

# 휠체어에서 호흡수와 심박수 측정 및 이벤트 전송

한동균<sup>1,2</sup>, 김종명<sup>1</sup>, 홍주현<sup>1</sup>, 차은종<sup>1</sup>, 이태수<sup>1</sup>

<sup>1</sup>충북대학교 의과대학 의공학교실, <sup>2</sup>을지대학교 보건과학대학 방사선학과

## Event Transmission of Respiratory rate and Heart rate Measured on Wheelchair

Dong-Kyoon Han<sup>1,2</sup>, Jong-Myoung Kim<sup>1</sup>, Joo-Hyun Hong<sup>1</sup>, Eun-Jong Cha<sup>1</sup>, Tae-Soo Lee<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University,

<sup>2</sup>Dept. of radiological science, College of health science, Eulji University.

(Received September 4, 2008. Accepted December 8, 2008)

### Abstract

The purpose of this study is to measure both ECG and BCG(Ballistocardiograph) signal of a subject on moving or resting wheelchair and detect the heart rate and respiratory rate and transmit an event message to remote server on emergent situation. To acquire ECG and BCG data, amplifier circuits were composed to be suitable for their characteristics. The output signals were converted to digital data and stored in bio-signal archiving media(SD card). CDMA module was used to transmit the event data on ECG electrode detachment and the received data was monitored by the developed C# application program. 5 volunteers participated in the experiment to evaluate the validity of the developed device. When the event occurs in each subject, 48 Kbyte data, stored for 32 seconds from that point, was transmitted to remote server through CDMA cellular phone network correctly. The received data of ECG, BCG, and 3-axial acceleration could be archived in server and the heart rate and respiratory rate could be measured and analyzed.

The developed device in this study could acquire the ECG and BCG data of subjects on wheelchair simultaneously and measure their heart rate and respiratory rate. In addition, event data was verified to be transmitted to remote server without any errors.

**Key words :** CDMA, ECG, BCG, Wheelchair

### 1. 서론

의료서비스의 패러다임이 유비쿼터스 헬스케어의 도입으로 질병의 진단과 치료에 국한된 것이 아니라 일상생활에서 지속적으로 건강상태를 관리하고 안정적인 사회활동을 이룰 수 있도록 변화하고 있다. 이와 함께 원격진단을 위한 무선통신기술의 발달로 인터넷, 블루투스, 지그비, 무선랜 등을 이용한 환자의 건강상태를 모니터링하기 위한 연구가 계속되고 있다. Fensli 등은 지속적으로 환자의 심장의 상태를 모니터링하고 응급 이벤트가 발생했을 때 원격지의 의사에게 이 상황을 알려주는 이벤트 레코드 기능의 장치를 개발하였고[1]. Hernandez 등은 인터넷을 기반으로 실시간 심전도를 전송할 수 있는 원격의료 시스템을 구축하여 응급상황 발생 시 원격지서버로부터 의료 서비스를 받을 수 있도록 하였다[2]. 이러한 기술은 고령화 사회에서 거동이 불편하거나

만성질환을 갖고 있는 환자들의 사회적 활동을 도와 삶의 질을 향상시킬 수 있을 것이다. 미국 MIT대학 연구소에서 개발한 반지형 생체계측시스템이나 셔츠형태로 착용할 수 있는 생체계측 시스템이 상용화되고 있으며 또한 PDA를 이용하여 심전도와 호흡센서, 운동센서를 무선 센서 네트워크와 연결하여 지속적으로 환자의 건강상태를 모니터링 할 수 있도록 하는 연구가 이루어지고 있다[3]. 거동이 불편한 노약자와 장애인들은 생체신호를 분석하여 사고나 이상 증후 발생 시 원격지 서버의 의사 또는 전문가에게 즉시 응급 조치를 받게 하여 치명적인 사태를 미연에 방지 할 수 있을 것이다[4].

본 논문에서는 인체의 심장질환의 이상 유무를 알 수 있는 심전도(Electrocardiograph: ECG)를 이용한다. 심전도는 1903년 아이트호벤이 단선 검류계(string galvanometer)를 이용하여 심장의 전기적 활동을 처음으로 기록하였다[5]. 심전도 신호는 심장세포에서 발생하는 전기적인 활동을 체표면에서 검출하여 그 특성을 파, 분절, 간격으로 나타내며, 비침습적이고 간단한 검사로서 널리 사용되고 있다. 특히 성인에 있어 돌연사를 유발하는 심장마비, 심실성 빈맥 등을 지속적인 모니터링하여 심혈관계 질환을 진단하고

Corresponding Author : 이태수

충북 청주시 흥덕구 개신동 충북대학교 의과대학 의공학교실

Tel : +82-43-269-6332 / Fax : +82-43-272-6332

E-mail : tslee@chungbuk.ac.kr

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

(과제번호: A040032)

