

u-헬스케어 시스템에서 멀티 생체신호 측정 무선 단말기 설계 및 구현

Design and Implementation of Mobile Terminal with Multi Bio-signal Measurement for u-Healthcare System

장문석*, 엄수홍, 김평수, 이용혁

M. S. Jang, S. H. Eom, P. S. Kim and E. H. Lee

요 약

기존의 u-헬스케어 시스템의 생체 신호 측정 단말기는 단말기에서 하나의 생체 신호를 측정하여 평가하는 것이 대부분이고, 복합된 기능의 단말기이더라도 사용자의 선택에 의해서 생체 신호를 측정하도록 되어 있다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하고, u-헬스케어 시스템에 적용하기 위한 멀티 생체신호 측정 무선 단말기를 구현하였다. 구현된 단말기는 4개의 적외선 센서를 사용하여 맥박수를 측정하고, 2개의 전극을 이용하여 피부전도도를 측정하고, 3축 가속도 센서를 사용하여 운동량을 측정하였다. 뿐만 아니라, 생체 신호 데이터를 무선으로 전송하기 위해 지그비를 이용하여 PC 또는 휴대단말기로 전송할 수 있는 통신 패킷 프레임에 제안한다. 무선 단말기를 구현하여 실제 테스트한 결과 맥박 수는 2회 이내의 오차 범위를 가지고, 운동량은 약 85.6%, 84.7%의 신뢰도를 보였으며, 피부전도도는 사용자의 신체 상태에 따라 변화함을 알 수 있었다.

ABSTRACT

Most of existing biomedical signal measurement devices measure and evaluate biomedical signal only in a single device. Also, even if the device is multi-functional, those biomedical signals can be measured by selection of the user. In this paper, we implemented wristband-style biomedical signal measurement device for u-healthcare system to solve the problem above. Implemented device uses 4 infrared sensors to measure the pulse, 2 electrodes to measure the skin conductivity, and 3-axis accelerometer to measure momentum. Also, we propose a communication packet frame for transmitting biomedical signal data to PC or mobile device, using Zigbee. Studies show that our device has the error rate of less than twice for pulse measurement, 85.6%, 84.7% reliability for momentum measurement, and the skin conductivity has changed according to the user's physical status.

Keyword : u-Healthcare System, PPG, GSR quantity of motion, mobile terminal

1. 서론

접 수 일 : 2013.11.20

심사완료일 : 2013.12.12

게재확정일 : 2013.12.20

* 장문석 : 한국산업기술대학교 산학협력연계교수

msjang@kpu.ac.kr (주저자)

엄수홍 : 한국산업기술대학교 전자공학과 박사과정

iwhale@nate.com (공동저자)

김평수 : 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

pskim@kpu.ac.kr (공동저자)

이용혁 : 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

ehlee@kpu.ac.kr (교신저자)

한 국가의 인구 구성에서 65세 이상의 노인들이 차지하는 비율이 7%가 넘는 사회를 고령화 사회(aging society)라고 하는데, 전 세계의 고령 인구 비율이 2006년에는 9.6%에서 2030년에는 30%까지 도달할 전망이고, 의료 소비자에게 의학적 안정성, 타당성 등 보건의료

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급 인력과정 지원 사업의 연구결과로 수행되었음. (NIPA-2013-H0401-13-1006)

에 미치는 영향의 종합적 검증을 통한 양질의 서비스를 제공하고, 의료제공자에게 임상 현장에서의 예측력과 적용 가능성이 향상된 의학적 지식 정보화 기술을 제공할 수 있는 u-헬스케어 시스템이 필요하다[1]. u-헬스케어 시스템이란 언제 어디서나 시기적절한 고품질의 의료서비스를 받을 수 있는 시스템으로 병원에서 단발성 치료나 관리에 국한되었던 기존의 의료시스템을 가정 등 실생활 전 영역에서 평생에 걸쳐 제공되는 시,공간적으로 확대하여 의료 서비스를 제공하는 것을 말한다. 이것은 의료 서비스의 대상과 측정 단말기의 형태에 따라 노인 및 만성질환자 중심의 “홈 & 모바일 헬스케어” 중심의 초소형 단말기, 일반 환자 중심의 “u-Hospital” 중심의 고급형 단말기, 건강 유지 및 삶의 질 향상을 위한 “Well-bing” 중심의 가정용 단말기, 생체 신호 기반의 감성 인식 및 피드백 제어가 가능한 미래형 단말기 등으로 나눌 수 있다. 이러한 단말기를 구현하기 위해서는 생체신호를 측정하기 위한 센싱 기술, 측정된 데이터를 처리하기 위한 신호처리 기술이 필요하고, 처리된 데이터를 u-헬스케어 서버로 전송하기 위한 유, 무선 전송기술이 필요하다[1].

