

# 재활 훈련중인 환자를 위한 다채널 무구속 심박동수 모니터링 시스템

조종만<sup>1,2</sup>, 최정현<sup>1,2</sup>, 박준호<sup>1,2</sup>, 남태우<sup>1</sup>, 은종민<sup>1</sup>

<sup>1</sup>인제대학교 의생명공학대학 의용공학과

<sup>2</sup>인제대학교 BK21 바이오장기 조직재생 고급인력양성 사업팀

## Multi-channel Unconstrained Heart Rate Monitoring System for Exercising Rehabilitation Patients

J. M. Cho<sup>1,2</sup>, J. H. Choi<sup>1,2</sup>, J. H. Park<sup>1,2</sup>, T. W. Nam<sup>1</sup>, J. M. Eun<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae 621-749, Korea

<sup>2</sup>BK21 Bio-Organ Tissue Regeneration Project Team, Inje University, Gimhae 621-749, Korea

(Received October 2, 2007. Accepted April 2, 2008)

### Abstract

This research focused on the development of wireless telemetry system that can monitor heart rates of multiple rehabilitation patients in real time without constraint. The whole system consists of the multiple patient's side devices (PSDs) and one central monitoring system (CMS). The PSD consists of a microphone, amplifier, filter, microcontroller, and RF (Radio Frequency) modem. In addition, the PSD was designed to be wearable and low power consumption. The CMS consists of an RF modem and general PC and it was designed to monitor heart rates from multiple patients simultaneously. The system warns an alarm signal when a patient's heart rate exceeds the pre-set range for each patient. This system can be useful to monitor the heart rate of exercising rehabilitation patients and control the patients condition and the exercising level.

**Key words :** Unconstrained heart rate monitoring. Multiple exercising rehabilitation patients monitoring, RF modem

### 1. 서론

국민 생활수준의 향상과 고도의 정보화 사회로의 발전이 빠르게 이루어지고 있어 이에 수반되는 의료수요의 증대와 함께 고령화 사회 및 복지사회로 변화해 감에 따라 양질의 의료혜택에 요구가 증가하게 되었다. 환자들도 종전의 일률적인 병리과정의 진단보다는 신체적 병이나 장애와 더불어 심리적, 사회적 그리고 직업적인 면까지도 고려해 환자 자신들의 문제를 해결해 주기를 바라게 되었다. 이런 추세에 비례하여 재활의학에 대한 관심이 높아지고 있다[1]. 지금까지 재활환자들을 위한 물리치료 도중에 의사가 그 환자들의 생체신호들을 실시간으로 확인하며 물리치료를 진행할 수 없었다. 주로 문진과 시진을 통한 의사들의 선형적 지식을 통해 환자에 대한 진단이 이루어져 왔고, 체계적인 자료를

바탕으로 해서 통계적이고 분석적인 환자의 치료가 어려웠던 것이 사실이었다. 따라서 체계적이고 통계적이며 정량적 분석을 통해 객관적 자료의 범위 내에서 환자를 치료할 수 있는 의료 환경의 형성이 요구되었다[2,3].

지난 수년간 마이크로컴퓨터와 무선 통신기술이 급격한 발전을 이룸에 따라 의료분야에서도 의료용 원격계측(telemetry)장비에 대한 수요가 자연스럽게 증가하게 되었다. 전자 소자가 다양해지고 기기의 소형화 추세에 따라 수년 전부터 유무선 통신기술을 이용한 환자들의 생체신호 송수신 시스템의 개발이 지속적으로 연구되어 왔다[4,5].

상용되는 무선 심박동수 측정 장치는 송신기(host)와 수신기(client)와의 1:1 방식으로 구현 되어있으며, 송신기에서 보내온 심박동수 정보를 손목 시계형 수신기에 저장 시킨 후 운동이 끝난 후 컴퓨터와 연결해 심박동수 정보를 연결된 컴퓨터로 전송하는 방식을 사용함에 따라 실시간으로 환자의 상태를 확인하는 것이

**Corresponding Author :** 조종만  
(621-749) 경남 김해시 어방동 607번지 인제대학교 의용공학과  
Tel : +82-55-320-3293 / Fax : +82-55-327-3292  
E-mail : minerva@ieee.org  
본 논문은 2005년도 인제대학교 학술연구조성비 지원을 받아 수행된 연구임

어려운 상황이다. 또한 재활 치료중인 환자를 위해 연구 개발된 시스템은 최대 4명의 재활환자로부터 심음을 측정하여 FM 스테레오 방식을 이용하여 무선 송신되어지고, 수신된 생체신호는 디지털 신호처리 과정을 거친 후 PC에서 심음을 계산하고 심음 파형을 실시간 디스플레이 하였다[1]. 훈련중인 환자의 건강 상태를 실시간으로 감시하기 위하여 본 연구에서는 심전도(ECG, Electrocardiogram)가 아닌 심음을 통한 심박 측정 방법을 토대로 연구를 실시하였는데 이는 심전도를 이용할 경우 심전도 신호처리 회로가 매우 복잡하고 커지며 이에 따른 소비전력이 증가하게 된다. 또한 재활 치료실 내에서 훈련중인 환자의 실시간 감시가 주요 목적이므로 환자의 몸에 부착하여 훈련을 실시하여야 하는데 이를 위해서는 구동 시간이 충분이 확보되는 건전지의 사용이 수반되므로 실용적인 방법이 되지 못하므로 심음을 이용한 심박수 측정 장치를 개발하였다.

재활 치료실에서 재활 훈련중인 환자, 특히 복합 운동 치료를 근간으로 하는 신경 발달 치료 환자는 훈련 중 과부하 및 그릇된 훈련 방법으로 인하여 재활 훈련중 위험에 노출되어 있으나 재활 치료사의 수적 부족으로 인한 훈련중 실시간 감시가 충분하지 못하고 재활 훈련 행태의 특성상 기존 유선 방식의 심박동 측정기로 훈련자의 심박동수를 측정하기 어려우므로 수십 명의 환자들이 동시에 재활 훈련하는 오늘날의 재활병원 환경에서 요구되는 다수의 재활환자 심박동수를 확인하여 환자의 건강 상태를 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템의 개발이 절실히 요구되고 있다.

본 연구에서는 여러 개의 환자측 장치(PSD, patient's side device)에서 운동중인 재활환자들의 심음을 획득하여 심박동수를 계산하

고 이 데이터를 하나의 중앙 감시 장치(CMS, central monitoring system)로 전송하며, 중앙 감시 장치에서는 시분할 방식을 이용해 다채널 통신을 가능하게 하여 재활 치료중인 수십 명의 환자를 동시에 효율적으로 감시할 수 있도록 하였다. 그림 1은 재활 훈련 중인 환자를 위한 다채널 무구속 심박동수 모니터링 시스템의 개념도이다.

## II. 연구방법

본 연구에서의 전체 시스템은 크게 심음 신호를 검출한 후 이를 처리하여 심박수를 계산하는 여러 개의 PSD와 이들로부터 수집한 데이터를 근거로 각 환자의 심박동수 표시 및 필요에 따라 위험 상황을 알리는 하나의 CMS 두 부분으로 나눌 수가 있다.

### A. 환자측 장치(PSD)

PSD는 환자의 심음 신호를 획득하기 위한 접촉형 마이크로폰, 노이즈제거 및 신호 증폭을 위한 필터와 증폭기, 심박동수 계산 및 RF 모듈 제어, 유사시 알람발생을 위한 마이크로컨트롤러, 그리고 CMS와의 무선통신을 위한 RF 모듈로 구성된다. 그림 2는 환자측 장치의 구성과 동작을 나타낸 블록 다이어그램이다.