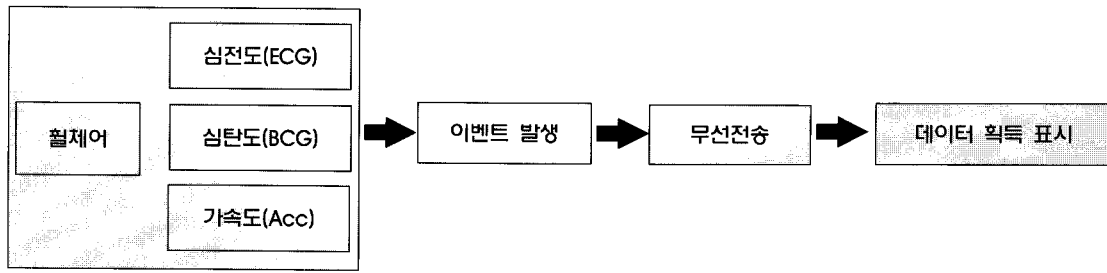


그림 1. 전체 시스템 블록도  
Fig. 1. System block diagram

건강상태를 관리하는 중요한 기준이 된다[6].

심전도와 함께 심장에서 혈액이 박출될 때 생체에 발생하는 역학적 현상을 기록하여 심장의 혈액 박출량을 측정하고 심장과 순환기계의 상태이상을 검출하기 위한 방법으로 심탄도(Ballistocardiograph:BCG)를 이용한다[7]. 심탄도는 1877년 Gordon에 의해 고안 되었으며 심전도와 달리 전극을 사용하지 않으며 좌심실의 활동에 동기 된 신체의 움직임을 기록하는 비침습적인 방법으로[8] 심장주기를 평가할 수 있으며 심장박동신호, 호흡신호 그리고 인체운동 신호등을 알 수 있다[9]. 이는 심박수, 호흡수 등의 생체신호를 인체에 전극을 부착하지 않고 무자각적으로 측정할 수 있는 장점을 가지고 있기 때문에 최근 많은 연구가 활발히 진행되고 있다.

신체의 기능 이상 상태를 파악하여 질병을 진단하고 치료하는 가장 기본이 되는 것이 활력 징후(vital signs)인데 여기에는 체온, 맥박, 호흡, 혈압이 있다. 이중 맥박은 심박수를 의미하며 심박수는 1분 동안 일어난 심근의 이완과 수축작용의 횟수로서 안정시 일반인의 심박수는 분당 70-75회 정도 이다. 심장의 상태가 비정상적으로 변할 경우 심박수가 적어지거나 정상보다 많아지게 된다. 심박수를 측정하는 방법은 심전도와 광전용적맥파(Photoplethysmograph:PPG)를 이용하는 것이다[10]. 광전용적맥파는 소정 개수의 LED와 광검출기를 이용하여 심장박동에 관련된 정보를 추출하는 방법으로 간단한 센서모듈로 신체와의 단 하나의 접촉점을 통해 심박수를 검출할 수 있기 때문에 2개 이상의 전극을 부착해야 하는 심전도를 이용하는 방법에 비하여 사용자에 불편함을 주지 않으므로, 의료적 또는 비 의료적 목적의 기기에 많이 이용되고 있다[11]. 본 연구에서는 무선전송이 가능한 휴대형 심전도 장치를 개발하여 심박수를 검출하였다. 그리고 호흡수(respiratory rate)는 숨을 들이마시는 흡기와 숨을 내쉬는 호기를 1회로 하여 1분 동안 몇 회 반복하는지를 측정하는 것으로 성인의 정상 호흡수는 18회/분, 신생아는 35~45 회/분으로 나이가 들어감에 따라 적어진다. 그러나 폐의 이상이 있을 경우엔 호흡수에 문제가 생기는데 평균치보다 호흡수가 많아지게 된다. 이러한 호흡수의 측정방법에는 호기 시 흉곽의 용적이 늘어나고 흡기 시 흉곽의 용적이 줄어드는 변화를 이용한 흉곽벨트 측정법과 흡기 시 흡입되는 O<sub>2</sub>와 세포의 대사과정에서 생성된 CO<sub>2</sub> 배출을 측정하는 O<sub>2</sub>-CO<sub>2</sub> 측정

법, 숨을 쉴 때 코로 배출되는 CO<sub>2</sub>를 적외선을 이용하여 호흡수를 측정하는 적외선 측정법이 있다[12]. 그리고 전도성 고무를 이용하여 호기 시와 흡기 시 복부의 용적변화를 측정하여 호흡수를 검출하는 방법도 있다[13]. 이러한 방법은 중환자실이나 제한된 범위 내에서만 사용이 가능하며 센서를 인체에 부착시켜야 하므로 이동 중 휴대하여 무선으로 호흡신호를 측정하는 것은 불가능하다. 따라서 본 연구에서는 호흡수를 측정하기 위해 비접촉 압전센서를 휠체어 방식형으로 제작하여 얻은 심탄도 신호를 이용하여 이동 중 호흡수를 검출하였다.

본 연구는 피검자가 휠체어를 타고 이동 또는 정지 시에 심탄도와 심전도 신호를 실시간으로 동시에 획득하고, 심탄도 신호에서 호흡수를 심전도 신호에서 심박수를 측정한다. 그리고 획득된 신호를 저장매체에 기록하고 이벤트 발생시 CDMA(Code Division Multiple Access) 모듈(Bellwave의 BSM-860s)을 통하여 심탄도와 심전도 그리고 가속도 신호를 원격지 서버로 전송하고자 하였다.