기존에 u-헬스케어 시스템에서의 단말기 대부분은 한 가지의 생체신호를 측정하여 데이터를 서버로 전송하는 시스템이 대부분이었고[2,3], 여러 가지의 생체신호 측정을 위해 단말기를 선택하여 생체신호를 측정하였다. 본 논문에서는 u-헬스케어 시스템에서 사용할 수 있는 생체 신호(맥파, 피부전도도, 운동량)를 측정하고 전송할 수 있는 생체 신호 측정 단말기를 제안한다. 제안된 단말기는 손목에 착용하여 생체 신호를 실시간으로 측정하고, 지그비를 사용하여 홈 헬스 서버 또는 휴대 단말기에 전송할 수 있다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 2절은 u-헬스케어 시스템에 대해서 생체신호에 대한 내용 그리고 단말기 시스템 구성도를 설명한다. 3절은 생체신호를 측정하기 위한 실험 내용과 실제 구현된 단말기를 설명하며, 4절 결론으로 끝을 맺는다.

2. u-헬스케어 시스템

2.1 관련 연구

헬스케어 시스템을 구현하기 위해 Yoon은 사용자의 육체적 또는 정신적 질병을 치료하는 방법으로 Art Therapy Service를 제안하였다[4]. 이것은 여러 종류의 센서를 사용해서 만든 장치를 이용하여 사용자의 육체 또는 정신적 질병을 감지한 후 사용자에게 음악 또는 그림을 그리는 정보를 제공하는 서비스를 제공하는 것이다.

Ali는 홈 네트워크 시스템을 구현하기 위해 ubiquitous kitchen environment를 제안하였고[5], Choi는 사용자가 수면 상태에서 사용자의 ECG, 몸무게, 코골이 감지, 몸부림, 주변 온도에 대한 환경 모니터링 시스템을 제안하였다[6]. Kim은 센서 네트워크 기반의 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 제안하였다[7]. 이러한 연구는 “u-Hospital” 또는 “u-Home”에 관련된 연구로 사용자의 신체 또는 여러 장소에 센서를 부착하는 방법으로 특정한 위치에서만 사용이 가능하다.

헬스케어 단말기를 구현하기 위해 Baek은 맥박 센서를 이용하여 센싱 단말기를 구현하였고, 블루투스를 이용하여 처리 단말기를 구현하였다[3]. Jang은 헬스케어 서비스 통합 모델에 적용하기 위해 운동량, SPO2, 혈압, 체지방을 측정하고, 지그비를 이용한 단말기를 구현하였다[2]. 이러한 연구는 개개의 센서 단말기를 사용하여 무선 통신으로 데이터를 주고 받는 방식으로, 개별 기능의 단말기를 사용해야만 생체 정보를 측정할 수 있는 단점을 가지고 있다.

본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해 사용자가 언제, 어느 곳에서든 생체 정보를 측정할 수 있고, 맥파, 피부전도도, 운동량을 하나의 단말기에서 측정하여 저전력 소비를 가지는 지그비를 이용하여 생체 정보 데이터를 홈 게이트웨이나, 휴대 단말기에 전송하여 홈 서버에서 데이터를 관리 할 수 있는 손목형 생체 측정 신호 단말기를 제안한다.

2.2 시스템 구성도

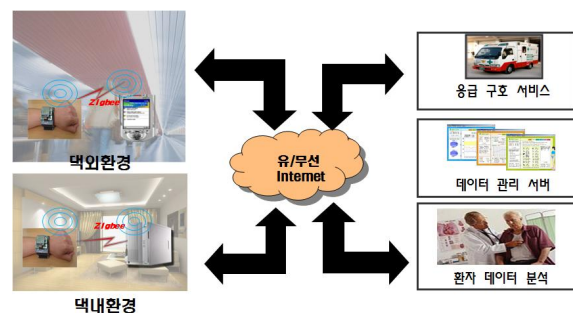


그림 1. u-헬스케어 시스템 구성도

그림. 1은 본 논문에서 제안하는 헬스케어 시스템의 구성도를 나타내고 있다. 이것은 손목형 단말기를 이용하여 생체 신호를 측정하고, 사용 환경이택외 환경일 경우에는 휴대 단말기의 무선 인터넷망을 이용하고,택내 환경일 경우에는 사용자 PC의 인터넷 망을 이용하여 데이터 관리 서버로 전송하여 사용자 건강 데이터를 관리하고, 응급 구호 서비스와 의료 기관에서 서비스를 하도록 한다.

