

## 심전도 측정을 이용한 모바일 헬스케어 시스템 개발

김성우<sup>1\*</sup> · 신승철<sup>2</sup>

### Development of Mobile Healthcare System Using ECG Measurement

Seong-Woo Kim<sup>1\*</sup> · Seung-Chul Shin<sup>2</sup>

<sup>1\*</sup>Department of Computer Software Engineering, Dong-Eui University, Busan 614-714, Korea

<sup>2</sup>Solmittech Co., Ltd., 605R, DBA, 96 Gajeongbuk-Ro, Yuseong-Gu, Daejeon 305-343, Korea

#### 요 약

최근 건강관리 및 심장질환 관리 등에 대한 관심이 증가하면서 유비쿼터스 헬스케어 서비스와 관련 기기에 대한 개발이 활발히 이루어지고 있다. 본 논문에서는 패치형 심전도 측정기와 연동된 스마트폰으로 구성된 모바일 헬스케어 시스템을 개발하였다. 본 시스템은 실시간으로 심전도, 맥박, 스트레스 지수를 모니터링하고 저장 및 전송하는 기능과 심박수에 따른 건강관리 기능 등을 제공한다. 이처럼 웨어러블 생체신호 측정 장치와 연동된 모바일 헬스케어 시스템을 통해 생체 신호를 지속적으로 모니터링함으로써 사용자는 만성질환을 예방하고 꾸준히 건강을 유지할 수 있다. 본 논문에서는 실제 플랫폼에 탑재되어 구현된 결과를 보여준다.

#### ABSTRACT

With the increased attention about health care and management of heart diseases, ubiquitous healthcare services and related devices have been actively developed recently. In this paper we developed a mobile healthcare system which consists of smartphone and patch-type ECG measuring device. This system is capable of monitoring, storing, and sending bio signals such as ECG, heart rate, heart rate variability as well as exercise management functions through heart rate zones. With monitoring bio signal continuously by mobile healthcare system and wearable device like us, people can prevent chronic disease and maintain good health. Here we report our implementation results on real platforms.

**키워드** : 모바일 헬스케어, 생체신호, 심박존, 심전도, QRS complex

**Key word** : bio signals, electrocardiogram, heartrate zone, mobile healthcare, QRS complex

접수일자 : 2014. 04. 21 심사완료일자 : 2014. 05. 23 게재확정일자 : 2014. 06. 09

\* **Corresponding Author** Seong-Woo Kim(E-mail:libero@deu.ac.kr, Tel:+82-51-890-1728)

Department of Computer Software Engineering, Dong-Eui University, Busan 614-714, Korea

**Open Access** <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2014.18.8.2008>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.  
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

## I. 서론

U-헬스케어 기술은 종래에 병원에서만 가능하던 건강관리를 일상생활에서 전반에서 가능하게 해 주고 있으며, 최근에는 스마트 기기의 활발한 보급으로 인하여 급속하게 발전되고 확산되어 가는 추세이다. 특히 운동 관리와 더불어 비만, 당뇨, 심장질환과 같은 만성질환을 예방할 수 있는 형태의 U-헬스케어 기기와 관련 콘텐츠들이 활발하게 개발되고 있는 실정이다.

최근 들어 모바일 웨어러블 기기들이 대기업을 중심으로 앞 다투어 출시되고 있는 실정이다. 삼성전자의 갤럭시 Gear Fit, 나이키社의 Fuel Band, Fitbit社의 Flex Band, Jawbone社의 Up Band 등이 대표적인 제품으로서 대부분 사용자의 운동량을 측정하여 하루 동안 소모한 칼로리를 보여주고 적당한 음식을 추천해 주는 기능이 있다. 대부분의 모바일 웨어러블 기기들은 스마트 기기의 어플과 연동되어 사용되며, 사용자의 맥박을 측정하여 운동 가이드를 제공해 주는 제품으로는 Polar社의 맥박계와 연동하여 서비스를 제공하는 Noom社의 카디오트레이너를 대표적으로 들 수 있다. 근래에 출시된 삼성의 갤럭시 Gear Fit에서는 광학센서를 이용하여 맥박을 측정할 수 있는 기능을 탑재하여 손목시계 형태로 착용할 수 있도록 하였다.