그림 1은 전체시스템 블록도로 휠체어에서 획득한 심전도와 심탄도 그리고 가속도 신호를 이벤트가 발생 했을때 무선으로 전송하여 데이터를 수신하고 나타내고 있다.

## II. 재료 및 방법

### A. 실험대상

표 1은 전체 5명의 피검자의 구성이다. 남성이 2명, 여성이 3명이었으며, 연령은 24±3세이고 신장은 159±10 cm이었고 몸무게는 53±11 kg이었다. 그 중 3명은 휠체어로 일상생활을 하는 사람이었고 2명은 정상인이었다.

### B. 시스템 구성

그림 2는 개발된 장치로 CDMA 모듈, 이벤트 버튼, 심전도 회로와 심탄도 회로로 구성되어 있으며 휠체어에 장착하여 실험을 하였다. 심전도 신호 Lead I 과 Lead II를 측정하기 위하여 4개의 Ag/AgCl 전극을 사용하였다. 그리고 심탄도 측정을 위하여 개발된 방식형 센서(Electromechanical film sensor ; EMFi sensor)

표 1. 피검자의 구성

Table 1. Characteristics of volunteers

Subject	Sex	Age	Height(cm)	Weight(kg)
1	M	23	150	70
2	M	28	173	63
3	F	29	164	53
4	F	24	161	48
5	F	20	145	39
Average	-	24	158	54

를 휠체어의 좌석에 장착하였다. 심전도 신호 Lead I 과 Lead II 그리고 심탄도의 샘플수는 초당 200Hz이며, 가속도 센서 X, Y, Z 축의 샘플수는 초당 20Hz이다.

C. 호흡수 측정 방법

호흡수는 심탄도 신호를 이용하여 측정하고 심박수는 심전도 신호에서 측정하고자 하였다. 그림 3은 본 연구에서 사용한 신호처리 방법으로 개발한 장치를 통해 심탄도 신호를 이용한 호흡수 검출은 250 샘플의 데이터를 두 번 이동 평균하는 신호처리 알고리즘(Moving Average ; MA)을 적용하였다.

1) 정지 시와 이동 시의 호흡 신호 측정

정지 시 호흡수 신호 측정을 위하여 5명의 피검자를 휠체어에 앉히고 1분 중 20초씩 2회 심탄도 신호를 얻었다. 시작 10초간은 호흡을 정지하고 그후 20초간은 호흡을 하고 다시 20초간 호흡을 정지하였으며 마지막 20초는 호흡을 하였다. 이때 피검자가 직접 호흡수를 카운트하여 심탄도 신호를 신호 처리하여 얻은 호흡수와 비교할 수 있도록 하였으며, 그림 4의 (a)에서 보는 것과 같이 정지한 상태에서 심탄도 원 신호의 J파(파형의 가장 위로 솟아있는 부분)를 일정 주기 카운트 하면 심박수 측정이 가능하며, 또한 그림 (b)에서와 같이 정지한 상태에서 정확한 호흡수를 얻을 수 있었다. 이동시 호흡 신호를 측정하기 위하여 피검자는 휠체어에 앉은



그림 2. 휠체어용 생체신호 전송장치  
Fig. 2. Developed device on wheelchair

상태에서 휠체어를 이동하면서 1분 동안 심탄도 신호를 측정하였다. 그리고 측정 시작 전 10초 동안 호흡을 정지하였으며 시작과 함께 1분 동안 호흡을 하였다. 그림 5의 (a)를 보면 이동 시는 정지 시에 비해 휠체어 자체 흔들림과 이동 중 발생하는 몸의 움직임 등으로 인해 심탄도 원 신호에 대하여 기저선(base line)의 변화가 나타났다. 하지만 (b)에서와 같이 이동 중 휠체어에서 획득한 심탄도 신호를 처리해서 얻은 호흡 신호는 정확하게 나타났다.

D. 심박수 측정 방법

심박수를 측정할 수 있는 방법은 다양하지만, 본 연구에서는 심박수를 측정하기 위하여 개발된 2-채널 심전도 장치를 이용하여 획득한 ECG 신호를 이용하였다. 개발된 장치의 심박수의 정확성을 알아보기 위하여 바이오패드를 이용하여 R-R 간격을 비교 하였다. 5명의 피검자를 대상으로 휠체어가 정지 시와 이동 중에 4개의 Ag/AgCl 전극을 부착하여 얻은 1분 동안의 심전도 Lead I 과 Lead II 신호를 획득하고 R파의 개수만을 카운트 하여 심박수를