심음 측정기인 접촉형 마이크로폰을 통해 입력된 심음신호는 2~100 Hz의 대역통과 필터를 거치는데 이 신호는 미약하기 때문에 Analog Devices사의 AD524 소자를 이용하여 1000배 증폭하였다. 증폭된 신호는 National Semiconductor사의 OP-Amp LM224 소자를 이용하여 설계한 2Hz 저역통과필터를 거친 후에

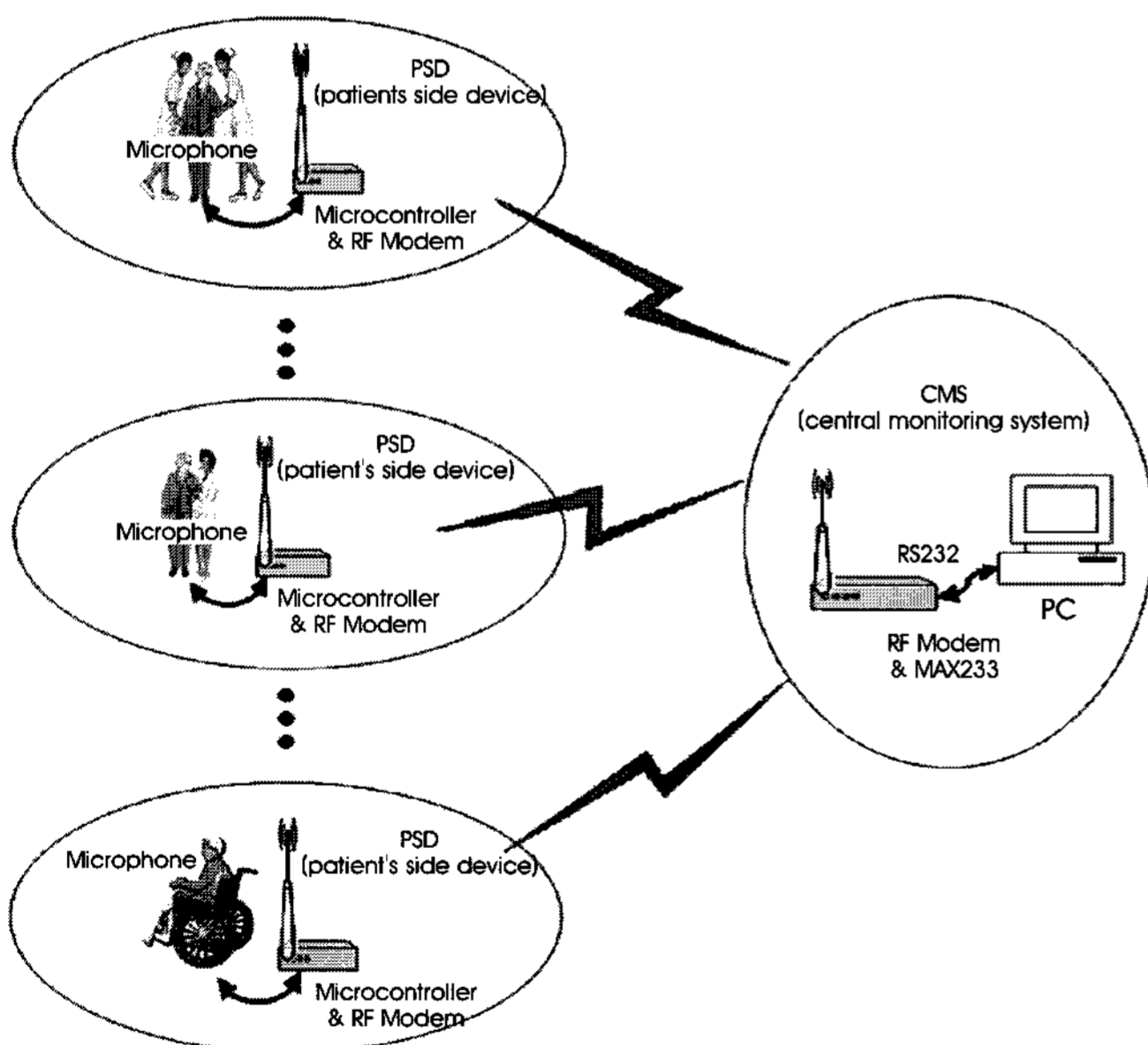


그림 1. 재활 훈련중인 환자를 위한 다채널 무구속 심박동수 모니터링 시스템의 개념도  
Fig. 1. The concept of a multichannel unconstrained heart rate monitoring system for exercised rehabilitation patients

