기 신호로 변환하여 신호 처리부로 전달하고, 측두골 피부 바로 밑에 이식된 신호 처리부에서는 난청자들의 떨어진 청력을 보상하기 위해 신호를 증폭시키고 변환된 신호를 필터링한 후에 이소골에 이식된 진동 트랜스듀서를 직접 진동시켜 소리를 전달하는 형태이다. 이런 구조는 이소골을 직접 진동시키므로 링잉 현상이 발생하지 않고, 기존 보청기에 비해 주파수 특성이 우수하고 음의 명료도가 높다는 장점이 있다^[3]. 특히 이 시스템은 그림 1과 같이 완전 이식형이므로 이식부의 전원 공급을 위하여 보통 충전형 전지를 몸속에 이식하여 사용하며, 무선 주파수 (radio frequency)를 이용한 자기 결합 (magnetic coupling) 방식을 이용하여 충전한다^[4]. 그러므로 체내 시스템 제어를 위한 외부 제어기의 신호는 자기 결합에 의한 전자기적 혼신을 피하고, 전파사용의 법적 규제로 인해 범위가 한정되는 문제 때문에 단거리에서 큰 장점을 지니는 적외선 무선통신 방법을 선택하면 이 문제를 해결할 수 있다. 이러한 적외선 무선통신은 접속코드를 사용하지 않고 (cordless), 장치의 소형화에 의한 발광 다이오드 (LED) 및 가시광에 대하여 높은 여파특성을 가지는 수신용 포토다이오드 (photo-diode)를 장착함으로써 무선통신이 가능하므로 완전 이식형 인공중이 시스템에서 효과적으로 이용할 수 있다.

II. 적외선 센서를 이용한 피부투과도 계산

일반적으로 광이 피부를 투과하는 특성을 400~1800 nm 의 파장 대역에서 나타내면 그림 2와 같이 주어지며

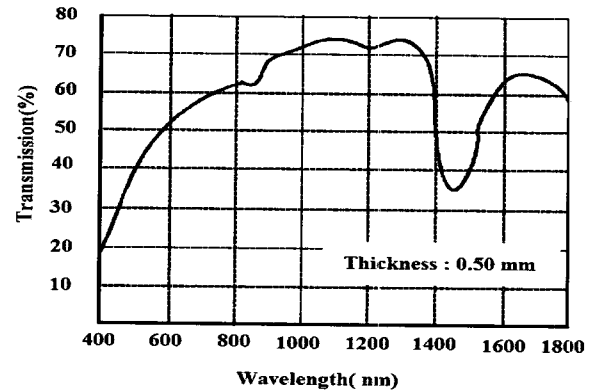


그림 2. 피부 조직의 광 투과 특성
Fig. 2. Transmittance of the human skin.

900 ~1100 nm 정도의 근적외선 범위에서 가장 높은 투과성을 갖는다^[5]. 그래서 가장 일반적인 940 nm의 광출력 특성을 가지는 적외선 발광 다이오드를 선택하여 이에 알맞은 적외선 피부 투과도를 계산하였다.

1. 적외선 LED의 방사강도 계산

IrDA (Infrared Data Association)에 의해 표준화된 적외선 통신규격 Ver1.0에서는 LED의 방사 강도와 지향각에 관하여 광축을 중심으로 $\pm 15^\circ$ 이내에서 적절한 적외선 송수신을 위한 수신기에서의 최소 수신감도를 $4 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 로 규정하고 있다^[6]. 그리고 적외선 송수신의 통신 거리(cm)와 송신기에서의 방사강도 (mW/sr), 수신기에서의 감도 ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)와의 관계는 식 (1)과 같다. 여기서 E_E 는 수신기의 수신감도, I_E 는 송신기의 방사강도, D 는 송신기와 수신기 사이의 거리를 나타낸다.