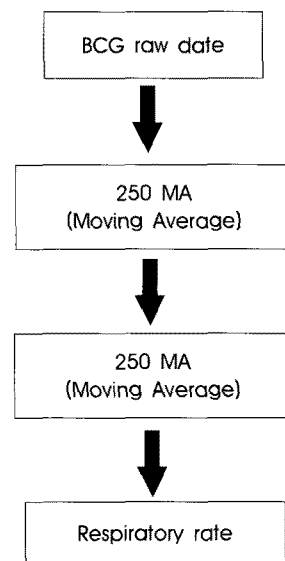


그림 3. 심탄도에서 호흡수 검출 신호처리 방법  
Fig. 3. Signal processing method for number of respiration in BCG

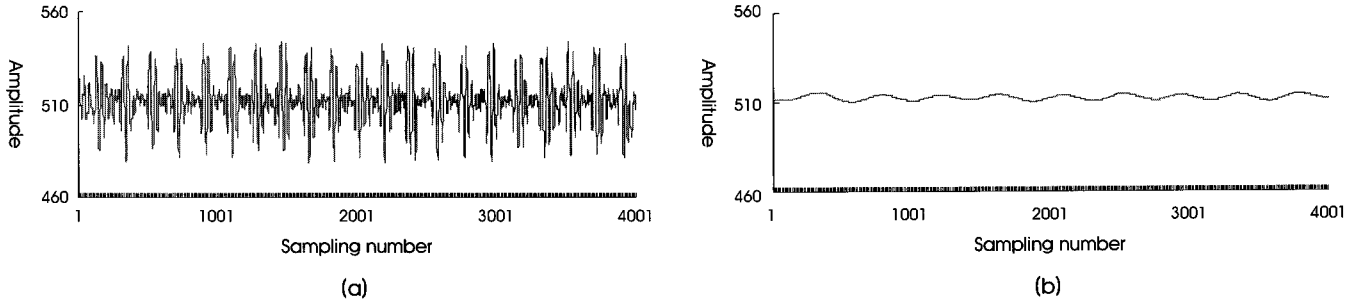


그림 4. 정지 시 휠체어에서 얻은 심탄도 원 신호. (a) 심탄도 원 신호, (b) 호흡신호  
 Fig. 4. BCG raw signal obtained from a resting wheelchair. (a) BCG raw signal, (b) Respiratory rate signal

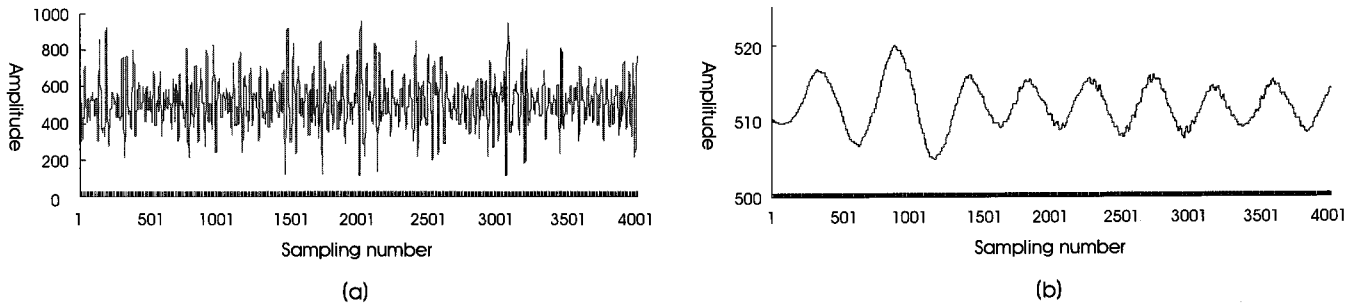


그림 5. 이동 시 휠체어에서 얻은 심탄도 원 신호. (a) 심탄도 원 신호, (b) 호흡신호  
 Fig. 5. BCG raw signal obtained from a moving wheelchair. (a) BCG raw signal, (b) Respiratory rate signal

측정하였고 동시에 심탄도 신호도 획득하였다.

**E. 이벤트 발생 시 원격지 서버로 전송**

개발된 장치는 전극이 탈착되거나, 심박수의 허용범위를 벗어나거나, 이벤트 버튼을 누르는 등 세 가지의 상황에서 이벤트가 발생하며 본 연구에서는 전극을 탈착시키는 이벤트를 발생시키고, 이때 원격서버로 심전도와 심탄도 그리고 가속도 데이터가 정확하게 전송되는지 확인하였다.

**III. 결 과**

개발된 장치를 이용하여 휠체어 이동 중 획득한 심탄도와 심전도 신호를 처리하여 측정된 호흡수와 심박수는 다음과 같다.

**A. 호흡 수 측정 결과**

*1) 사무실 의자에서의 사전 실험*

개발된 장치의 검증을 위해 사무실 의자에서 사전 실험을 시행하였다. 표 2는 호흡수 측정 기준장치로 사용한 SKT(Skin Temperature Amplifier) 센서와 개발된 장치인 방석형 센서에서 얻은 심탄도 신호를 신호 처리하여 얻은 호흡수를 비교한 결과이다. 3명의 피검자에서 SKT 센서에서 측정된 호흡수가 15회일 경우 개발된 장치에서도 15회로 측정되었다. 그리고 20회를 기준으로 하였을 때도 100% 일치하는 결과를 얻었다.