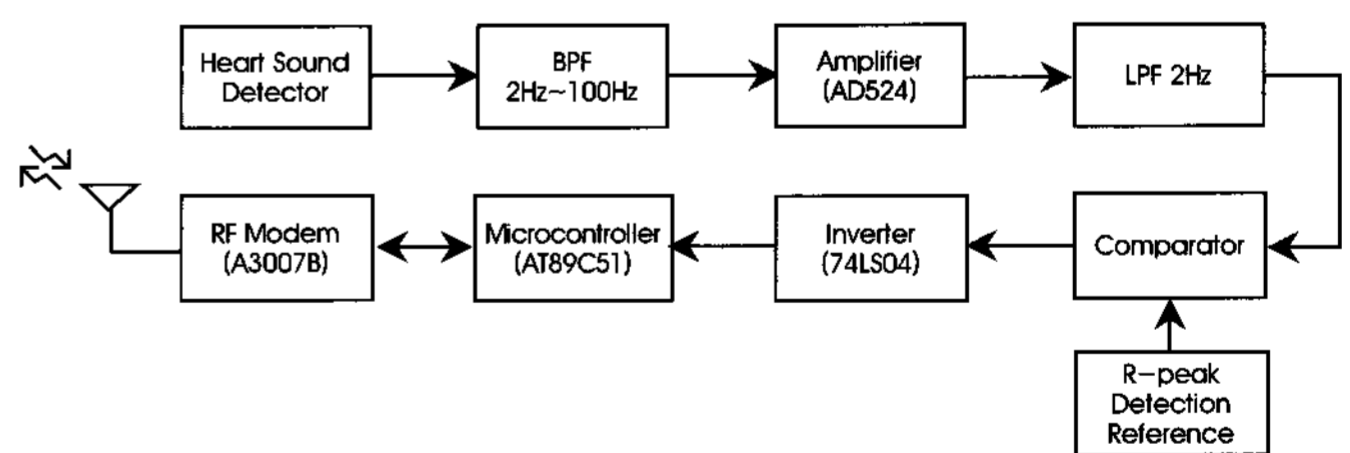


그림 2. PSD의 블록다이어그램  
Fig. 2. Block diagram of the PSD

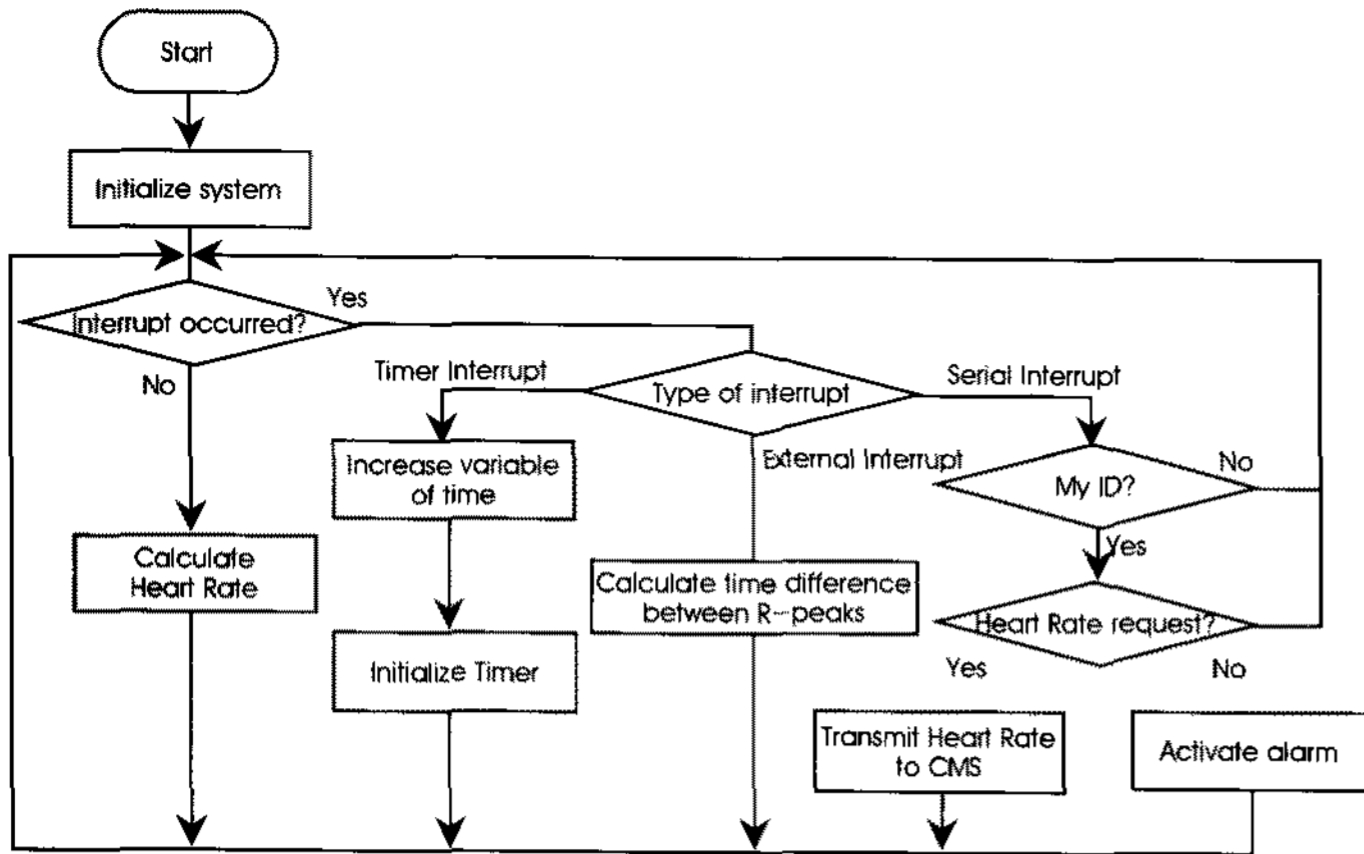


그림 3. PSD의 소프트웨어 알고리즘 흐름도  
Fig. 3. The flow chart of the PSD software algorithms

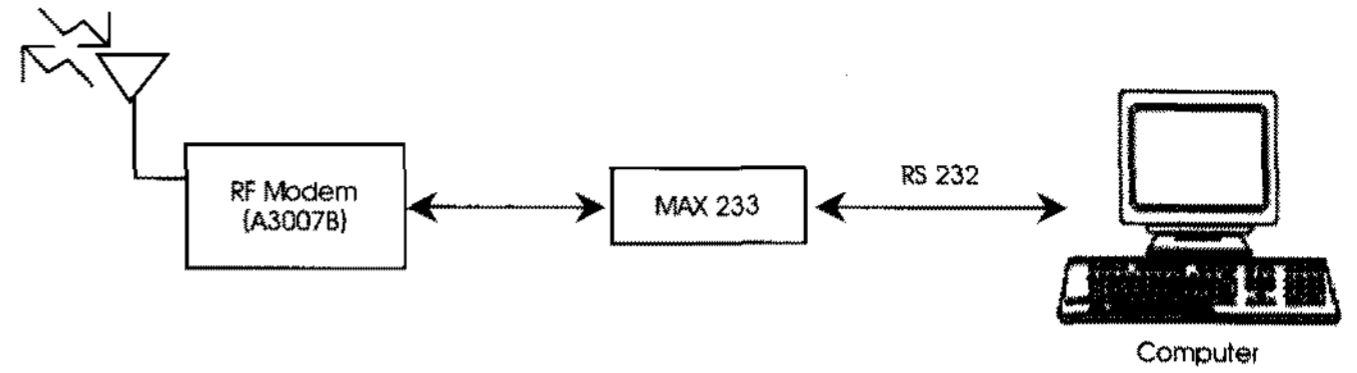


그림 4. CMS의 블록다이어그램  
Fig. 4. Block diagram of the CMS

같은 소자로 설계한 비교기를 이용하여 ECG 신호의 매 R-peak 때 마다 하나의 펄스 신호(TTL 레벨)가 출력되도록 변환된다. 변환된 R-peak 펄스 신호는 TTL 인버터 소자인 74LS04를 거친 후에 Atmel사의 마이크로컨트롤러 AT89C51의 외부 인터럽트 신호로 인가된다. 심음 신호를 외부 인터럽트 신호로 받은 마이크로컨트롤러는 내부 타이머를 이용하여 인터럽트 신호의 시간 간격을 측정하고 이를 근거로 심박동수를 계산한 후 변수에 저장하였다가 CMS로부터 심박수 송출 명령을 받으면 저장된 값을 전송하게 된다.

그림 3은 PSD에서의 소프트웨어 알고리즘 흐름도이다. CMS에서 RF 신호에 명령을 실어 전송하면 PSD에서는 직렬통신 인터럽트(serial interrupt)가 발생하며, 직렬통신 인터럽트 서브루틴에 들어가서 전송받은 명령에 포함되어 있는 환자의 고유 ID를 확

인한다. 각각의 PSD는 프로그램 가능한 고유한 ID를 가지며, CMS로부터 받은 명령 속에 포함된 ID가 자신의 ID와 일치할 경우 전송받은 명령이 심박동수 전송 명령인지 알람 발생 명령인지를 확인하고 명령에 따른 동작을 하게 된다. 즉, 심박동수 전송 명령일 경우에는 미리 계산되어 있는 심박동수를 CMS로 전송하게 되고, 알람 명령일 경우에는 PSD에 준비되어 있는 부저를 통해 경고음을 출력하여 훈련 중인 환자로 하여금 훈련을 중단하고 적절한 조치를 받도록 한다.

### B. 중앙감시장치(CMS)

PSD의 RF 모뎀을 통하여 송신된 심박동수 정보는 CMS의 RF 모뎀을 통해 수신된 후 원래의 디지털 신호 형태로 복조된다.