$$E_E = \frac{I_E}{D^2} \quad (1)$$

식 (1)을 기준으로 하여 약 5cm의 거리를 두고 피부를 투과하여 에러 없는 적외선 통신을 하기 위해 필요한 송신부 적외선 LED에서의 최소 방사강도를 계산할 수 있고 송신부의 LED 순방향 전류를 정량적으로 구할 수 있다. 좀 더 실제적인 계산을 위해 그림 3과 같이 적외선 LED의 지향각이 광축을 중심으로 $\pm 15^\circ$ 이고 5 cm 떨어진 구의 일부분을 조사하고 있다고 가정을 하면 적외선 LED에 의해 조사되는 구의 표면적은 26.12 cm^2 가 된다. 한편 수신기의 최소 감도가 $4 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 이고 송신기에서 구 표면에 방사되는 방사강도는 조사되는 면적과 수신기의 최소 감도의 곱이므로 $104 \mu\text{W}$ 가 된다. 여기서 고려한 조건들은 1.04 sr 에서의 계산된 값들이므로 $104 \mu\text{W}$ 가 1 sr에서는 $100 \mu\text{W}$ 로 정규화가 되고 이는 송신부

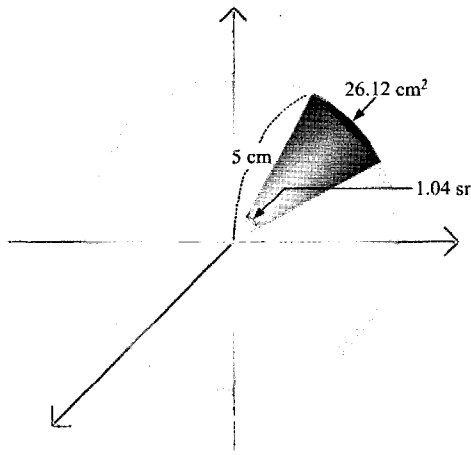


그림 3. 5 cm 거리에서의 스테라디안 계산
Fig. 3. Calculation of the steradian at 5 cm.

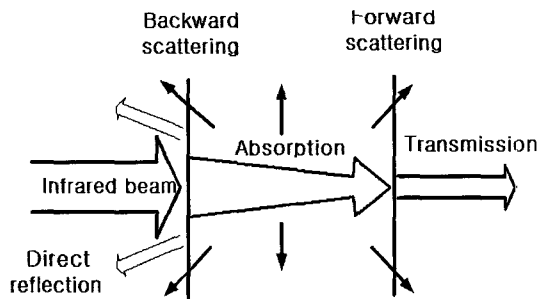


그림 4. 적외선광의 조직 내 흡수와 산란
Fig. 4. Infrared ray interaction within the biological tissue.

의 적외선 LED가 100 $\mu\text{W}/\text{sr}$ 이상의 방사강도를 가진다면 5 cm의 거리에서 에러없는 적외선 통신이 가능하다는 것을 말한다.

2. 피부조직의 적외선 흡수 및 산란

그림 4와 같이 광이 생체 조직의 표면에 수직으로 입사하면 경계면에서는 4~5 % 정도의 Fresnel 반사가 일어나고 나머지는 조직 내로 입사되고 내부로 들어온 광의 세기는 그 일부가 흡수되어 감소하는 한편 다중산란 작용에 의해 투과된다^[7-8].

피부를 투과하는 빛의 양은 파장에 따라 각각 다른 값을 가지는데 그림 2와 같이 특히 900~1100 nm의 근적외선 영역에서 가장 높다고 알려져 있다. 그리고 광학적 매질로서 생체조직을 통해 전파되는 광의 세기는 여러 가지 요인에 의해 변화하는데, 이는 몇가지 광 투과모델에 의해 해석된다. 대표적인 적외선 투과모델은 Beer-Lambert 모델^[9]로서, 이는 매질내로 전파되는 광의 세기가 깊이에 따라 흡수 및 산란에 의해 지수적으로 감소한다고 가정한다. 즉 단위면적당 방사선속 (mW/cm^2)을 I_0 라고 할 때 깊이에 따른 광의 세기 I 는