*2) 정지 시 호흡수*

그림 6은 휠체어에 타고 정지한 상태에서 피검자 자신이 직접 카운트한 호흡수와 개발 장치를 이용하여 호흡을 하는 동안 획득된 심탄도 신호를 처리한 후 신호 패턴(신호의 상승구간과 하강구간

표 2. 개발 장치와 SKT 센서의 호흡수

Table 2. Number of respiration with SKT sensor and developed device

Subject	15 counts		20 counts	
	SKT sensor	developed device	SKT sensor	developed device
1	15	15	20	20
2	15	15	20	20
3	15	15	20	20

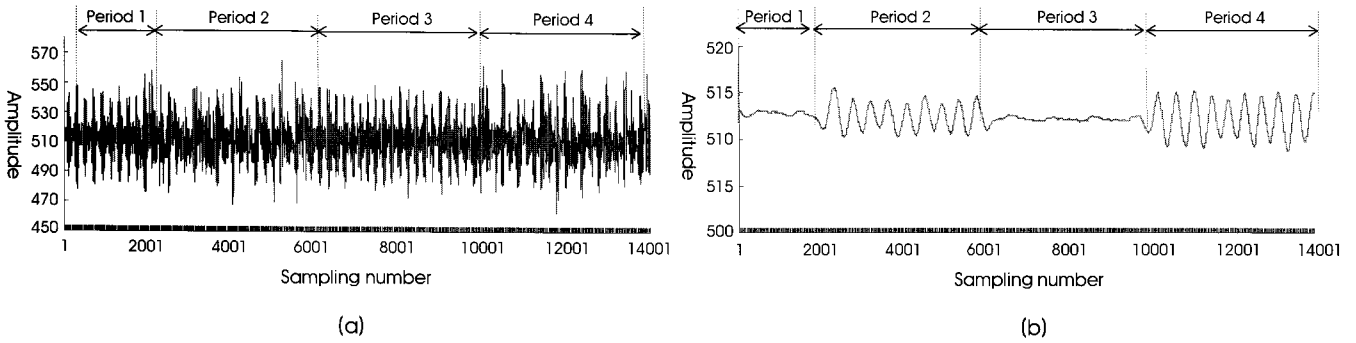


그림 6. 휠체어 정지 시 심탄도 신호와 신호처리 후 호흡신호. (a) 신호처리 전 심탄도 원 신호. (b) 심탄도 원 신호를 250개의 이동평균 신호처리 후 호흡 신호  
 Fig. 6. BCG raw signal and respiratory signal after signal processing in a resting wheelchair. (a) BCG raw signal before signal processing. (b) Respiratory rate signal obtained by processing the raw signal through MA (Moving Average: Windows 250) signal processing twice

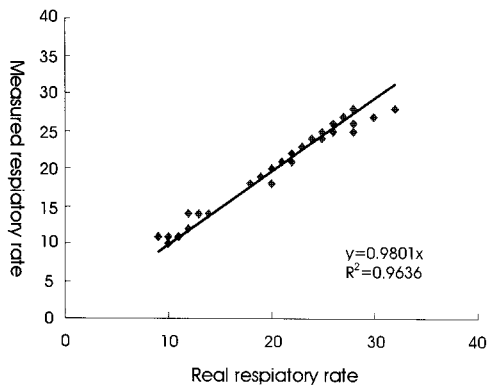


그림 7. 휠체어 정지 시 실제 호흡수와 측정 호흡수의 상관분석  
 Fig. 7. Correlation analysis of real and measured respiratory rate in a resting wheelchair.

을 하나의 호흡으로 판단)을 이용하여 정지 시 호흡수를 측정할 결과이다. 심탄도 원 신호에서 10초간 호흡을 정지 하고(period 1),

이후 20초간 호흡을 하였으며(period 2) 그리고 20초간 호흡을 정지하고(period 3) 다시 20초간 호흡했을 때(period 4) 획득된 원 신호를 2회의 MA(Moving Average : size of window = 250) 신호처리를 한 후에 호흡정지구간과 호흡구간이 정확하게 구별되는 호흡신호를 얻었다.

표 3은 휠체어 정지 시의 실제 호흡수와 측정 호흡수 결과로 전체 피검자의 20초간 호흡을 했을 경우 전체 40회의 호흡수는 4-12 회이었다. 실제 측정한 호흡수의 평균은 6.89회이었고 개발 장치에서 측정한 호흡수는 6.67회이었다.