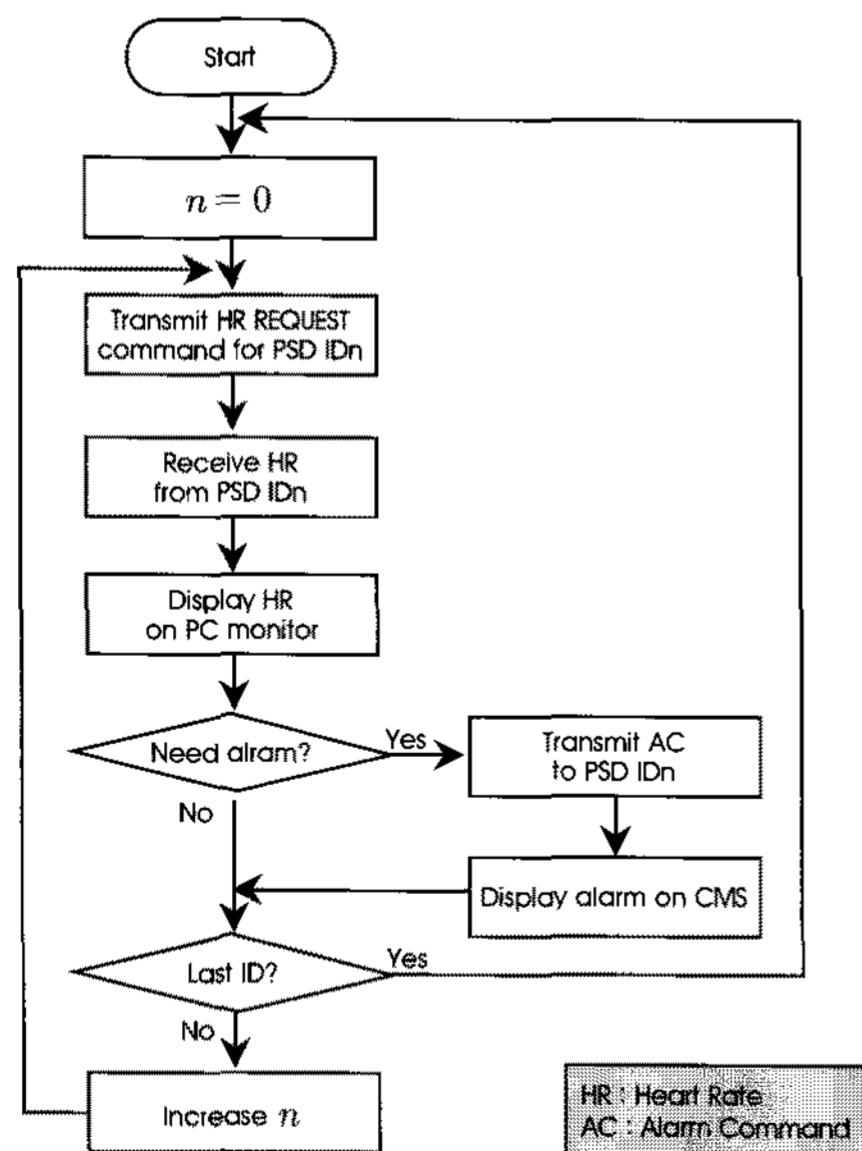


그림 5. CMS의 소프트웨어 알고리즘 흐름도  
Fig. 5. The flow chart of the CMS software algorithms

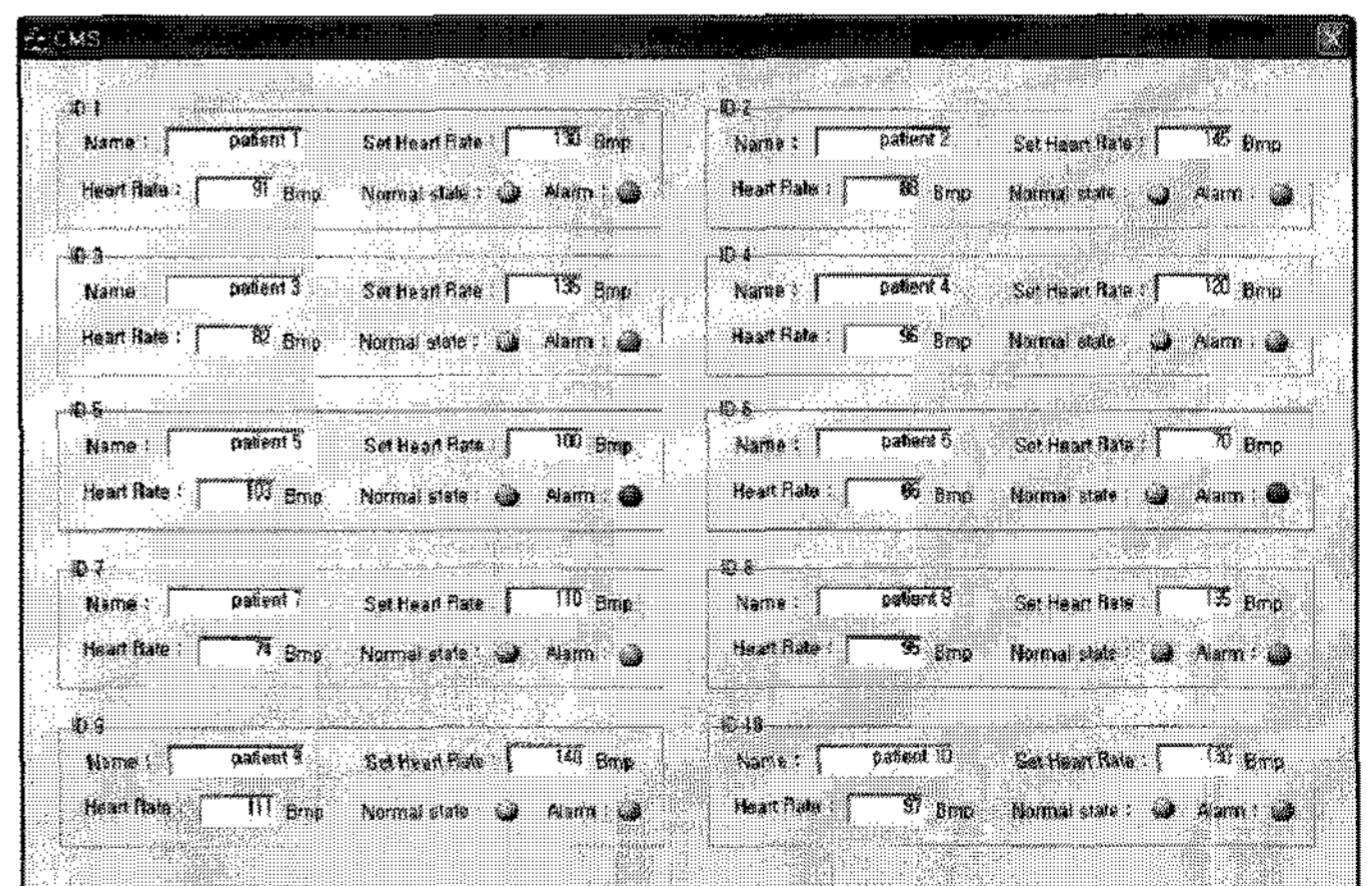
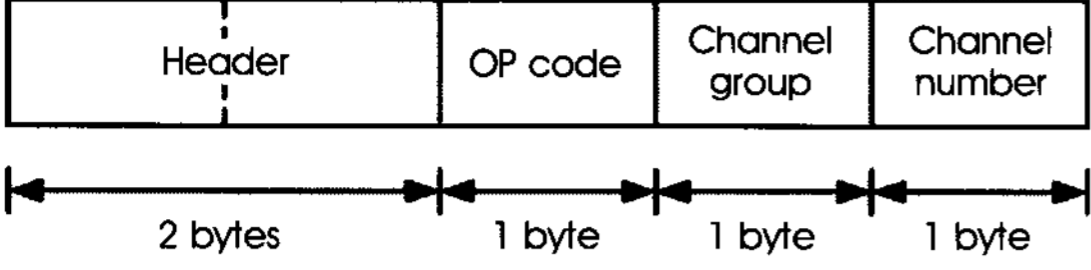


그림 6. CMS의 사용자 인터페이스 소프트웨어 화면  
Fig. 6. The software screen view of the CMS for user interface

표 1. 채널 설정을 위한 명령어

Table 1. Command list for channel setting

Channel Setting Command		
		
Frame field	Size(byte)	Field value
Header	2	0xAABB
OP code	1	0x03
Channel group	1	0x00~0x03
Channel number	1	0x00~0x18

CMS에서는 별도의 마이크로컨트롤러의 사용 없이 Maxim사의 MAX233 소자를 이용하여 RF 모뎀을 통해 수신 및 복조된 심박동수 신호를 컴퓨터의 직렬통신 포트에 전송한다. 그림 4는 CMS의 수신측 블록 다이어그램이다.