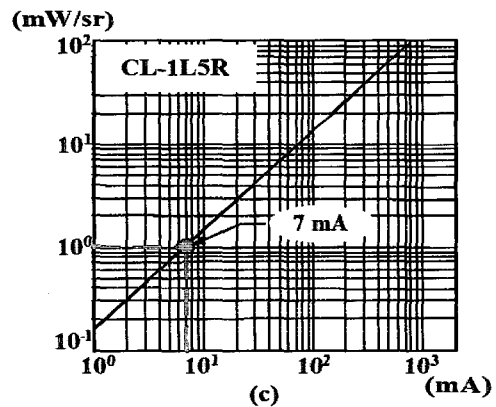
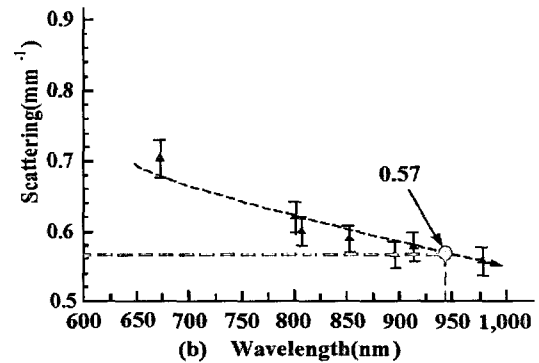
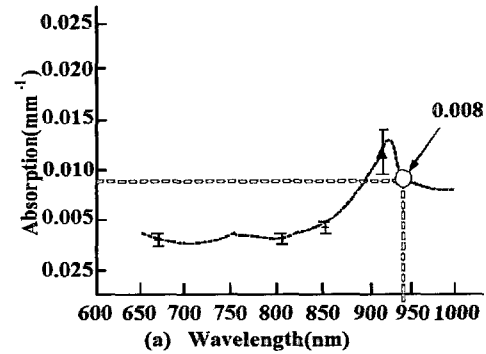


그림 5. (a) 피부의 흡수 계수 (b) 피부의 산란 계수 (c) 적외선 LED (CL-1L5R)의 전류-방사강도 특성곡선
Fig. 5. (a) Absorption coefficient of tissue (b) Scattering coefficient of tissue (c) Radiant intensity-current feature graph of IR LED (CL-1L5R).

$$I = I_0 (1 - R_D) \cdot e^{-(\alpha + \beta)Z} \quad (2)$$

로 주어진다. 여기서 α 및 β 는 각각 흡수계수 및 산란계수, Z 는 표면에서부터의 깊이, R_D 는 Fresnel 반사 계수를 나타낸다. 광의 흡수계수와 산란계수는 사람에 따라 피부의 위치에 따라 조금씩 차이가 있다. 그래서 일반적인 광의 피부 투과도를 계산하기 위해 그림 5(a),

(b)의 흡수 계수와 산란 계수^[10]를 참고로 하였으며, 본 시스템에서 쓰는 940 nm 적외선 파장에서의 흡수 계수와 산란 계수의 값을 각각 0.008 mm^{-1} 과 0.57 mm^{-1} 을 선택하고 0.05의 Fresnel 반사 계수를 선택할 때, 식 (2)를 이용하여 계산하면 약 4 mm 피부 두께에서는 적외선이 방사강도의 약 10 %만 투과하는 것을 알 수 있다. 이를 근거로 적외선 LED의 최소 방사강도는 식 (1)의 계산을 통해 1 mW/sr 이 되고, 이를 얻기 위해서는 본 연구에서 사용한 적외선 LED (CL-1L5R, Opto Electronics)의 전류-방사강도 특성 곡선인 그림 5(c)를 통해 약 7 mA 이상 공급하여야 함을 알 수 있다.

III. 적외선 송수신 제어부 설계

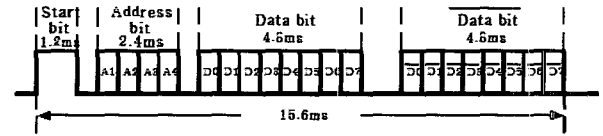
완전 이식형 인공중이 시스템은 체내에 완전 이식하므로 전력 공급의 측면에서 많은 단점을 가지고 있다. 외부에서 직접적으로 전력을 공급할 수 없어 무선 충전 방식을 사용하지만 충전 배터리의 용량과 수명이 제한적이기 때문에 체내 장치의 저전력 동작은 해결해야 할 가장 큰 쟁점이다. 또한 장치의 이식 후 알맞은 소리 전달을 위한 트랜스듀서 진동의 세기 조절이 외부 제어기에서 필요한 또 하나의 기능이다. 이렇게 전력 소비를 줄이기 위해 외부에서 체내 장치의 전원을 제어하고 트랜스듀서의 진동의 정도를 제어할 수 있는 제어기가 필요하며, 본 시스템만으로도 전력 소비를 줄이도록 설계하는 것이 시스템 설계의 주안점이다.