3) 이동 시 호흡수

그림 8은 휠체어 이동 시 심탄도 신호와 신호처리 후 호흡신호의 결과이다. 휠체어의 이동 시 호흡신호로 피검자 8명의 피검자가 각각 휠체어에 타고 10초간 호흡을 정지하고(Period 1) 1분간 이동하며(Period 1), 직접 카운트한 호흡수와 개발 장치를 이용하여 획득한 심탄도 원 신호를 2회에 걸쳐 MA(Moving Average: size

표 3. 휠체어 정지 시 실제 호흡수와 측정 호흡수  
 Table 3. Real and measured number of respiration on a resting wheelchair

Subject	Respiration	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	Ave ± Std
1	Real	8	9	8	8	9	9	10	9	8.75 ± 0.70
	Measured	8	9	7	9	9	9	10	9	8.75 ± 0.88
2	Real	4	5	5	5	5	5	5	5	4.87 ± 0.53
	Measured	4	5	4	4	4	5	5	5	4.50 ± 0.53
3	Real	7	7	5	5	6	8	7	7	6.50 ± 1.06
	Measured	6	6	5	5	6	8	6	7	6.12 ± 0.99
4	Real	5	5	4	4	5	5	4	4	4.50 ± 0.53
	Measured	5	5	4	4	4	5	4	4	4.37 ± 0.51
5	Real	9	10	9	8	12	11	10	10	9.87 ± 0.62
	Measured	9	10	10	8	9	11	10	10	9.62 ± 0.91

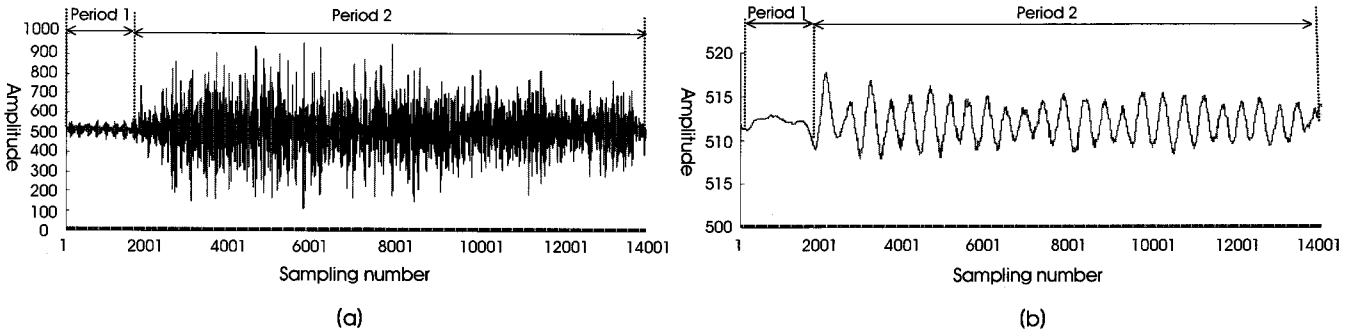


그림 8. 휠체어 이동 시 심탄도 신호와 신호처리 후 호흡신호. (a) 신호처리 전 심탄도 원 신호. (b) 심탄도 원 신호를 250개의 이동평균 신호처리 후 호흡 신호  
 Fig. 8. BCG raw signal and respiratory signal after signal processing in a moving wheelchair. (a) BCG raw signal before signal processing. (b) Respiratory rate signal obtained by processing the raw signal through MA (Moving Average: Windows 250) signal processing twice

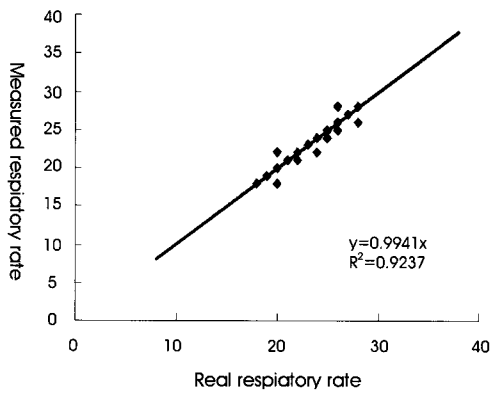


그림 9. 휠체어 이동 시 실제 호흡수와 측정 호흡수의 상관분석  
 Fig. 9. Correlation analysis of real and measured respiratory rate in a moving wheelchair

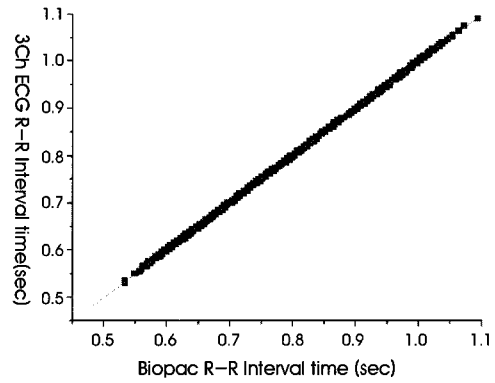


그림 10. 개발 장치와 기준 장치의 R-R 간격의 상관 분석(데이터 ; 698개)  
 Fig. 10. Correlation analysis of R-R intervals of the developed and reference device ( Number of data ; 698)

of window = 250) 신호처리 한 후 획득된 호흡 신호의 파형에서 가장 높은 지점을 카운트 하여 호흡수를 측정된 결과 피검자를 대상으로 1분 동안 측정된 45회 전체 호흡수의 분포는 18-28회로 나타났다으며 이때 실제 호흡수의 평균은 23.6회이었고 개발 장치에서 호흡수의 평균은 23.5회이었다.