2.3 생체신호 측정 모바일 단말기

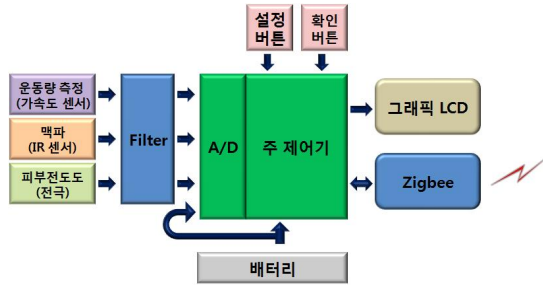


그림 2. 손목형 생체 신호 측정 단말기

그림 2는 손목형 생체 신호 측정 단말기의 구성도를 나타내고 있다. 이것은 운동량을 측정하기 위한 3축 가속도 센서, 맥파를 측정하기 위한 적외선 센서 그리고 피부전도도를 측정하기 위한 2개의 전극으로 생체 신호를 측정하고, 사용자의 정보 및 데이터 초기화를 위한 버튼, 측정된 데이터 결과를 출력하기 위한 그래픽 LCD, 그리고 생체 데이터를 휴대 단말기 또는 PC로 무선으로 전송하기 위한 지그비 모듈로 구성이 된다. 생체 신호 측정은 각 센서에서 추출한 아날로그 데이터에 필요없는 노이즈를 제거하기 위해 필터를 구성하고, 디지털 데이터로 변환하여 주제어기에서 데이터를 처리한다. 주제어기는 생체 데이터를 입력받아 그래픽 LCD로 출력하고, 지그비 모듈을 통해 데이터를 전송하는 기능을 한다.

2.4 맥파 측정

맥파는 심장의 심방과 심실 근육이 규칙적으로 번갈아 수축하고 이완하면서 혈액을 내보내는 운동을 혈관에서 관찰되는 것을 말한다. 이러한 맥파를 이용하여 맥박수를 측정하는데 맥박 수는 1분에 100회에서 160회 이상 발생하는 것을 동빈맥이라고 하고, 일상생활에서 동빈맥의 발생은 고열, 체내 혈액량 감소, 출혈, 빈혈, 심부전, 갑상선, 스트레스 등에 의해서 발생한다. 그리고 맥박수가 1분에 60회 미만으로 발생하는 것을 동서맥이라고 한다. 이것은 일상생활에서 체내 부교감신경계 활성도의 과도한 증가나, 교감신경계 활성도의 과도한 저하 때문에 발생한다. 이러한 동빈맥과 동서맥의 발생은 큰 병을 일으키지는 않지만 과하면 여러 합병증을 유발할 수 있기 때문에 자주 확인을 해야 하는 건강 측정 정보 중의 하나이다.

맥파 신호를 검출하기 위해서는 적외선 센서를 손목의 요골동맥에 부착하여 적외선을 투과시켜 흐르는 혈액량에 따라 반사되어 돌아오는 적외선양을 측정하여 검출할 수 있다. 하지만 실제 적외선양을 측정하기 위해서는

외부에서 입력되는 잡음을 제거하기 위한 필터가 필요하다.

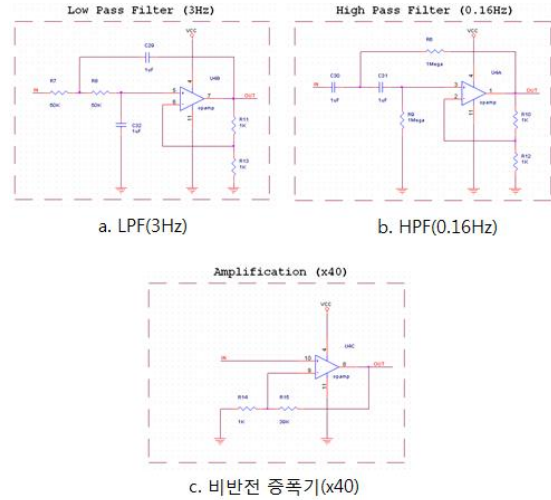


그림 3. 맥파 측정 필터 및 증폭회로

그림 3은 본 논문에서 적외선 센서를 사용하여 맥파를 검출하기 위한 필터와 증폭 회로를 나타내고 있다. 그림 3(a)의 저역필터(LowPassFilter)는 사람의 맥박수가 최대 200회 이상 넘기 힘들기 때문에 3Hz이하의 주파수만 통과시키도록 설계하였고, 그림 3(b)의 고역필터(HighPassFilter)는 DC 성분인 저주파 잡음을 제거하기 위해 0.16Hz이상만 통과시키도록 설계하였다. 그리고 그림 3(c)의 비반전증폭기는 수십 mV의 신호를 약 40 배로 증폭시켜 0-2V 신호로 증폭한다.