1. 적외선 송신 리모컨의 설계

완전 이식형 인공중이 시스템의 제어신호는 고유의 데이터 포맷을 가지고 있어 일반 가정용 적외선 리모컨의 신호와는 구분되어야 한다. 특히 완전 이식형 인공중이 장치는 사람의 측두골 피부 아래 이식되어 전원과 소리크기를 제어하기 때문에 외부 전원 잡음이나 다른 포맷의 신호 파형에 대한 오동작은 큰 문제를 발생시킬 수 있다. 그림 6은 본 시스템에 적용한 고유의 데이터 프로토콜이다. 1.2 ms, 2 비트 길이의 파형 시작 비트 (start bits)를 가지고 있으며, 외부 태양광이나 60 Hz 형광등 간섭신호와 외부의 다른 적외선 신호에 오동작하지 않도록 4 비트의 주소 비트 (address bits)를 선정하고, 8 비트의 데이터 비트 (data bits)를 연속으로 두 번 보내 수신부에서 이를 체크한 후 데이터 처리를 하도록 설계하였다^[11].

외부 리모컨형 제어기는 그림 7과 같이 구성하고, 일

• DATA FORMAT



• FRAME INTERVAL



그림 6. 적외선 리모컨의 송신 코드
Fig. 6. Transmission code of IR remote control.

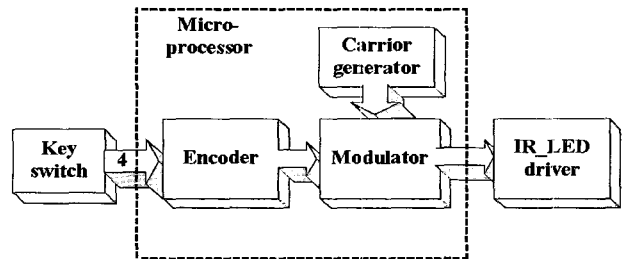


그림 7. 송신부 블록도
Fig. 7. Diagram of transmission part.

반적인 리모컨형 IC에 비하여 전력 소모가 적고, 고유의 데이터 포맷을 설정할 수 있는 미국의 Texas Instruments(TI)의 MSP430 계열의 16 비트 마이크로프로세서를 선택하였다. 이 프로세서는 크기가 매우 작으면서 저전력 모드 동작시 소비 전류를 최저 $2 \mu\text{A}$ 로 낮출 수 있어 리모컨을 동작시키지 않을 때 송신부의 전력 소비를 줄일 수 있는 장점이 있다. 버튼을 눌러 입력 신호가 들어오면 부호기 (encoder)에서 각각의 기능에 맞는 데이터 포맷을 발생시키고 변조기 (modulator)에서 원 신호에 캐리어 생성기에서 만들어진 37.9 kHz 신호를 실어서 적외선 LED 구동회로로 신호를 내보내어 체내 수신부와 적외선 통신을 하게 된다. 여기서 37.9 kHz 신호는 적외선 수신 모듈의 최적 전송 변조 신호이다. 한편, 난청자가 리모컨을 사용할 때 체내 수신모듈과의 위치가 언제나 수평으로 일치하지는 않는다. 만약 리모컨이 수신모듈과의 지향각이 $\pm 60^\circ$ 정도 벌어진다면 적외선의 방사 조도는 절반으로 떨어진다. 그러므로 지향각이 $\pm 60^\circ$ 인 위치에서도 시스템이 에러 없이 동작하도록 하기 위해선 적외선 모델링에서 계산된 적외선 LED 최저 방사강도 1 mW/sr 출력에 두 배 강도인 2 mW/sr 의 출력이 필요하다. 이 사실을 바탕으로 체외 리모컨의 소비 전력도 고려하여 적외선 LED에 약 20 mA의 전류를 공급하여 3 mW/sr 출력을 내도록 설계하였다.