하지만 현재까지 출시된 모바일 웨어러블 헬스케어 기기의 경우에는 맥박 수 정도만 측정하고 있으며, 스마트 기기를 통하여 장시간 심전도를 측정할 수 있도록 하는 패치형 맥박 및 심전도 측정기들이 점차 연구 개발되고 있는 실정이다[1-3].

본 연구에서는 이러한 심전도 측정기술과 모바일 기기를 활용하여 맥박 및 심전도 신호를 모니터링하는 모바일 헬스케어 시스템을 개발하였다. 이 시스템은 블루투스 통신이 가능한 패치형 심전도 측정기기와 스마트폰과 같은 모바일 기기로 구성된다. 패치형 심전도 측정기기는 맥박, ECG 및 스트레스와 같은 생체 신호를 측정하고 측정된 생체 신호를 블루투스 통신 방식으로 모바일 기기로 전송하도록 구현하였다. 모바일 기기에 탑재된 모바일 헬스케어 프로그램은 전송받은 생체 신호를 모니터링 및 저장하고 건강관리 기능도 수행할 수 있도록 설계되었다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 먼저 심전도 측정 시스템에 대하여 2장에서 간략하게 소개한다. 3장에서는

제안하는 모바일 헬스케어 시스템의 구조와 세부적인 기능에 대하여 설명하고 4장에서는 구현된 결과에 대하여 설명한다. 마지막으로 5장에서는 결론을 맺는다.

## II. 모바일 심전도 측정 시스템

심전도 측정 시스템은 ECG 신호를 측정할 수 있는 하드웨어와 이를 구동시켜 아날로그 ECG 신호를 필터링하고 디지털로 변환하여 모바일 기기로 전송하는 소프트웨어로 구성된다. 본 연구에서는 패치형으로 심장 근처에 부착하여 심전도를 측정할 수 있는 패치형 심전도 측정 장치를 사용하였다. 측정기의 두 모듈의 위치를 바꾸어서 부착할 경우 심전도의 파형이 뒤집혀서 출력된다. 그림 1은 본 연구에서 사용한 (주)솔미테크 (www.solmitech.com) 사[4] 에서 개발한 패치형 심전도 측정 장치인 SHC-U7 의 내부 구성을 설명한다.

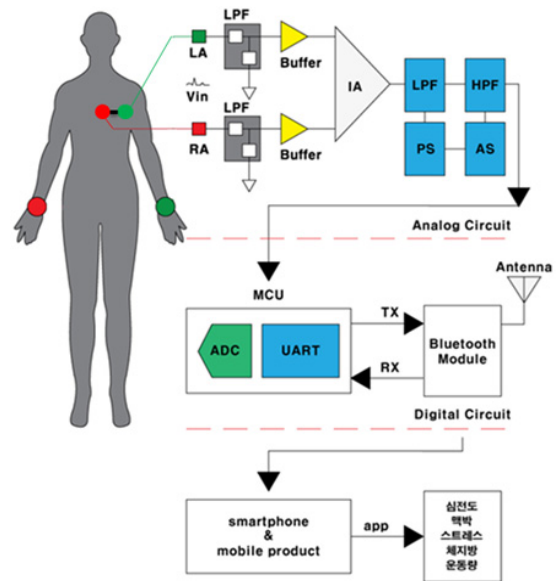


그림 1. 패치형 심전도 측정 장치(SHC-U7)의 구성도  
Fig. 1 Structure for patch-type ECG measuring device

심전도 측정 장치는 심장 근처에 방향을 맞추어 부착한다. 측정기의 두 모듈의 위치를 바꾸어서 부착할 경우 심전도의 파형이 뒤집혀서 출력된다. 심장 주위에서 측

정된 수 mV 범위의 심전도는 LPF(Low Pass Filter)를 통하여 필터링되고, 버퍼를 거쳐서 IA(Instrumentation Amplifier)의 입력으로 인가된다. IA단에서는 1000배 증폭되어 심전도 파형이 출력되고, IA 단 출력과 연결되어 있는 LPF와 HPF(High Pass Filter)의 결합으로 이루어진 BPF(Band Pass Filter)에 의해서 1Hz~35Hz 범위의 심전도 신호로 출력된다.