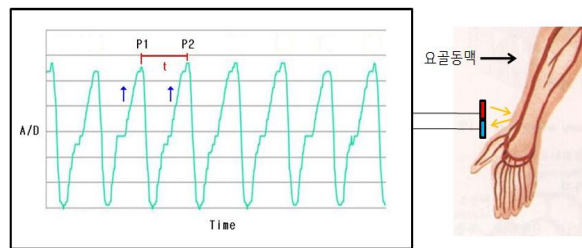


그림 4. 맥파 및 맥박수 측정

맥박수 측정은 그림 4에서와 같이 맥파의 주기를 이용하여 계산할 수 있다. 즉, 맥파의 상승 구간 최대점(P1)과 다음 상승 구간의 최대점(P2) 간의 시간을 측정하여 하나의 주기를 1분(60초)으로 나누어주면 된다. 이것은 식(1)과 같다.

$$\text{맥박수} = \frac{60}{P1P2\text{간격}(t)} \quad (1)$$

2.5 피부전도도 측정

사람의 몸이 긴장 또는 놀라는 순간, 교감신경은 활발한 활동으로 인해 피부한선에서 땀을 분비시킨다. 그러면서 몸은 이에 맞게 변화된다. 근육은 긴장하고, 호흡과 심박은 빨라지며, 소화기관과 생식기관의 활동은 둔화되고 순환계와 근육계가 긴장하게 된다. 그리고, 그 변화는 피부의 전기적 특성도 변화시킨다. 교감신경의 흥분은 피부저항을 순간적으로 낮추어서, 피부전기반응을 유발한다.

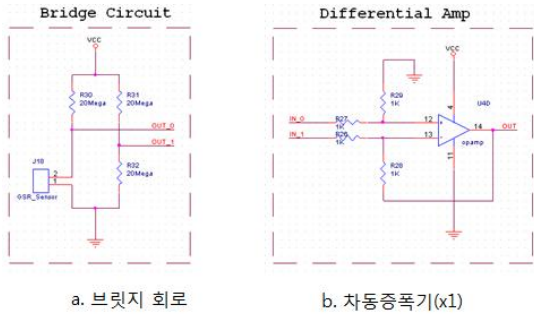


그림 5. 피부전도도 측정 회로

사람의 피부저항은 보통 손가락이나 손바닥의 피부 저항을 측정하여 약 2MΩ~5MΩ의 범위에서 데이터를 측정할 수 있지만, 이러한 부위에서의 측정은 사용자의 일상생활에 많은 불편함을 줄 수 있기 때문에, 본 논문에서는 약 15MΩ~20MΩ의 범위에서 데이터를 측정할 수 있고, 일상생활에서 불편함을 줄이기 위해 손목 부분에서 측정하였다.

피부 저항의 측정은 도전성이 있는 두 전극을 손목에 부착하여 피부저항을 측정 한다. 측정된 피부저항은 그림 5에서와 같이 브릿지 회로(그림 5(a))를 이용하여 차동 증폭기를 통해 증폭(그림 5(b))하여 전압으로 변환한 뒤 기준 고정전압과 전압으로 변환된 피부저항 값을 차동증폭기를 이용하여 비교한다. 사람마다 피부저항이 틀리므로 생체신호 측정 단말기를 착용하고 약 3초간의 피부저항 값을 평균화 하여 기준값을 정한다. 기준값에서 측정하고 있는 피부저항이 낮을수록 긴장도가 높은 것으로 측정한다.

2.6 운동량 측정

인간은 건강을 유지하기 위해서 평소에 일정량의 운동을 필요로 한다. 그러나 바쁜 일상을 평계로 정상적인 생활을 하는데 필요한 최소한의 운동도 하지 않는 경우가 많다. 사람이 일정한 속도를 유지하고 걸을 때의 다리의 패턴은 주로 상하 움직임이 대부분을 차지하지만, 팔의 자연스런 움직임에 의해 앞뒤 움직임이 대부분을

차지한다.

운동량 측정은 맥박수, 산소섭취량, 가속도계 등을 이용한 방법이 있다[8]. 본 논문에서는 3축 가속도 센서를 이용하여 사람이 걸을 때 팔의 움직임에 대한 가속도 값을 측정하여 걸음 수를 유출하였다. 그림 6은 손목형 단말기 착용시 출력되는 3축의 가속도 방향을 나타낸다.