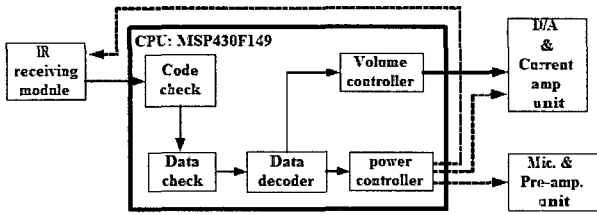


그림 8. 전원 제어부의 구성
Fig. 8. Structure of the power control part.

2. 전원 제어와 소리 조절을 위한 수신부 설계

외이도에 끼우는 방식인 공기 전도형 보청기는 난청자들 각각에 맞게 소리 크기를 조정하고, 전원전압을 교체하기가 용이하다. 하지만 완전 이식형인 본 시스템은 난청자에 맞게 시스템을 조정하여 이식시키고 난 후엔 전원을 제공하기 위해선 재수술을 해야 한다. 그것을 방지하기 위해 무선 충전 방식의 2차 전지를 사용하지만 충전 횟수의 제한과 수명의 제한으로 인해 무엇보다도 시스템 자체적으로 소비 전력을 줄이는 것이 최우선이다. 또한 측두골 피부아래 이식되는 시스템의 크기가 제한적이기 때문에 기능과 크기, 전력 측면에서 해결해야 할 많은 문제들을 가지고 있다. 그래서 크기는 매우 작으면서 저전력 모드로 동작시에 10 μ A 미만의 전류를 소비하는 MSP430 계열의 16 비트 마이크로프로세서를 선택하여 이런 문제점을 해결하고자 하였다.

이식부 내의 제어부 구성은 그림 8과 같다. 코드 체크 (code check)부는 완전 이식형 인공중이만을 위해 설정한 고유의 주소 코드 (address code)를 체크하여 외부 잡음이나 다른 리모컨에 의한 오동작을 방지하고, 디코더 (decoder)부에서는 데이터 포맷 중 데이터 코드 (data code)를 복조하여 수신된 데이터가 어떠한 제어 신호인가를 판단하도록 한다. 그 후에 각각의 기능에 맞게 소리 조정과 전원 제어를 수행하게 된다. 그림 9는 적외선 수신 장치 설계를 위한 순서도이다. 우선적으로 저전력 모드 상태에 있는 체내 장치를 수신 모듈을 통해 들어오는 반전된 고유 데이터신호를 입력 받아 활성 모드로 변환시키고, 신호 처리 기능을 수행하면서 일정한 시간 간격으로 수신 모듈을 통해 신호가 들어오는가를 체크하게 된다. 또 다른 신호가 들어오게 되면 시스템 고유의 프로토콜 확인하고, 연속으로 들어오는 데이터 신호를 비교, 체크한 후 각각의 기능을 수행하게 된다. 이런 구조는 음성 처리에 별다른 문제를 발생시키지 않으면서 수신 모듈에 가끔씩 전원 신호를 공급하여 자체 전력 소비를 줄일 수 있게 되고, 외부 잡음과 다른 장치의 간섭 신호에도 오동작하지 않는 장점을 가

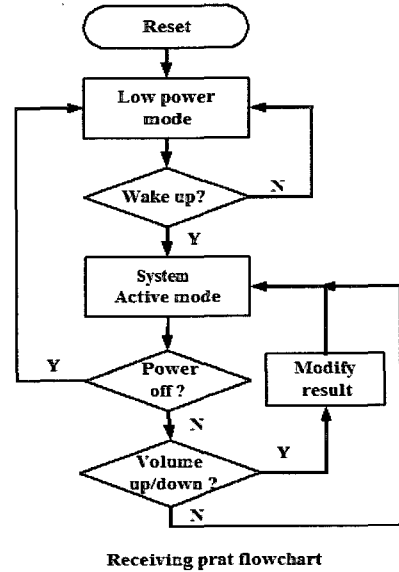


그림 9. 수신부 순서도
Fig. 9. Receiving part flowchart.