중앙감시장치와 직렬통신 포트를 통해 연결된 컴퓨터의 응용 프로그램은 그림 5에 나타난 바와 같은 처리 흐름을 가지며 Microsoft사의 Visual C++ 6.0을 이용하여 구현하였다. 그림 6은 개발된 응용프로그램의 사용자 인터페이스 화면을 나타낸 것으로 그래픽 유저 인터페이스(GUI)를 기반으로 구현하였다. 각 환자의 훈련 시작 전에 이 화면을 통해 관리자 또는 물리치료가 판단하여 해당 환자에게 적절한 최대 심박동수를 설정한다. 프로그램이 실행되면 현재 훈련 중인 환자들의 모든 PSD를 대상으로 ID 차례대로 심박동수 요구 명령을 전송하게 되고, 이 명령은 CMS에서 RF 신호로 변환되어 모든 PSD로 송신된다. 각 PSD에서는 수신된 명령을 해독하여 해당 ID를 가진 PSD에서는 자신의 심박동수를 보고하게 되고 이를 CMS를 통해 수신한 중앙감시장치 컴퓨터에서는 수신된 심박동수를 그림 6의 화면에 나타내며, 동시에 앞에서 물리치료가 설정해 놓은 최대 심박동수와 비교하여 알람 발생이 필요한 경우 PSD에 경고를 알리는 정보를 실은 메시지를 전송하고 중앙감시장치 컴퓨터에서도 알람을 발생한다. 훈련 중인 환자의 현재

표 3. CMS에서 PSD로의 RF 통신 프로토콜의 예

Table 3. Example of RF communication protocol from CMS to PSD

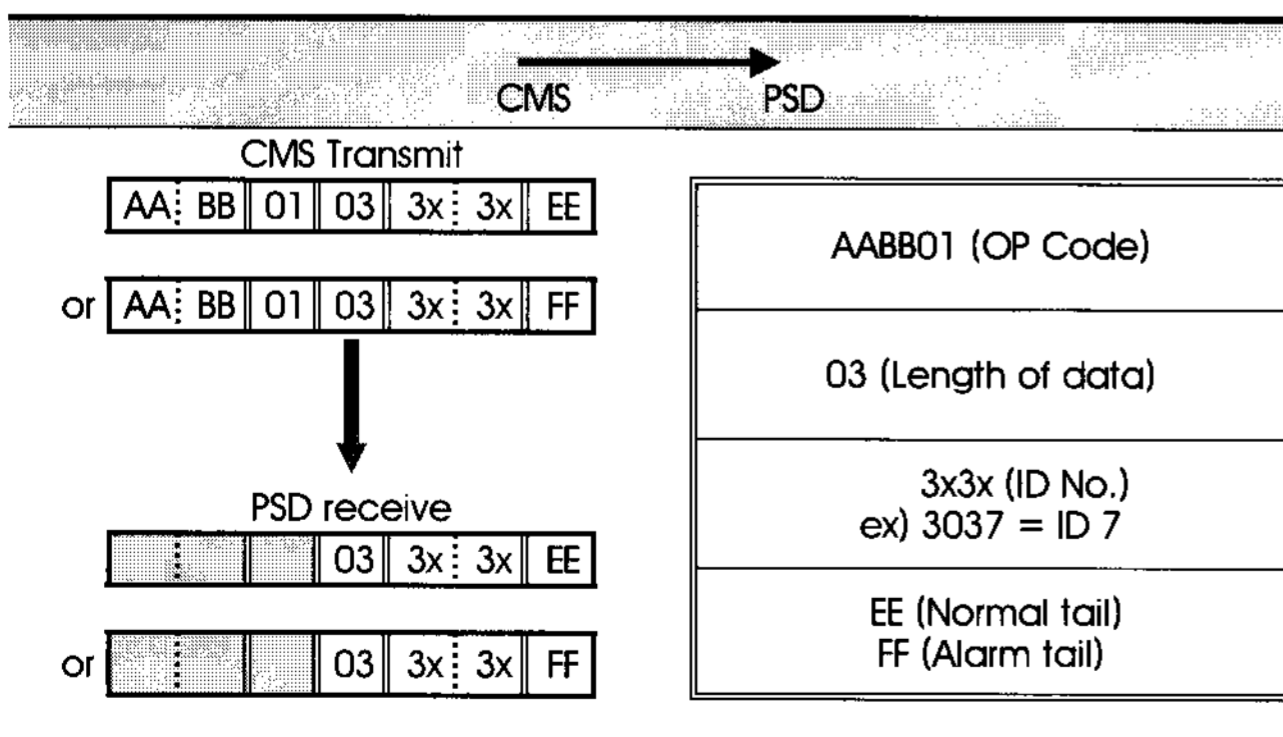
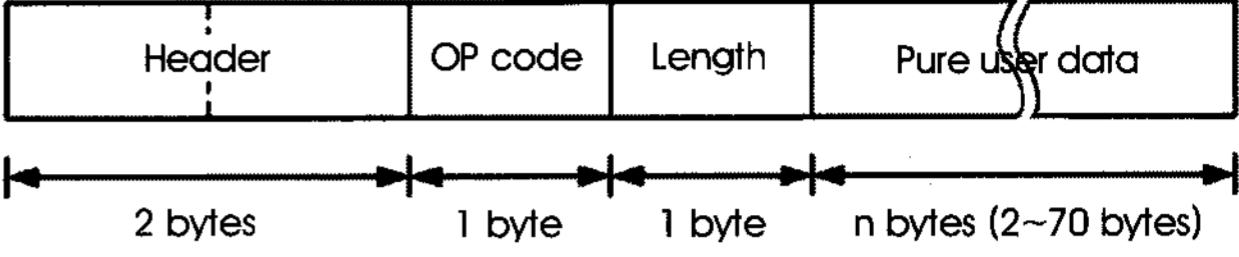


표 2. 데이터 전송을 위한 명령어

Table 2. Command list for data transmission

Data Transmission Command		
		
Frame field	Size(byte)	Field value
Header	2	0xAABB
OP code	1	0x01
Length	1	0x02~0x46
Data	2~70	Pure user data

심박 상태에 이상이 없거나, 또는 환자의 심박 상태에 이상이 발생하여 그에 대한 경고 신호를 PSD에 전송한 후에는 다음 환자에 대해 동일한 과정을 반복한다. 현재 훈련 중인 모든 환자에 대한 심박동수 수집이 끝나면 다시 처음으로 돌아가 같은 동작을 반복하게 된다.

C. 무선 통신 프로토콜

본 연구에서는 PSD와 CMS 간의 안정적인 무선 송·수신을 위해 잡음에 비교적 강한 통신 방식인 주파수 천이(FSK, Frequency-Shift Keying) 방식을 사용하는 A3007B RF 모뎀(AUTOMAN)을 사용했으며, 이 모뎀은 424.7~447.9875 MHz의 주파수 대역을 가지며, 총 78개의 채널 가운데 하나를 소프트웨어적으로 선택하여 사용할 수 있다. 내부에 PIC16F628A Microcontroller를 내장하고 있고 외부의 호스트 컴퓨터나 MCU와는 표준 비동기식 직렬통신(UART) 규약에 의거하여 동작이 제어될 수 있다.

만일 근접 영역에서 동일한 채널의 주파수를 사용함으로써 전파 방해로 인한 통신상의 문제가 발생할 경우에는 다른 채널로 변경하여 사용할 수 있도록 하였다. 표 1은 이와 같은 통신 채널을 변경하기 위해서 필요한 모뎀 제어 명령어이다. 통신 채널을 설정하기 위해서는 2 byte의 헤더(0xAABB), 1 byte의 OP code(0x03), 1