필터링 및 증폭된 아날로그 심전도 파형은 MCU(Microcontroller Unit)의 ADC(Analog-to-Digital Converter)에서 디지털 신호로 변환된다. 사용한 MCU에서의 ADC 정밀도는 10 비트이다.

디지털 신호로 변환된 심전도 신호는 블루투스(Bluetooth) 무선통신 모듈을 거쳐서 스마트 기기나 태블릿 PC로 전달된다.

## 2.1. QRS 검출 알고리즘

### 2.1.1. QRS-complex의 검출

심장질환에 대한 진단 알고리즘을 개발하기 위해 심전도 파형에서 극대점을 보이는 QRS-complex를 정확하게 검출해 내는 것이 필요하다.

본 연구에서는 Pan & Tompkin's algorithm[5]을 기본으로 QRS-complex 검출 알고리즘을 설계한다. Pan & Tompkin's algorithm은 3-채널의 Holter ECG 신호를 대상으로 개발된 알고리즘이다. 이것을 12-채널 resting ECG 신호를 처리할 수 있도록 수정한 알고리즘을 개발하였고 구현에 사용된 것은 1채널 심전도이다. 먼저 측정된 ECG에 대한 기울기 신호를 구하고, 기울기 신호에 대한 절대치를 취한다. 절대치 신호를 LPF를 통과시킨 신호에서 문턱치보다 큰 신호구간을 찾고 이 구간에서의 최대값을 구하여 R-peak를 찾는다. R-peak들을 기준으로 시간축에서의 중간 값을 설정하여 QRS-complex를 검출한다. 문턱치는 입력되는 ECG의 QRS-complex 크기에 따라 값이 변화된다.

### 2.1.2. 대표 박동(Primary Beat)의 구성

ECG 데이터에서 QRS-complex들을 검출하면, 심장 박동(heart rate)과 같은 특징 값들을 구할 수 있으며 박동(beat)이 일어난 위치를 파악할 수 있게 된다. 또한, QRS-complex를 바탕으로 심장질환의 진단에 필요한 PR-interval, ST-segment, RR-interval, P-wave, T-wave 등의 특징들을 검출한다. 일반적으로 이러한 특징들은

측정한 모든 박동을 대표할 수 있는 대표 박동으로부터 검출된다[6].

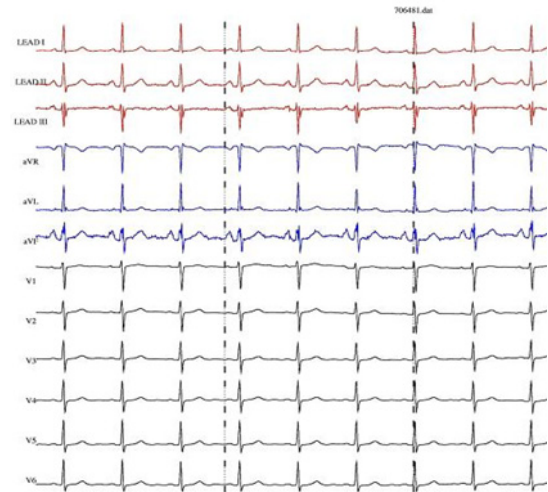


그림 2. 12-채널 ECG 신호 예  
Fig. 2 Example of 12-channel ECG signals

대표 박동을 구성하기 위해 QRS-complex 검출과정에서 찾은 R점을 기준으로 전후 얼마 구간의 ECG 신호들을 각 채널별로 구하고 이들의 중앙값(median)을 취하는 방법이 있다. 그 외에 평균(average)을 취하거나 필터(filter)를 취하는 방법 등이 있다. 본 논문에서는 R점을 기준으로 R점 전 4.8초와 R점 후 7.2초 구간의 심전도 데이터를 각 채널별로 분류하고, 이들의 중앙값을 구하여 대표 박동을 구성하였다.