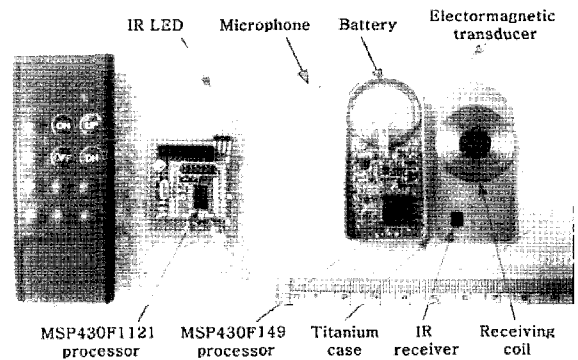


그림 10. 적외선 리모컨과 인공중이 시스템
Fig. 10. IR remote control and totally implantable middle ear system.

지게 된다.

IV. 적외선 송수신 장치의 구현 및 실험

그림 10에서처럼, 설계된 리모컨형 적외선 송수신부는 적외선 LED (CL-1L5R)와 MSP430F1121로 구현하였으며, 9 V 상용 배터리를 전원전압으로 사용하였다. 적외선 LED에 공급되는 전류는 적외선 모델링에서 계산된 7 mA 전류의 약 세 배인 20 mA이고, 시스템 대기시에는 마이크로프로세서를 저전력 모드로 동작시켜 10 μ A 미만의 전류를 소비하게 하였다. 또한 수신효율을 높이기 위하여 수신모듈의 사양에 맞추어 37.9 kHz 캐리어 변조 방식의 데이터 전송 방식을 채택하였다. 장치 구현을 위해 선택한 적외선 수신 모듈은 광출력 최고치 파장대가 940 nm이고, 방사각은 $\pm 15^\circ$ 이며, 수신부는 전치증폭기와

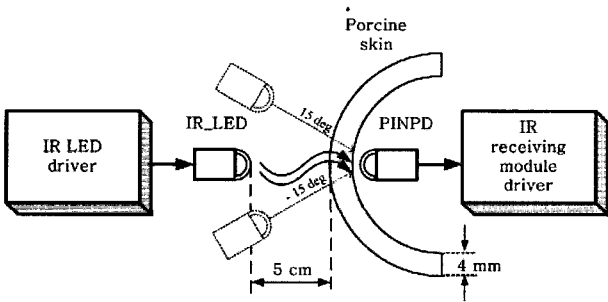


그림 11. 측정 시스템 계통도
Fig. 11. Block diagram of the data transmission experiment.

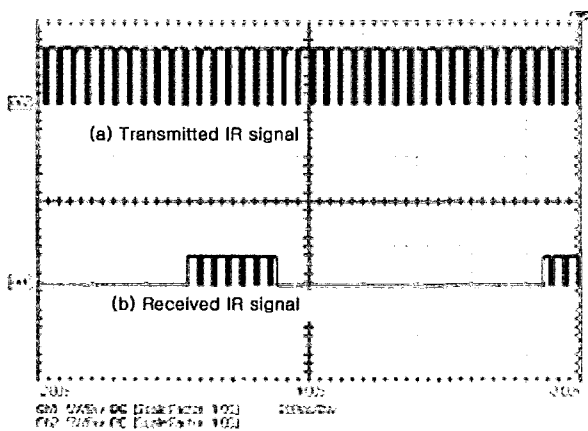


그림 12. 전원 제어된 적외선 파형
Fig. 12. IR waveform after power control.

대역통과필터, 광 다이오드가 하나의 칩 내부에 포함된 적외선 수신모듈 (KSM-403N, Kodenshi)을 사용하였고, 중앙처리장치는 아날로그/디지털 변환기와 곱셈기가 내장된 MSP430F149로 구현하였으며, 3.7 V 충전용 전압을 사용하였다. 이식되는 시스템의 크기는 55(가로) × 25(세로) × 6.5(높이) mm 이고, 인체에 무해한 티타늄으로 케이스를 제작했으며, 구동시 소비전력은 12.95~15.17 mW이다.