표 4. PSD에서 CMS로의 RF 통신 프로토콜의 예

Table 4. Example of RF communication protocol from PSD to CMS

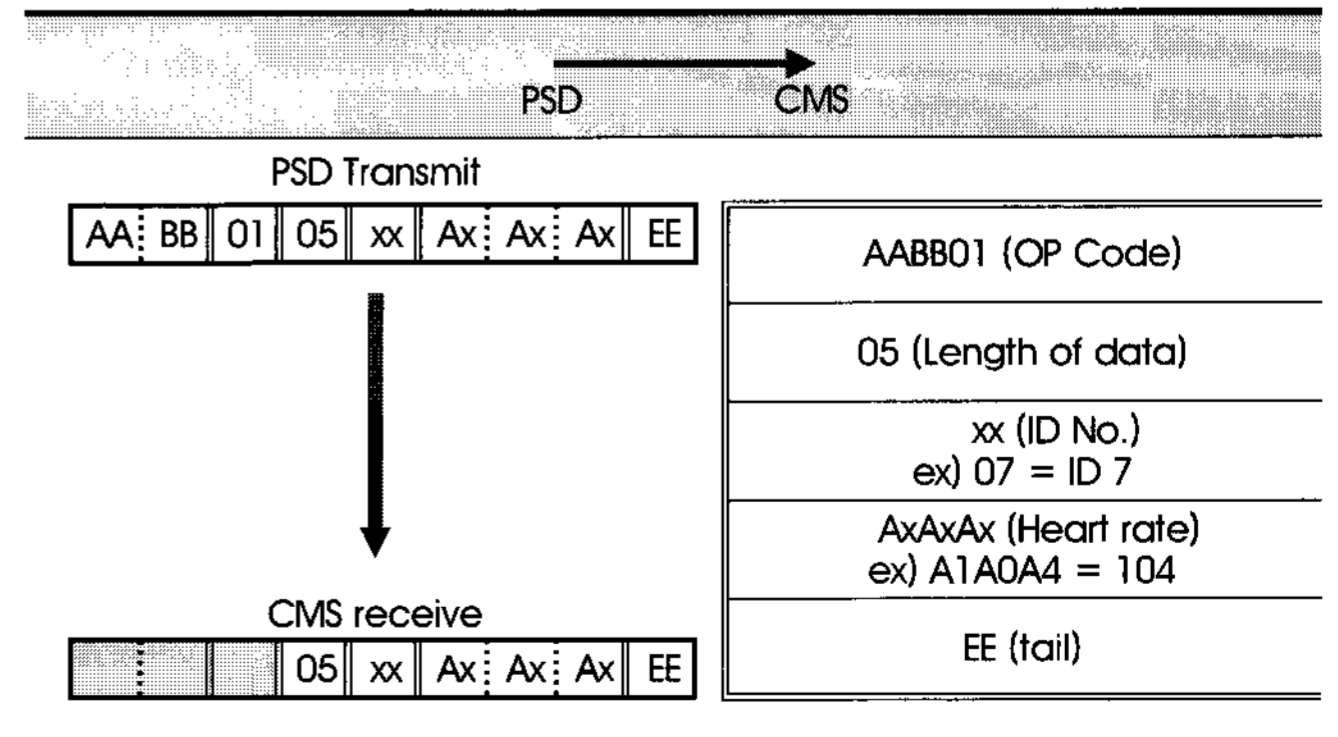




그림 7. 심음신호 획득기의 외관

Fig. 7. The external appearance of the heart sound signal detector

byte의 채널 그룹 선택(0x00~0x03), 1 byte의 채널 번호 선택(0x00~0x18)로 구성되는 명령을 모뎀으로 전송한다. 하나의 시스템 내에서는 모두 동일한 채널 그룹과 채널 번호를 선택하여 사용한다.

표 2는 실제 데이터 전송에 사용되는 명령어의 구성을 나타낸 것이다. 실제 모뎀을 통해 전송될 데이터 패킷은 2 byte의 헤더(0xAABB), 1 byte의 OP code(0x01), 1 byte의 길이 설정 명령어(0x02~0x46) 및 2~70 byte의 실제 데이터 값으로 구성된다. 본 연구에서는 RF 모뎀에 전원을 인가할 때, 자동적으로 기본 설정값으로 channel group 0의 channel number 1을 사용하였다.

본 연구에서는 그 용도의 특성상 여러 개의 PSD와 한 개의 CMS 사이의 통신을 위하여 간단한 전용의 통신 패킷을 고안하였다. 표 3은 CMS에서 PSD로 보내는 명령어에 대한 패킷의 구성을 나타내고 있다. 위에서 언급한 바와 같이 2 byte의 헤더(0xAABB), 1 byte의 OP code(0x01), 1 byte의 길이 정보(0x03) 뒤에 두 자리 수로 구성되는 PSD의 ID를 ASCII code로 변환한 2 byte의 ID 데이터와 이전에 수신된 값에 대한 정상/비정상을 알리는 플래그 1 byte를 추가하여 구성하였다. 모든 PSD는 이 패킷을 수신하여 분석한 후, 자신의 ID가 아니면 무시하게 되고 해당 ID를 가

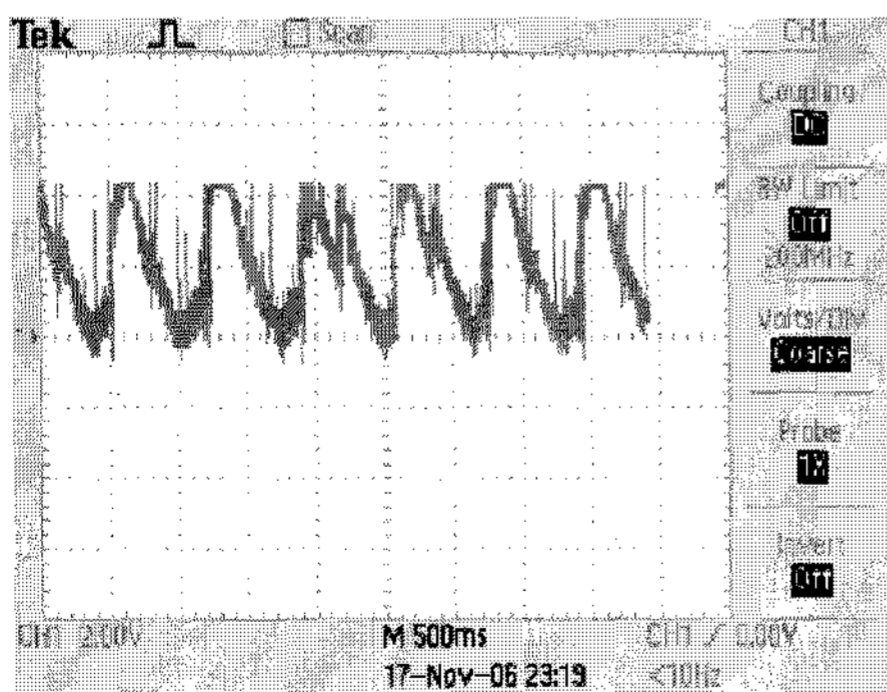


그림 9. 1000배 증폭 및 대역 통과 필터링 후의 심음 신호 파형

Fig. 9. The waveform of heart sound signal after band-pass filtering and 1000 times amplification

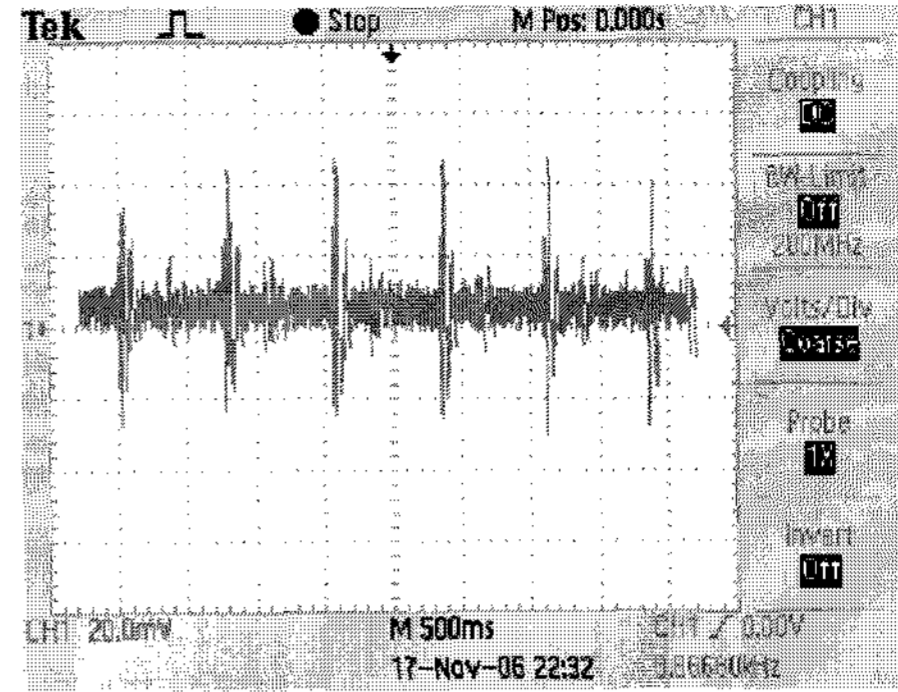


그림 8. 증폭 및 필터링 이전의 심음 신호 파형

Fig. 8. The waveform of heart sound signal before amplification and filtering

진 PSD만이 응답하게 된다.