### 2.1.3. P-wave와 T-wave의 검출

앞 절에서 구성한 채널별 대표 박동으로부터 P-wave와 T-wave의 시작점(onset)과 끝점(offset)을 각각 검출한다. P-wave는 크기가 작아서 noise와 구별하기 힘들고, T-wave는 심장질환에 따라 QRS-complex로 오판될 가능성이 있다. 이런 연유로 P-wave와 T-wave의 시작점과 끝점을 찾는 데 많은 어려움이 있다.

P-wave와 T-wave를 검출하는 방법으로는 웨이블릿 변환(wavelet transform)[7]이나 적응 필터(adaptive filter)를 이용하는 방법[8]들이 있다. 또한, P-wave를 검출하기 위하여 먼저 QRS-complex와 T-wave를 제거한 후에 필터를 이용하는 방법[9]이 있다.

본 논문에서는 각 채널별 대표 박동신호와 미분값, 기울기, 크기 등의 특징 값들을 이용하여 P-wave와 T-wave를 검출하였다. 검출 순서는 아래와 같다.

- ① QRS-complex 검출 결과로부터 구한 R점을 기준으로 P와 R 사이, S와 T 사이에서의 평평한 구간과 처음과 끝 부분에서의 평평한 구간을 찾는다.
- ② 미분신호의 최대값과 최소값으로부터 QRS-complex의 시작점과 끝점으로 각각 구한다.
- ③ R점을 기준으로 0.3초 이전에 최대값을 나타내는 점을 P-wave의 꼭지점으로 선택하고, 0.84초 이후에 최대값을 나타내는 점을 T-wave의 꼭지점으로 한다.
- ④ ①에서 구한 평평한 구간에서의 기울기와 P-wave 꼭지점 및 T-wave 꼭지점까지의 기울기를 비교하여 P-wave와 T-wave의 시작점과 끝점을 각각 찾는다.

### 2.2. 맥박 및 스트레스 산출 알고리즘

생체신호로부터 다양한 건강지수를 유도하기 위해서는 우선적으로 신호의 품질이 좋아야 한다. 이를 위하여 IIR 필터를 구현할 필요가 있다.

2차 IIR(Infinite Impulse Response) 필터의 전달함수는 다음 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(z^{-1}) = \frac{Y(z^{-1})}{U(z^{-1})} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2}}{a_0 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2}} \quad (1)$$

식 (1)의 분자와 분모를 Inverse Z-transform을 취하면 식 (2)와 같다.

$$\begin{aligned} y(n) &= b_0x(n) + b_1x(n-1) + b_2x(n-2) \\ u(n) &= a_0x(n) + a_1x(n-1) + a_2x(n-2) \end{aligned} \quad (2)$$

위와 같은 DIRECT FORM-II의 형태로 2차의 IIR 필터를 구현한다. 샘플링 주파수가 200Hz일 때 차단 주파수가 30Hz인 2차 Butterworth IIR filter의 주파수 특성을 가지도록 식 (2)의 계수들을 구하면 다음 값과 같다.

$$\begin{aligned} b &= [b_0 \ b_1 \ b_2] = [0.1311 \ 0.2622 \ 0.1311] \\ a &= [a_0 \ a_1 \ a_2] = [1.0000 \ -0.7478 \ 0.2722] \end{aligned} \quad (3)$$

위의 계수 값들은 실수이다. 실수연산을 통하여 IIR 필터를 구현하면 MCU에서 메모리 사용량이나 처리시간 등의 부하를 감당하기 힘들다. 그래서 약간의 오차가 있더라도 표 1에서와 같이 Left/Right Shift를 이용하여 계수 값들을 근사화하여 구현하였다.