그림 11에서 보는 것처럼 적외선 송신 리모컨과 신호 처리 장치를 구현한 후 4 mm 두께의 돼지 피부부를 이용하여 실험하였다. 5 cm 떨어진 곳에 적외선 송신 리모컨을 위치시키고 적외선 수신모듈을 생체 적합성 물질인 폴리 에틸렌-비닐 아세테이트 (Poly ethylene-vinyl acetate)로 얇게 도포하고 돼지 피부로 둘러싼 후에 시스템에 전원을 공급하여 적외선 전송 데이터가 에러 없이 완전히 전달되어 체내 신호처리 시스템의 전원 ON/OFF와 소리크기 UP/ DOWN 동작이 적절히 수행되는 것을 확인하였다. 또한 인공중이 시스템을 이식한 난청자가 리모컨을 휴대하여 시스템을 제어할 때 시스템이 자신의 귀 바로 옆 측두골 피부아래 위

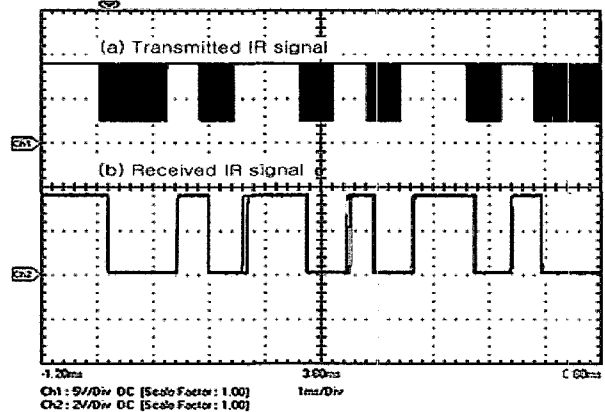


그림 13. 전원 ON 신호의 송수신 파형
Fig. 13. Transmitting and receiving signal of the power 'ON'.

치하므로 적외선 리모컨이 시스템의 적외선 수신 모듈의 광축을 어느 정도 벗어나도 동작하도록 하기 위하여 ±15° 벗어난 위치에서도 똑같은 실험을 하여 시스템이 수행되는 것을 확인하였다.

그림 12에서와 같이, 1.2 초에 한번씩 약 300 msec 동안 주기적으로 리모컨의 입력을 확인하도록 하여 수신 모듈이 소비하는 소비전류를 4분의 1로 줄이는 신호를 확인하였으며, 이 제어 방법으로 송신 신호를 약 1초간 계속해서 보내줄 때 시스템이 제어 동작을 수행하는 것을 확인하였다. 그림 13은 전원 ON 신호에 대한 송수신 파형이다.

V. 결 론

본 논문에서는 완전 이식형 인공중이 시스템에 사용하기 위한 외부제어기를 초소형 저전력 마이크로프로세서를 이용하여 적외선 리모컨을 개발하였다. 또한 적외선 수신모듈을 통해 받아들인 제어 신호 해석을 위해 마이크로프로세서 제어 알고리즘을 설계하였으며, 이를 완전 이식형 중이 시스템에 적용하여 전원 ON/OFF와 소리크기 UP/DOWN 동작을 확인하였다. 체외 송신부 적외선 리모컨은 일반 적외선 리모컨과의 오작동 방지를 위해 고유의 데이터 프로토콜을 설정하였으며, 이식되는 수신부의 적외선 수신 모듈은 자체 소비전류를 줄이기 위해 마이크로프로세서의 내부 타이머에 의한 25%의 비율로 ON/OFF되는 출력 신호를 전원으로 사용했다. 또한 피부투과 전송실험은 4mm 두께의 돼지 피부를 이용하여 구현된 송수신 장치로 아무런 에러 없이 정확하게 전달됨을 확인하였다. 본 논문에서 제안된 완전 이식형 인공 중이를 위한 외부 적외선 제어 장치는

자기 결합에 의한 전자기적 혼신을 피하고, 전파사용의 법적 규제가 없는 장점을 가지고 있기 때문에 인공 심장이나 인공 와우 등과 같은 완전 이식형 장치의 외부 제어기로서 충분히 적용할 수 있을 것으로 예상된다.