표 4는 PSD에서 CMS로 보내는 패킷의 구성도이다. 2 byte의 헤더(0xAABB), 1 byte의 OP code(0x01), 1 byte의 길이 정보(0x05) 뒤에 1 byte의 PSD의 ID, 3 byte로 구성되는 심박동수 및 메시지의 끝을 알리는 1 byte를 추가하여 구성하였다.

#### D. 시스템의 신뢰성 측정

개발된 시스템의 성능을 실험하기 위해 피검자를 안정된 상태(normal), 팔을 움직이거나(arm), 앉았다 일어났다(leg), 말을 할 때(speaking)의 4가지 상태로 나누어서 실험을 하였으며, 각 상태의 실험에 앞서 초기 1분 동안 안정된 상태를 취한 후 다음 1분 동안 설정된 상태로 실험을 하였다.

### III. 실험 결과

그림 7은 피검자로부터 심음 신호를 획득하기 위해 가슴 부위에 심음획득장치를 부착한 상태를 보여주는 사진이다. 그림 8, 9, 10 및 그림 11은 심음 신호 검출, 증폭 및 TTL 신호로 변환 회로에서 검출된 신호를 Tektronix사의 TDS 2024 디지털 오실로스코프를

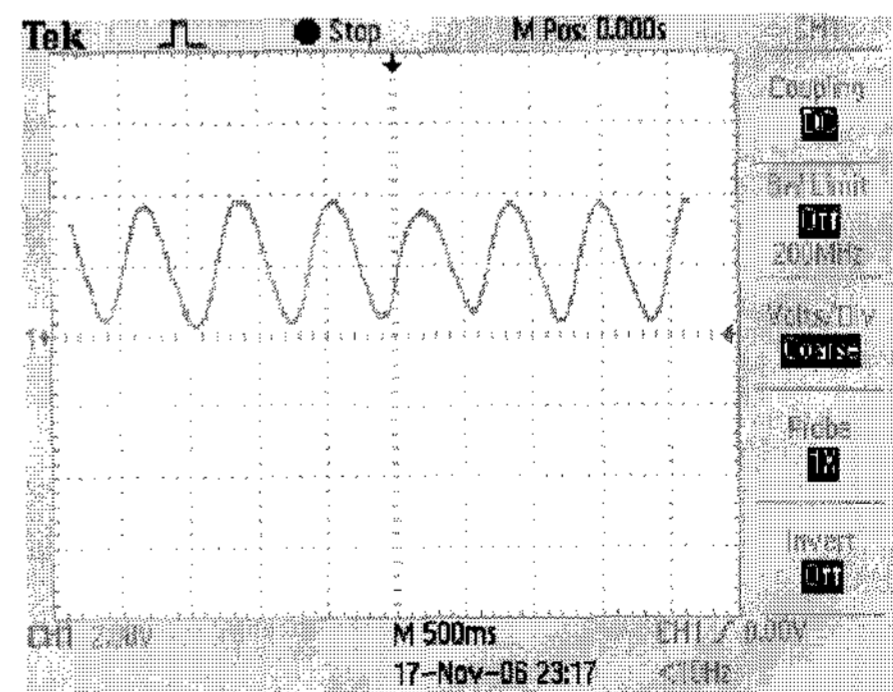


그림 10. 2Hz 저역통과필터 후 심음 신호 파형

Fig. 10. The waveform of heart sound signal after 2Hz low-pass filtering for the signal shown in Figure 9

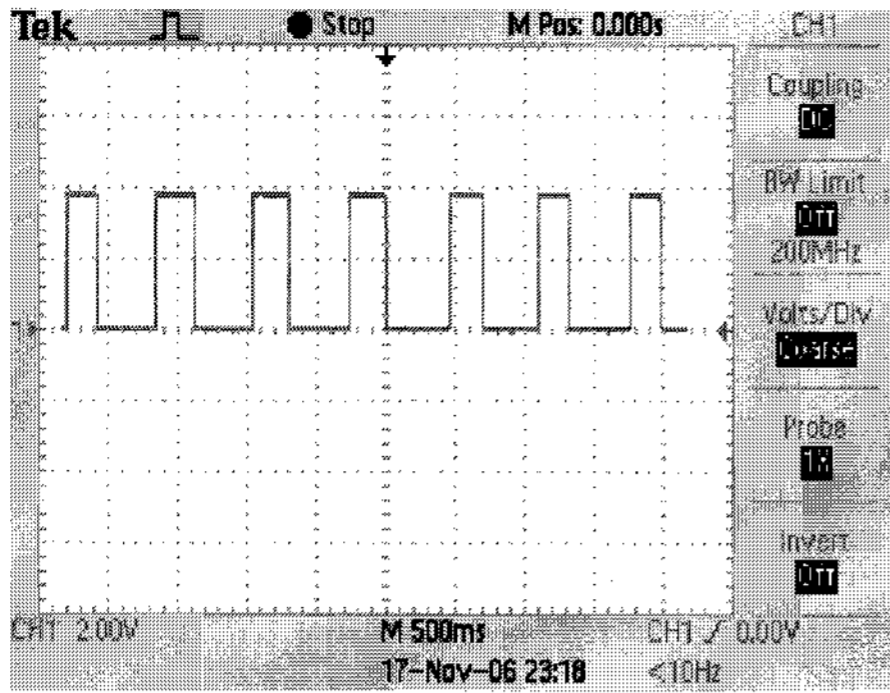


그림 11. 비교기 후 심음 신호 파형  
 Fig. 11. The waveform of heart sound signal after comparison for the signal shown in Figure 10

이용하여 검출한 신호의 출력 파형을 나타내고 있다. 그림 8은 센서를 통해 얻은 순수한 심음 신호이다. 그림 9는 2~100 Hz 대역 통과 필터(band-pass filter)를 통과한 후 1000배 증폭된 심음 신호이다. 그 후 2 Hz 저역통과 필터를 통과시켜서 그림 10에서 보는 바와 같이 진폭이 0.4~4 V의 진폭을 가지는 신호를 획득하였다. 이 신호를 기준전압 3 V의 비교기에서 비교하여 그림 11과 같은 사각파를 획득하였으며, 이 사각파를 마이크로컨트롤러의 외부 인터럽트 신호로 사용하였다. 그림 12와 그림 13은 개발된 PSD와 CMS의 외관을 나타낸 것이다.

개발된 소프트웨어와 PSD 및 CMS 하드웨어를 이용하여 성인 남성 다섯 명을 대상으로 하여 측정된 결과를 표 5에 나타내었다. 이때 실험에 참여한 남성은 20~30 대의 건강한 남성들로 구성되었다. 개발된 시스템의 신뢰성을 평가하기 위하여 PhysioLab사의 ECG 모듈을 사용하여 측정된 심박동수를 기준값으로 하여 본 시스템에서 측정된 값을 평가하고 이를 표 5에 나타내었다. 이때 장치의 검증을 위해 사용된 PhysioLab사의 ECG 계측 장치에 ECG 시뮬레이터로부터 출력되는 신호를 입력신호로 입력한 뒤 입출력 신호를 비교한 결과 ECG 계측 장치의 맥박수는 실제 입력 신호와 일치함을 보였다. 표 5에서 분자는 본 연구에서 개발된 하드웨어와 소프트웨어로 얻은 심박동수를 표현하였고, 분모는 위에서 언급한 PhysioLab사의 ECG 모듈을 사용하여 측정된 1분 동안의