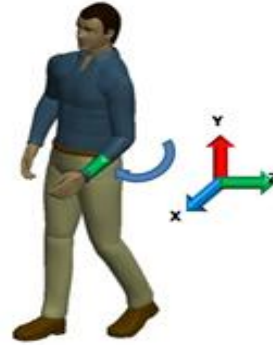


그림 6. 3축 가속도 방향

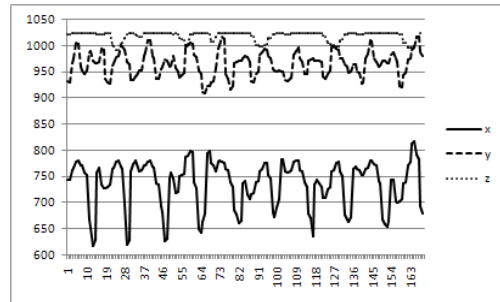


그림 7. 3축 가속도 출력 파형

3축 가속도 센서를 사용하여 팔의 움직임을 측정 하면 그림 7과 같이 x축의 가속도 값은 크게 변화가 있으나 y, z축은 변화가 없는 것을 확인할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 x축의 변화에서 최대값(Feature)을 추출하기 위해, 입력 데이터(n)에 고역대 주파수 성분을 제거하기 위해 저역필터인 IIR (Infinite Impulse Response) 필터를 적용하고, 저역대 주파수 성분을 제거하기 위해 고역필터인 FIR(Finite Impulse Response) 필터(p(n))을 거쳐 1차 미분을 적용하였다 [9]. 이것의 결과는 식 (2)와 같다.

$$z(n) = \sum_{n=0}^{\infty} (2p(n) + p(n-1) - p(n-3) - 2p(n-4))$$

$$p(n-1) = \begin{cases} 0 & n-1 < 0 \\ p(n-1) & otherwise \end{cases} \quad (2)$$

$$p(n-3) = \begin{cases} 0 & n-1 < 0 \\ p(n-3) & otherwise \end{cases}$$

$$2p(n-4) = \begin{cases} 0 & n-1 < 0 \\ 2p(n-4) & otherwise \end{cases}$$

여기에서 마이너스 값을 제거하기 위해 식 (3)과 같이 제공하고 자리수를 변환한다.

$$w(n) = \sum_{n=0}^{\infty} z(n)^2 \times 0.001 \quad (3)$$

그리고 식 (4)와 같이 5개의 데이터를 기준으로 이동 평균 필터를 적용하여 최대값을 추출하였다.

$$m(n) = \sum_{n=4}^{\infty} \frac{1}{5} (w(n) + w(n-1) + w(n-2) + w(n-3) + w(n-4)) \quad (4)$$

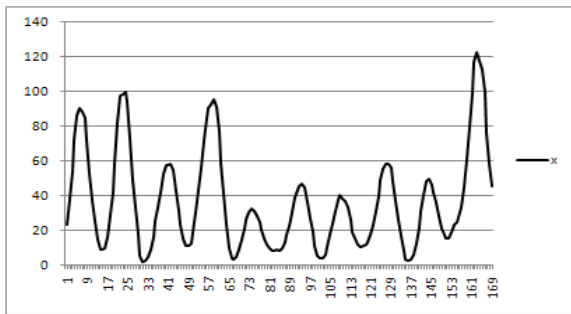


그림 8. x축 데이터 최대 값 추출 과정

가속도 x축의 데이터를 식 4를 적용하면 그림 8과 같은 과정을 얻을 수 있으며, 여기에서 최대값을 추출하여 사람의 걸음수를 계산할 수 있다.

위와 같이 측정된 걸음 수에 대한 운동량 측정은 아래 식(5 - 8)과 같다[2]. 여기에서 M은 이동거리, MC는 마일당 칼로리, CC는 칼로리 소비량, W는 몸무게, P는 걸음 수, H는 신장, JC는 조깅중 칼로리 소비량, 그리고 JP는 조깅 걸음 수를 나타낸다.

$$CC = MC \times M \times 0.00006213 \quad (5)$$

$$MC = 3.7103 + 0.2678 \times W + [0.0359 \times (P \times 60 \times 0.0006213)^2] \times W \quad (6)$$

$$M = \frac{(H-100) \times P}{100} \quad (7)$$

$$JC = \frac{33.3 + 0.178 \times (JP - 150) \times W}{1000} \quad (8)$$

2.7 무선 통신

헬스케어 시스템에서의 무선 네트워크는 사용자의 건강 상태를 손쉽게 측정하여 사후검사, 중복검사 등을 줄여 비용 감소와 동시에 사용자 개개인에 대한 맞춤 서비스

제공, 원격 진료 등 서비스 고도화에 필요한 핵심기술이다. 이러한 시스템을 구현하기 위해 본 논문에서는 지그비 무선 센서 네트워크 시스템을 구현하였다.

지그비는 IEEE 802.15.4 MAC Layer와 PHY Layer를 제공하고, Networking Layer는 자체적으로 네트워크 연결 및 라우팅을 알아내는 Ad-Hoc 방식을 이용한다. 그리고 Application Layer는 메시지 교환과 특별한 산업적 프로파일을 제공하고, 보안은 MAC과 Network, Application Layer에서 AES-128(Advanced Encryption Standard)과 Key Management를 사용한 다.