국제테크노정보연구소, 2000.

참 고 문 헌

- [1] J. I. Suzuki, H. Shono, K. Koga, and T. Akiyama, "Early Studies and the History of Development of the Middle Ear Implant in Japan," *Advances in Audiology*, vol. 4, pp. 1-14, 1998.
- [2] R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The History and Development of the Implantable Hearing Aid," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, February 1995.
- [3] B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. CHAE, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Proposal and Evaluation of Vibration Transducer with Minimal Magnetic Field Interference for Use in IME System by in-vitro Experiment," *IEICE Transaction on Electronics*, vol. E85-C, no. 6, pp. 1374-1377, June 2002.
- [4] 임형규, 정의성, 김민규, 송병섭, 조진호, "완전 이식형 인공중이 시스템을 위한 무선 전력전달 장치의 설계," 제 28회 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2003, 5.
- [5] Eric K. chan, Vrian sorg, Dmitry Protsenko, Vichael O'Neil, Vassoud Motamdi, and Ashley J. Welch, "Effects of Compression on Soft Tissue Optical Properties," *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 2, no. 4, December, 1996.
- [6] 박선호 편저, IrDA 규격 해설과 적외선 데이터 통신 설계, 국제테크노정보연구소, 2000.
- [7] A. Ishimaru, "Wave propagation and scattering in random media," Academic Press, vol. 1, pp. 191-201, 1978.
- [8] M. J. C. Van Gemert, Steven L. Jacques, H. H. C. M. Sterenborg, and W. M. Star "Skin Optics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 12, December 1989.
- [9] A. J. Welch, "The thermal response of laser irradiated tissue," *IEEE Journal of Quantum Electronics* QE-20, pp. 1471-1481, 1984.
- [10] A. E. Cerussi, A. J. Berger, F. Bevilacqua, et al, "Sources of Absorption and Scattering Contrast for Near-Infrared Optical Mammography," *Academic Radiology*, vol. 8, no. 3, pp. 211-218, March 2001.
- [11] 박선호 편저, 적외선 공간통신과 원격 제어시스템,

저자 소개



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



강 호 경(학생회원)
 2003년 경북대학교
 전자전기공학부 졸업.
 2004년 현재 경북대학교 대학원
 전자공학과 석사과정.
 <주관심분야: 음성신호처리, 통
 신, 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, 생체
 신호처리&계측, 영상처리 프로그래밍>



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: 적외선통신, 신호처리, FPGA>



김 민 규(학생회원)
 2000년 영남대학교
 기계공학과 졸업.
 2003년 경북대학교 대학원
 전자공학과 공학 석사.
 2004년 현재 경북대학교 대학원
 의용생체공학과 박사과정.

<주관심분야: MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활
 공학, 유한요소해석>



송 병 섭(정회원) - 교신저자
 1997년 경북대학교 대학원
 전자공학과 공학석사.
 2002년 경북대학교 대학원
 전자공학과 공학 박사.
 2001년~2003년 경북대학교 센서
 기술연구소 선임연구원.

2003년~2004년 첨단 감각기능 회복장치
 연구소 연구교수

2004년~현재 대구대학교 재활과학대학
 재활공학과 전임강사.

<주관심분야: 완전이식형 인공중이, 생체계측시
 스템, 재활공학>



원 철 호(정회원)
 1998년 경북대학교 전자공학과
 공학 박사
 1998년~1999년 계명대학교 동산
 의료원 의공학과 연구강사
 1999년~2002년 University of Iowa,
 School of Medicine, Dept. of

Radiology, Post-Doctoral Fellow

2002년~현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수

<주관심분야: 컴퓨터비전, 의학영상처리, 생체신
 호처리>

조 진 호(정회원)

제 38 권 SC편 제 1 호 참조.

현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

경북대학교 의과대학 의공학과 학과장

경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소장