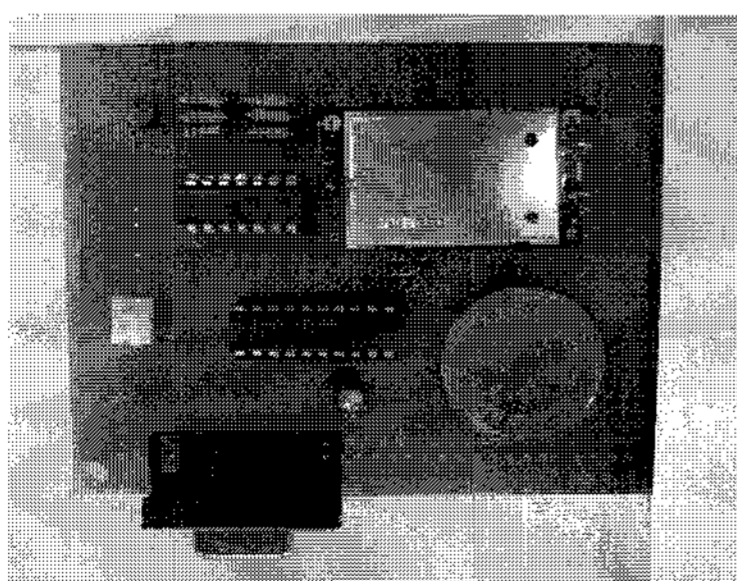


그림 13. 구현된 CMS의 외관  
 Fig. 13. The external appearance of the implemented CMS

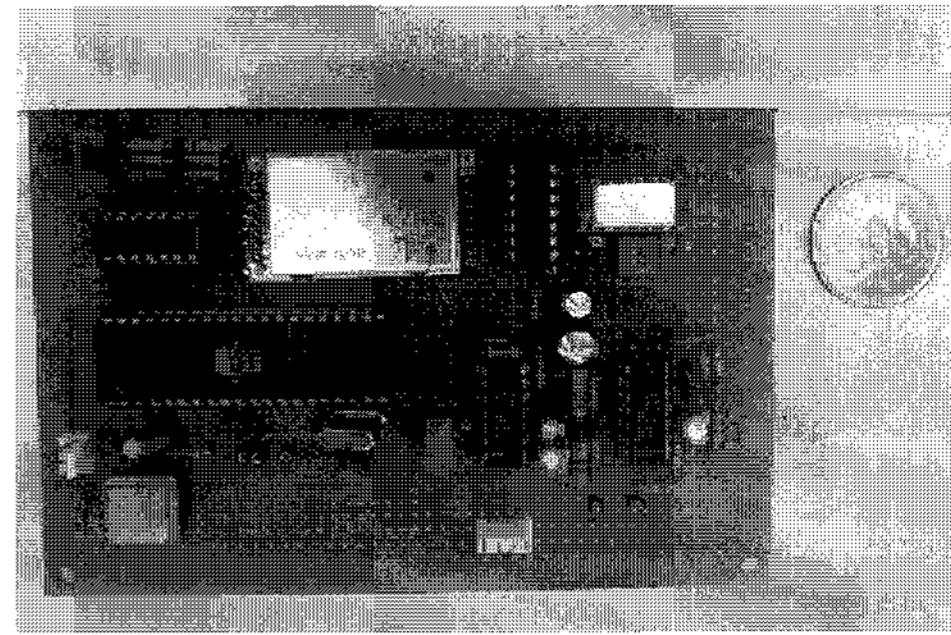


그림 12. 구현된 PSD의 외관  
 Fig. 12. The external appearance of the implemented PSD

ECG R-peak의 수를 나타낸다. 제시된 기준기로부터의 오차를 산출한 결과 말을 할 때나 팔을 움직일 때 오차가 큰 것을 알 수 있다. 이는 심음 측정 시 마이크로폰센서를 이용함으로써 팔을 움직일 때, 또는 센서가 몸이나 옷에 부딪힐 때 생기는 잡음에 의해서 발생하였으며, 말을 할 때에는 복부나 흉부의 내부에서 떨림 현상에 의해서 센서에 잡음을 일으키는 요소가 되었다.

#### IV. 결론

본 연구에서 이미 개발되어진 재활환자의 생체신호 원격측정을 위한 무선 송수신 모뎀을 개선하여 수십 대의 PSD와 한 대의 CMS로 구성된 재활 훈련 중인 환자의 심박동수 감시 장치를 개발하였다. 환자의 활동성과 착용 편리성을 극대화하기 위해서 소형의 RF모뎀을 사용하였으며, 마이크로폰센서에 집음기를 달아서 심음 신호를 획득하였다. 본 연구는 이미 개발되어진 재활환자를 위한 무선 송수신 시스템의 개선과 그 시스템 수신부의 디지털 신호 처리 부분의 개선을 고려하여 수행되었다. 기존의 host와 client 시스템의 1:1 통신이거나 최대 4명의 환자의 심박동수를 모니터링 할 수 있었던 시스템을, 환자의 심박동수를 10초에 한번 전송한다고 가정할 때 최대 50명의 환자를 감시할 수 있는 시스템으로 개선하였다. 또한 기존의 시스템은 심박동수를 측정하여 FM 스테레오 방식으로 모니터링 시스템에 전송하기 때문에 아날로그 회로의 부피가 컸다. 뿐만 아니라 모니터링 시스템에서 심음 신호를 복원하기 위해 아날로그-디지털 신호 변환 장치(ADC)를 이용함으로써 비용의 상승을 가져오고 또한 ADC 제작회사에 대한 의존도가 증가하므로, 이에 대한 자체 제작의 필요성이 대두되었다. 본 연구에서는 소형의 RF 모뎀을 사용하여 부피가 컸던 기존의 시스템을 개선할 수 있었으며, PSD에서 심박동수를 계산하여 CMS로 전송하기 때문에 ADC의 사용 없이 비교기를 이용하여 아날로그 신호를 디지털화함으로써 제작비용도 크게 감소하였다. 하지만 심음 신호의 경우 집음관과 피부 접촉 잡음의 제거문제에 대한 연구와 실험이 추가로 더 필요할 것으로 사료된다.

표 5. 기준 기기와 획득된 심박동수의 비교

Table 5. The comparison of detected heart rate for reference device

subjects	normal / reference	error	arm / reference	error	leg / reference	error	speaking / reference	error
male1	83/80	3.75%	89/83	7.22%	92/89	3.37%	87/82	6.09%
male2	78/75	4.00%	86/80	7.50%	94/90	4.44%	79/73	8.21%
male3	76/74	2.70%	88/81	8.64%	94/89	5.61%	77/72	6.94%
male4	82/80	2.50%	92/86	6.97%	98/94	4.25%	87/81	7.40%
male5	79/76	3.94%	88/83	6.02%	93/88	5.68%	82/77	6.49%

## 참고문헌

- [1] J. M. Cho and D. W. Kim, "Development of wireless biotelemetry system for rehabilitation patients," *Proceeding of KOSOMBE*, 2000.
- [2] Graduate school of Catholic University, *Rehabilitation medicine*, Seoul, Korea: Huimun Press, 1988.
- [3] J. H. Oh, *Rehabilitation medicine*, Seoul, Korea: Daihak Press, 1997.
- [4] C. O. Kwon, J. Y. Choi, K. J. Kim, and M. H. Lee, "A Design of the Telemetry Transmitter for Monitoring Exercise Electrocardiogram," *J. of KOSOMBE*, Vol. 3(2), pp.113-118, 1982.
- [5] H. K. Lee and D. C. Park, "Radiotelemetry for ECG and Event Signals Using FDM," *J. of KOSOMBE*, Vol. 21(4), pp.345-351, 2000.
- [6] S. W. Kay, W. S. Chang and S. H. Hong, "A Design of Multi-Channel Biotelemetry for ECG Encoding and Transmission Over the Public Telephone Line," *J. of KOSOMBE*, Vol. 7(1), pp.21-34, 1986.
- [7] W. Y. Chang, W. S. Chang and S. H. Hong, "Development of Monitoring System for Biotelemetry Diagnosis of Multichannel ECG Data," *J. of KOSOMBE*, Vol. 12(2), pp.113-120, 1991.
- [8] J. J. Carr and M. J. Brown, *Introduction to biomedical equipment technology. 4th ed.*, Prentice-Hall, 2001.
- [9] Z. P. Zhang, N. W. Tapp, S. S. Reisman et al, "Respiration Response Curve Analysis of Heart Rate Variability," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 44(4), pp.321-325, 1997.
- [10] L. Torres-Pereira, P. Ruivo, C. Torres-Pereira et al, "A Non-invasive Telemetric Heart Rate Monitoring System based on Phonocardiography," *IEEE Catalog*, 97Th8280, pp.856-859, 1997.