표 1. IIR LPF 의 실제 구현 코드  
Table. 1 the implemented code of IIR LPF

```
#org 0x1800
long int IIR_LPF2 (long int Us)
{
    long int Ys, temp=0;
    xn[0] = Us + ( xn[1]>>1) + (xn[1]>>2) - (xn[2]>>2)
    + (xn[2]>>6);
    temp = xn[0] + xn[1] + xn[1] + xn[2];
    Ys = (temp>>3) + (temp>>7) + FLT_CAL;
    xn[2] = xn[1];
    xn[1] = xn[0];
    return (Ys);
}
```

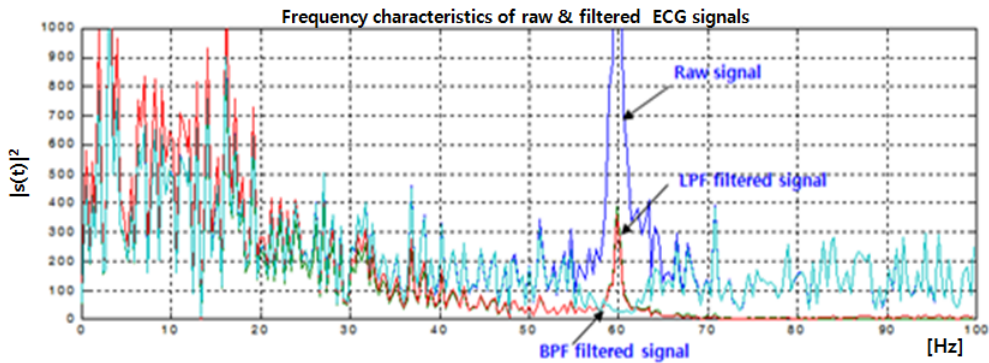


그림 3. ECG 신호의 필터링 예  
Fig. 3 Example of filtered ECG signals

다음은 LPF의 설계에서와 같은 방법으로 60Hz NF(Notch Filter)를 구현한다. 그림 3에서는 raw ECG 신호와 필터링된 ECG 신호의 주파수 특성을 보인다. 60Hz noise 성분이 raw 신호에서는 매우 크게 나타나는 것을 볼 수 있다.

IIR LPF를 통과한 신호(파란색)의 주파수 특성을 보면 60Hz noise가 많이 감소했지만, 다른 주파수에 비해 매우 크게 남아 있는 것을 볼 수 있다. 반면에, 2차 60Hz NF를 통과한 신호(빨간색)는 60Hz 성분이 매우 줄어든 것을 알 수 있다.

다음으로 필터링된 ECG 신호에 대하여 심박동수(Heart Rate), HRV(Heart Rate Variability) [10] 등의 값을 구한다. 심박동수와 HRV를 계산하기 위해서는 심전도 신호에서 R-wave를 검출할 필요가 있다. 그림 4에서 이 알고리즘을 보인다. 원리는 매우 간단하다. ECG 신호가 미리 설정한 값(TH\_HIGH)보다 큰 값이 들어오면 이때부터 카운터가 동작한다. 그 이후에 다시 큰 값이 들어오면 그때까지의 카운터 값으로부터 심박동수를 계산한다.

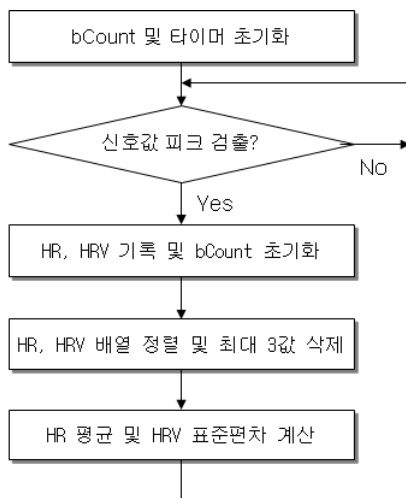


그림 4. 심박 수 및 스트레스 계산 알고리즘  
Fig. 4 Algorithm of calculating heart rate and stress

구현한 알고리즘은 심장에 이상이 없는 일반인을 대상으로 하였다. 또한, 외부 noise나 몸의 움직임 등에 의하여 아날로그 ECG 신호가 급격하게 변하는 경우가 많다. 따라서 정상인의 경우 심박동수가 60~100(회/분)이므로 카운터 값이 너무 작거나 너무 큰 경우에는 노이

즈 성분이 입력된 것으로 보고 이를 제거한다. 즉, 정렬 알고리즘으로 가장 큰 3개의 값을 버리고 나머지 박동간 시간값들에 대하여 평균을 취하여 최종적인 심박동수 결과를 나타내었다. 마지막으로 스트레스 지수를 측정하기 위하여 심박동수와 HRV에 대한 SDNN(Standard Deviation of NN intervals)을 구한다.