그림 9는 휠체어 이동 시 개발 장치와 실제 호흡수에 대한 상관

관계로,  $R^2=0.9237$ 로 개발된 장치가 실제 호흡수와 통계적 유사성을 나타내었다.

**B. 심박수 측정 결과**

그림 10은 개발된 장치에서 측정된 심박수의 정확도를 확인하기 위하여 바이오팩에서 제공하는 심전도 측정 장치와 비교한 결

표 4. 개발 장치와 기준 장치의 심박수의 비교

Table 4. Heart rate comparison between the developed and reference device

Subject	Resting		Moving	
	Biopac	Developed device	Biopac	Developed device
1	68	68	75	75
2	64	64	72	72
3	97	97	105	105
4	76	76	82	82
5	84	84	99	99

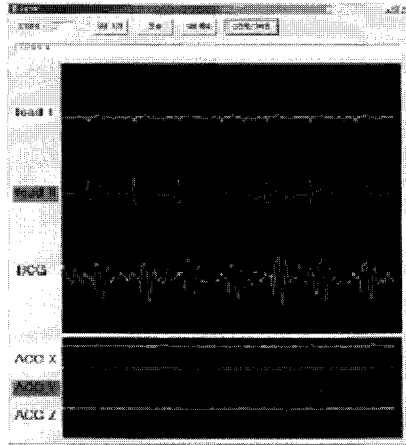


그림 11. 이벤트 발생 시 원격 서버로 데이터 전송  
 Fig. 11. Data transmission to a remote server on event occurring

과이다. 두 장치의 R-R 간격은 0.5-1.2초의 범위에 있었고 R 피크의 개수가 많을수록 R-R 간격의 평균시간이 감소하였다. 그림 10은 개발된 장치의 R-R 간격과 바이오팩 장치의 R-R 간격의 상관 분석 결과를 나타낸 것이다. 측정 결과 상관계수는 99.9%였다.

1) 정지 시와 이동 시 심박수 측정

휠체어를 타고 정지와 이동 시의 4개의 Ag/AgCl 전극을 이용하여 개발된 장치로 얻은 심전도 신호의 R파의 개수만을 카운트 한 결과와 바이오팩을 이용한 측정된 심박수는 정지 시는 물론 이동 시에도 측정결과가 동일하였다. 결국 개발된 장치는 기존의 심전도 장치와 같이 정확한 심박수를 측정할 수 있으며 이동 중에도 심박수를 정확히 측정하였다.

C. 이벤트 발생 시 원격지 서버로 전송 결과

그림 11은 이벤트 발생 시 원격 서버로 데이터 전송 결과이다. 이벤트(전극이 떨어진 경우)가 발생하였을 때 저장매체에 기록된 48 Kbyte의 심전도 Lead I, Lead II, 심탄도 신호와 가속도 X, Y, Z 신호의 데이터가 마이크로소프트사의 C# 프로그램을 이용하여 제작된 응용 프로그램이 동작하는 원격지 서버로 전송되고 모니터링 되었다. 가속도 신호의 경우 정지 상태에서는 변화가 없었으나 이동 중에는 변화가 나타나 피검자의 이동 정보를 알 수 있었다.

IV. 결론 및 고찰

본 연구에서는 휠체어에 타고 있는 피검자로부터 이동 및 정지 시 심전도와 심탄도 신호 및 가속도 신호를 획득하였고 심탄도 신호와 심전도 신호를 처리하여 호흡수와 심박수를 측정하였다. 그리고 휠체어에서 발생할 수 있는 응급상황에 대한 이벤트 발생 시 심전도와 심탄도 신호 및 가속도 신호가 저장된 48 Kbyte의 데이터를 CDMA망을 이용하여 원격지 서버로 전송하고 디스플레이

하는 시스템을 구축하였다.

개발된 장치의 안정한 동작과 데이터의 손실이 없는지를 알아보기 위해 바이오팩 시스템을 함께 비교하였으며 그 결과 100% 일치하는 데이터를 얻을 수 있었다. 기존의 상용화된 장치의 대부분은 유선으로 연결되고 국한된 장소에서 생체신호(심전도, 심탄도)를 측정하여야 하며 이동 중 응급한 상황에 대한 대비가 되어 있지 않았다. 그리고 휴대용 장치라 하더라도 실시간으로 심전도와 심탄도를 이용한 심박수와 호흡수를 측정 하기는 어려우며, 가능 하더라도 24시간 심전도를 측정할 수 있는 휴대용 홀터 장치가 있으나 이벤트가 발생할 경우 기록은 가능하지만 실시간으로 무선 전송은 불가능한 상황이다. 하지만 본 연구에서 2채널 심전도 장치와 방식형 심탄도 장치를 이용하여 휠체어를 타고 일상생활 중 정지 시는 물론 이동 중에도 심전도와 심탄도 그리고 가속도 신호가 저장매체에 저장되고 응급상황 발생 시 즉시 원격지 서버의 의료진에게 응급상황을 알릴 수 있게 되었다.