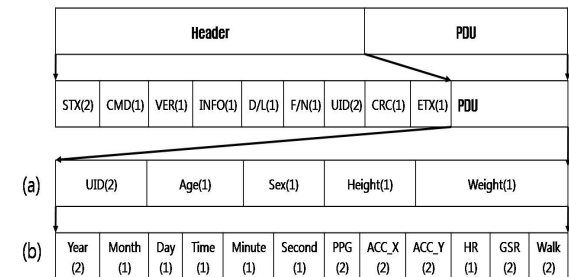


그림 9. 지그비 통신 패킷((의 숫자는 Byte크기)

본 논문에서의 지그비 통신은 지그비 Alliance에서 Profile을 기준으로 이루어진다. 그림 9는 지그비 통신을 위한 사용자 데이터 패킷을 나타내고 있다. 통신 패킷은 패킷 정보를 나타내는 Header 영역과 사용자 정보를 나타내는 PDU 영역으로 나뉜다. Header 영역에서 STX는 패킷 프레임의 시작을 나타내고, CMD는 PDU 데이터가 사용자 개인 정보인지 측정된 생체 신호 정보인지를 나타내며, VER는 버전, INFO는 데이터의 유효 상태, 에러 코드 등을 나타내고, D/L은 PDU의 크기(바이트 수), F/N은 패킷 프레임 번호, UID는 사용자의 고유 ID, CRC는 체크섬, ETX는 패킷 프레임의 끝을 나타낸다. PDU는 Header의 CMD의 상태에 따라 다르게 나타난다. 만일 CMD가 개인 정보일 경우에는 그림 2.9의 (a)를 나타내며, UID는 사용자의 고유 ID, Age는 나이, Sex는 남성 또는 여성, Height는 키, Weight는 몸무게를 나타낸다. 이것은 단말기가 통신을 시작할 때와 사용자 변경이 있을 경우에만 전송이 된다. CMD가 생체 신호 정보일 경우에는 그림 9의 (b)를 나타내며, Year, Mon, Day, Time, Min, Sec는 생체 신호를 측정할 년, 월, 일, 시간, 분, 초를 나타내며, PPG는 맥과 데이터, ACC_X, ACC_Y, ACC_Z는 3축 가속도 센서의 x, y, z축의 데이터를 나타내고, HR은 심박수, GSR은 피부전도도, Walk는 걸음수를 나타낸다.

3. 실험 및 결과

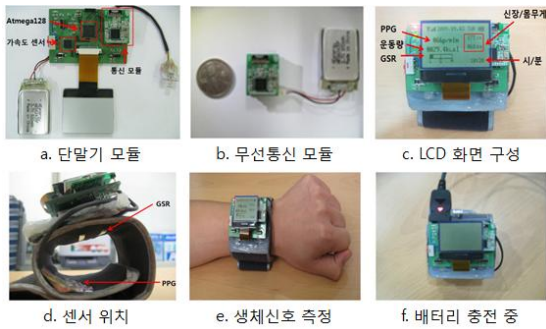


그림 10. 구현된 손목형 생체신호 측정 단말기

본 논문에서 구현한 u-헬스케어 시스템에 적용하기 위한 손목형 생체 신호 측정 단말기는 그림 10와 같다. 그림 10의 (a), (b)는 단말기의 앞, 뒷면을 나타낸 것이고, (c)는 단말기에서 측정 데이터를 확인하기 위한 LCD 화면을 나타내고 있다. LCD 화면은 사용자의 신체 정보(신장, 몸무게), 맥박수, 운동량, 피부전도도 데이터와 현재의 시간을 표시할 수 있도록 하였다. (d)는 피부전도도 센서와 맥박 센서의 위치를 나타내고, (e)는 단말기를 착용하였을 경우이고, (f)는 배터리 충전을 나타내고 있다.

표 1. 손목형 생체신호 측정 단말기의 사양

단말기 모듈	사 양
크기(W×D×H)	60×40×12(mm)
무게(g)	100g
전체 전류 소비량	61.19mAH
주 제어기	ATmega128L
가속도센서	FreeScale사의 MMA7260QT
IR 센서	ST-23G(수광) 1개, EL-23G(발광) 4개
전극	니켈도금 2극
그래픽 LCD	CGG128064Q00-FHY(128×64)
배터리	리튬 폴리머 3.7v-500mAH
무선 통신	2.4GHz 기반의 Zigbee

손목형 생체 신호 측정 단말기의 사양은 표1과 같다. 단말기의 주제어기는 8비트 마이크로컨트롤러인 Atmel사의 ATmega128을 사용하였고, 운동량을 측정하기 위한 3축 가속도 센서는 FreeScale사의 MMA7260QT를 사용하였고, 맥박을 측정하기 위한 IR 센서는 십자가 모형으로 가운데를 수광부 1개를 두고, 그 끝을 발광부 4