### III. 모바일 헬스케어 시스템

#### 3.1. 시스템 구성

모바일 헬스케어 시스템은 크게 생체신호 측정기, 생체신호 모니터링 서버로 구성되고 이들 간의 데이터 송수신과 같은 세부 시스템으로 나누어진다. 제안하는 모바일 헬스케어 시스템의 구성은 다음 그림과 같다.

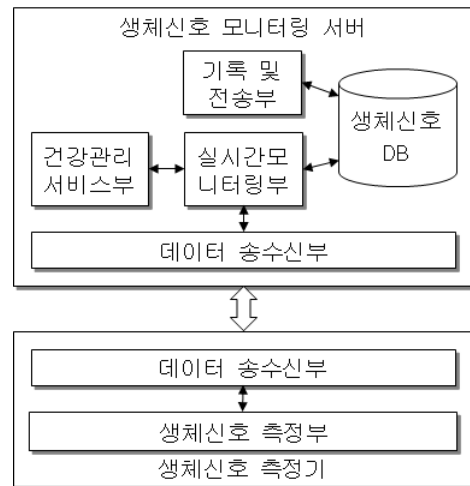


그림 5. 모바일 헬스케어 시스템 구성  
Fig. 5 Structure of mobile healthcare system

생체신호 측정기는 2장에서 다룬 바와 같이 생체신호를 측정하는 부분과 데이터를 전송하는 부분으로 구성된다. 즉, 체온, 혈압, 혈당, 심전도, 심박수 등의 생체신호를 측정하여 이 데이터를 데이터 송수신부를 통해 모니터링 서버에 전송하게 된다.

생체신호 모니터링 서버는 실시간으로 생체신호를 모니터링하고 사용자의 운동 상태에 따라 맥박 수를 유지하도록 도와주는 건강관리 서비스는 물론, 생체신호를 기록하거나 가까이 또는 멀리 떨어진 원격 건강관리

서버와 협력하는 등의 다양한 서비스를 제공할 수 있어야 한다.

생체신호 측정기가 원격으로 모니터링 서버로 자료를 전송하기 위해서는 서로간의 통신 구조를 효율적으로 설계하여야 한다. 본 논문에서 적용한 심전도 측정 장치와 같이 측정 서버로 많은 양의 데이터를 전송할 필요가 없으므로 간단한 문자지향 프로토콜을 만들어 사용하면 된다.

### 3.2. 생체신호 모니터링 서버의 세부 기능

생체신호 모니터링 서버 프로그램은 데이터 송수신부, 실시간 생체신호 모니터링부, 생체신호 기록 및 전송부, 건강관리 서비스부 등으로 구성된다.

#### 3.2.1. 실시간 생체신호 모니터링 서비스

생체신호 모니터링 서버의 핵심적인 기능은 실시간으로 생체신호를 측정하는 서비스이다. 생체신호 측정기와 모니터링 서버가 연결되면 실시간으로 입력되는 생체신호를 통신 모듈이 처리하여 생체신호 모니터링 서비스 모듈로 보내준다. 통신 모듈은 보통 별도의 서비스 쓰레드를 통하여 구현된다.

생체신호 모니터링 서비스 모듈은 생체신호를 실시간으로 화면에 출력시켜 준다. 또한, 별도의 쓰레드를 통해 생체신호를 DB 에 기록하게 된다. 이 때, 생체신호를 장시간 기록하는 경우 프로그램에 부하가 크지 않도록 DB 에 주기적으로 갱신하는 방법을 사용하는 것이 바람직하다.

#### 3.2.2. 생체신호 기록 및 전송 서비스

생체신호 기록 및 전송 서비스에서는 DB 에 기록된 생체신호들을 시간별 날짜별로 분류하여 사용자가 확인하고 검색할 수 있도록 하여야 한다. 또한, 다른 기기에서 확인할 수 있도록 파일로 저장하는 기능도 필요하다. 예를 들면 기록된 생체신호를 CSV 파일로 저장하면 엑셀 등의 프로그램에서 활용할 수 있다.