일반적으로 심전도 신호에서 호흡수를 유도하는 방법은 호흡동성부정맥(Respiratory Sinus Arrhythmia : RSA)에 의해 흡기 시 R-R 간격이 좁아지고 호기 시 R-R 간격이 넓어지는 변화를 이용한 심전도유도호흡(ECG Derived Respiration : EDR)기법이 있다[14]. 하지만 심전도 신호를 이용하는 방법은 심탄도 신호를 이용하여 호흡수를 구하는 방법에 비해 알고리즘이 복잡하며 이동 중에 측정이 어려운 단점이 있다. 따라서 본 연구에서는 심탄도 신호를 2회의 이동 평균 신호처리를 통하여 정지 시는 물론 이동 중에도 호흡수를 간단하고 정확히 측정하였다. 그렇지만 심박수의 측정에 있어서는 이동 중 휠체어의 움직임이나 인체의 움직임 등의 외부 노이즈로 인해 심박수가 소실되거나 비정상적으로 생성되는 경우가 발생하여 심탄도 신호보다 심전도신호를 이용하여 심박수를 측정하였다. 그리고 가속도 센서를 이용하여 환자의 이동 상황에 대한 정보를 획득하였다.

본 연구에서 정지 시와 이동 중 생체신호를 전송하고 디스플레이

이 한 것은 실험실 환경에서 진행하였으므로 실제 환경에서는 보다 정확한 정보를 획득하기 위해 다양한 사항들이 고려되어야 한다. 즉, 이동경로의 평탄성이나 휠체어의 내구성 및 안정성, 피검자의 협조 등이 고려되지 않으면 이동 중 움직임에 의한 노이즈가 극대화되어 노이즈를 제거하는 부수적인 기술이 제시되어야 한다. 이에 3축 가속도계를 이용한 피검자의 상황을 인식하고 휠체어의 움직임에 의한 노이즈를 제거 할 수 있는 장치가 개발된다면 휠체어를 이용하는 사람, 노약자와 만성질환자의 일상생활에 적용됨은 물론 일반인에 대한 건강관리에도 적용될 수 있으며 이로 인해 시간과 장소에 제약받지 않고 평생 동안 양질의 의료서비스를 제공받게 될 것으로 기대된다.

### 참고문헌

- [1] Fensli R, Gunnarson E, Hejlesen O. "A wireless ECG system for continuous event recording and communication to a clinical alarm station" *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS 2004*, pp.2208-11.
- [2] Hernandez AI, Mora F, Villegas G, Passariello G, Carrault G. "Real-time ECG transmission via internet for nonclinical applications". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 5 no. 3, pp.253-7, 2001.
- [3] Jovanov E, Lords AO, Raskovic D, Cox PG, Adhami R, Andrasik F. "Stress monitoring using a distributed wireless intelligent sensor system". *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, vol. 22, no. 3, pp.49-55, 2003.
- [4] Hong JH, Kim NJ, Cha EJ, Lee TS. "Zigbee based photoplethysmography". *Journal of Korea Intellectual Patent Society*, vol. 8, no. 3, pp.31-5, 2006.
- [5] Lee JS, No MH, Yong JH, Kim DH, Kim JH. *Human physiology*. JungDam Publishers, 2002. pp.295-7.
- [6] Hong JH. "Wireless 3 channel ECG monitoring system for ubiquitous healthcare" [dissertation]. Chungbuk. *Chungbuk National University*. 2008.
- [7] Starr I. "Further clinical studies with the ballistocardiograph on abnormal form, on digitalis action, in thyroid disease, and in coronary heart disease". *Transaction of the Association of American Physicians*, vol. 59, pp.180-9, 1946.
- [8] Yu X, Dent D. "Neural networks in ballistocardiography(BCG) using FPGAs". in *IEE Colloquium on Software Support and CAD Techniques for FPGAs*. 1994, pp.7/1-5.
- [9] Baker BM, Scarborough WR, Mason RE, et al. "Coronary artery disease studied by ballistocardiography:a comparison of abnormal ballistocardiograms and electrocardiograms". *Transactions of the American Clinical and Climatological Association*, vol. 62, pp.191,1950.
- [10] Kim JM, Hong JH, Kim NJ, Cha EJ, Lee TS. "Two algorithms for detecting respiratory rate from ECG signal". in *Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 2006, pp.54.
- [11] Jung DK, Kim KN, Yeon KS, Choi BC, Suh DJ. "Detection of radial pulse wave by photoplethysmogram" *Korean Journal of Life Science*, vol. 13, no. 1, pp.42-6, 2003.
- [12] Murthy R, Pavlidis I. "Non-contact monitoring of breathing function using infrared imaging". Technical Report UH-CS-05 -09, Computer Science Department. *University of Houston* 2005, April 9.
- [13] Lee IK, Choi SS, Kim SS, Kim KA, Lee TS, Cha EJ. "Tidal volume estimation by wireless respiration monitor with belt-type transducer in patient's pants". in *Proc. of The Korea Society of Medical & Biological Engineering Conference 2007*, pp.14-7.
- [14] Caggiano D, Reisman S. "Respiration derived from electrocardiogram: a quantitative comparison of three different methods". *Proc. of the IEEE twenty-second annual international conference*, 1996, pp.103- 4.