개를 두어 요골동맥을 쉽게 찾을 수 있도록 구성하였으며, 피부전도도를 측정하기 위한 전극은 전도성이 좋은 니켈 도금의 전극 2개를 부착하였다. 그리고, 무선 통신 모듈은 24X19mm 크기를 가지고, 일반 통신시 8.78mA, 슬립 모드일 경우 1uA의 전력 소모를 가지는 2.4GHz 기반의 지그비 모듈을 주제어기와 SPI로 인터페이스 하여 무선 통신이 가능하도록 하였다. 그리고 사용된 배터리의 용량에 비해 단말기의 전체 소비량이 높은 편이나 실제 테스트 결과 7-8시간을 연속으로 사용할 수 있었다. 이 시간이면 사용자가 일상 생활에서 측정하기 위한 충분한 시간이라 판단되고, 필요시 충전하여 사용하면 될 것이다.

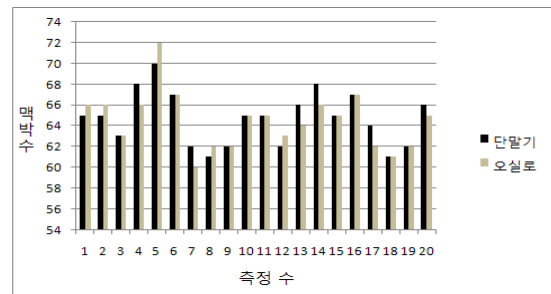


그림 11. 측정된 맥박수 오차

맥박에 대한 실험은 그림 11에서와 같이 식 (1)의 주기를 기준으로 하여 단말기에서 측정된 맥박 수와 필터를 거친 생체 신호를 오실로스코프로 데이터를 측정하여 출력되는 파형의 주기를 변화하여 측정하였다. 실험 결과 단말기와 오실로스코프에서 측정된 오차는 대부분 2회 이내로 측정이 되었다.

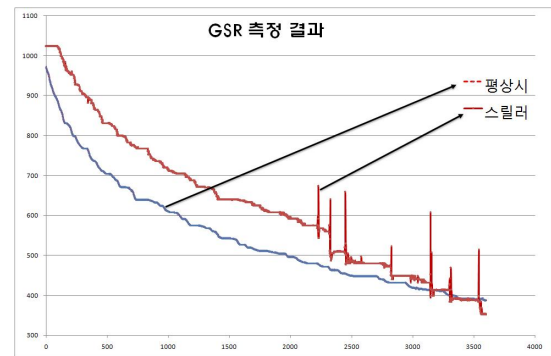


그림 12. GSR 측정 결과

그림12는 GSR을 1초 단위로 측정하여 1시간동안 측정한 결과이다. GSR의 초기 데이터에서 시간이 지남에 따라 급속히 신체에 부착되어 있기 때문에 GSR의 값이 계속 하락함을 알 수 있다. 그리고 긴장감을 표현하기 위해 스릴러나 공포 영화를 보는 상태에서 측정된 데이터에서 순간적인 긴장감이 증가하였을 때는 GSR의 순

간 피크 데이터가 급격히 증가함을 알 수 있다.

표2. 걸음 수 측정 결과(실험자1)

걸음 속도	걸음 수	단말기	인식률
3km/h	100회	82회	82%
4km/h	100회	85회	85%
6km/h	100회	90회	90%

표3 걸음 수 측정 결과(실험자2)

걸음 속도	걸음 수	단말기	인식률
3km/h	100회	84회	84%
4km/h	100회	91회	91%
6km/h	100회	79회	79%

운동량에 대한 실험 결과는 사람의 평균 걸음속도 (4km/h)[6]를 기준으로하여 런닝 머신의 걸음 속도를 변화를 주어 실험을 하였다. 표 2와 3에서와 같이 실험의 결과는 약 85.6%, 84.7%의 신뢰도를 보였다.

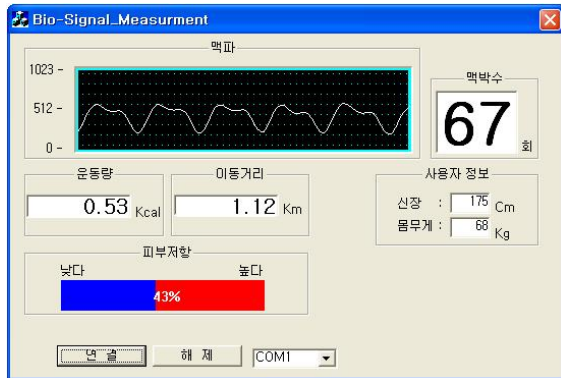


그림 13. 사용자 프로그램

그림 13은 손목형 단말기에서 측정된 데이터를 지그비 무선 모듈을 통해 PC로 전송하여 측정된 데이터를 확인하기 위한 사용자 프로그램을 나타낸다. 사용자 프로그램은 지그비 모듈을 코디네이터로 사용하고, 지그비 모듈에서 수신된 데이터를 PC의 RS232로 변환하여 수신할 수 있도록 하였다. 이것은 사용자의 신체 정보에 대한 생체 신호를 측정하여 맥파를 파형으로 출력하고, 맥박수, 운동량, 이동거리, 피부 저항 값을 실시간으로 출력한다.

4. 결 론

본 논문에서는 u-헬스케어 시스템을 구현하기 위한 손목형 생체신호 측정 단말기를 구현 하였다. 구현된 단말기는 맥박수와 전기피부반응도 그리고 운동량을 측정할 수 있도록 하였다. 측정된 맥박수는 오실로 스코프로 측정된 주기의 값과 약 2~3회 정도 오차가 있었으며, 전기피부반응도는 손목에서 땀 분비가 많을수록 피부저항

도가 낮아짐을 알 수 있었다. 가속도 센서를 이용한 걸음수 측정은 약 1~2걸음 오차를 보였다. 각각의 생체신호 측정의 결과 값은 약간의 오차를 보였지만 u-헬스케어 시스템에 단말기 사용자의 건강상태를 측정할 수 있는 정도의 오차라고 생각된다. 또한 본 논문에서 구현된 단말기는 구현된 단말기의 지그비 무선 모듈에서 PC로 데이터를 전달하여 PC의 사용자 프로그램에서 데이터를 실시간으로 확인할 수 있었다. 향후 연구를 통해 실험에 의한 오차를 줄이고, 손목형 단말기의 전력 소비를 줄일 것이다. 뿐만 아니라 맥외에서 적용 할 수 있도록[2]에서와 같이 무선 인터넷을 적용하고, 홈 헬스 서버를 구현하여 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 구현하도록 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 보건복지가족부, “u-Healthcare R&D 기본 계획 수립”, 2008.6
- [2] M.S. Jang, K.S. Shin, E.H. Lee, S.B. Choi, “A Study on Ubiquitous Intelligent Healthcare System in Home Service Aggregation Business Model”. International Conference UIC2007, vol. 4611, No.1, pp. 983-992, 2007
- [3] 백승재, 이철희, 정동현, 최용석, 김준영, 최종무, “유비쿼터스 헬스케어 시스템을 위한 센싱 단말기 구현”, 한국정보과학회 2004년도 봄 학술발표논문집 제31권, 제1호(A), 2004
- [4] S.I. Yoon, J.I. Ha, J.S. Bae, S.H. Kim, “The Implementation of Art Therapy Service asan Ubiquitous Healthcare Service”, TENCON 2004, 2004 IEEE Region 10 Conference, vol. C, pp. 200-203. Nov. 2004
- [5] J.A. Ali, W.S. Yoon, J.H. Kim, W.D. Cho, “U-Kitchen: Application Scenario”, Software Technologies for Future Embedded and Ubiquitous System, 2004 Second IEEE Workshop, pp. 169-171. May 2004.
- [6] J.M.Choi, B.H.Choi, J.W.Seo, R.H.Sohn, M.S.Ryu, W.Yi, K.S.Park, “A System of Ubiquitous Health Monitoring in the Bedroom via a Bluetooth Network and Wireless LAN”, Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS Sept. 2004.
- [7] 김정원, “센서네트워크 기반한 유비쿼터스 헬스케어

시스템의 설계 및 구현”, 한국콘텐츠학회논문지, vol. 8, No. 1, 2008

[8] 송윤미, 구현정, 이명천, 이승범, “신체활동량 및 에너지 소비량 추정 방법”, 코칭능력개발지 제7권, 제3호, pp. 159-168, 2005. 9

[9] 신재호, 인하대학교 박사학위 논문, “만성질환자의 응급구조관리를 위한 u-헬스케어 시스템 구현에 관한 연구”, 2007.

이 용 혁



1987년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(석사)

1997년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(박사)

2000년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

관심분야 : 재활공학, 모바일 헬스케어 시스템, 지능형서비스 로봇

장 문 석



2000년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(석사)

2010년 8월 인하대학교 전자공학과 졸업(박사)

2010년 - 현재 한국산업기술대학교 산학협력연계교수

관심분야 : 모바일 헬스케어 시스템, 컴퓨터 구조&네트워크, 임베디드 시스템

엄 수 흥



2009년 2월 한국산업기술대학교 정보통신 졸업(석사)

2011년 - 현재 한국산업기술대학교 정보통신 박사과정

관심분야 : 재활공학, 지능형 서비스 로봇, 모바일 헬스케어 시스템

김 평 수



1996년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(석사)

2001년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(박사)

2005년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

관심분야 : 시스템 소프트웨어, 무선 네트워크, 차세대 네트워크, 신호처리 등