추가로, 저장된 파일은 원격 서버에 네트워크 연결을 통해 직접 전송하거나 이메일로 보낼 수도 있다.

#### 3.2.3. 운동모드에 따른 건강관리 서비스

근래에는 사용자의 건강관리를 위하여 단순한 생체신호 모니터링 뿐만 아니라 운동 모드에 따른 적절한

심박 수를 유지하는 심박존 트레이닝 (Heart Rate Zone Training) 이 각광을 받고 있다[11]. 심박존 트레이닝 방법은 개인의 최대 심박 수 (Maximum Heart Rate) 에 기초하여 다음 표와 같은 5개의 구간으로 나누고 이에 따라 심박 수를 조절하며 운동을 하는 방법이다.

표 2. 심박 트레이닝 영역  
Table. 2 Heart Rate Training Zones

범위	최대 심박 수 대비	운동상태
영역 1	50 - 60%	보통/걷기
영역 2	60 - 70%	피트니스/웨이트
영역 3	70 - 80 %	에어로빅
영역 4	80 - 90 %	무산소성 달리기
영역 5	90 - 100 %	위험

개인의 최대 심박 수는 다음과 같은 간단한 식 (4)으로 구할 수 있다. 하지만, 경우에 따라서는 나이뿐만 아니라 체중을 고려하여 계산하기도 한다. 운동 시 최대 심박 수의 범위는 일반적으로 220 BPM 에서 자신의 나이를 뺀 값으로 정하고, 이 값이 넘어가는 범위에서 운동을 할 경우 매우 조심할 것을 권고하고 있다.

$$MaxHR = 220 - Age \tag{4}$$

개인의 정보를 바탕으로 최대 심박 수가 결정되면 운동모드에 따라 최대 및 최소 심박 수의 범위를 벗어나면 주기적으로 신호음을 내거나 음성안내를 해 줄 필요가 있다.

## IV. 구현

본 논문에서는 심전도를 비롯한 생체신호를 측정하는 장치와 이를 실시간으로 모니터링하고 운동모드를 지원하는 모바일 헬스케어 시스템을 구현하였다.

### 4.1. 하드웨어 구성

본 논문에서 적용한 모바일 심전도 측정 장치는 ㈜솔미테크에서 개발한 1-채널 패치형 모바일 심전도 측정 장치(SHC-U7)로서, 측정모듈이 배터리 부분과 제어부와 무선통신부가 분리되어 있고 두 모듈 사이를 플렉시

블(Flexible)한 커넥터로 연결되어 있는 것이 특징인 기기이다. 이 기기는 두 모듈 사이를 케이블로 연결하여 신체의 굴곡부분에 자연스럽게 기기를 부착할 수 있고, 케이블의 길이를 조절하여 사용함으로써 신체의 여러 부분에 부착하여 실험할 수 있다. 이렇게 함으로써 측정기가 하나의 모듈로 되어 있을 시에 운동 시 측정기의 무게로 인하여 접촉을 위한 전극패치가 쉽게 떨어질 수 있는 단점을 극복할 수 있다. 하지만, 심하게 움직이는 경우 케이블의 흔들림으로 인한 잡음이 증가할 수 있는 단점이 있다. 또한, 이 장치는 리튬-폴리머(Lithium-Polymer) 2차 전지로 180mAh의 용량으로 연속 측정 시 약 4시간 정도 사용할 수 있다. 배터리 팩을 교체할 경우 최장 8시간까지 측정이 가능하다.

그림 6은 웨어러블 심전도 측정 장치의 외양과 실제 SHC-U7을 부착하고 측정하는 장면을 보여준다.



그림 6. 웨어러블 심전도 측정장치  
Fig. 6 Wearable ECG measuring device

#### 4.2. 모바일 헬스케어 소프트웨어 구현

먼저 심전도 측정을 위해 2장에서 설계한 QRS 검출 알고리즘과 맥박 수 및 스트레스 산출 알고리즘은 모바일 심전도 측정 장치인 SHC-U7에 펌웨어로 구현하여 탑재하였다. 충전된 상태에서 장치를 구동시키면 하드웨어가 초기화된 후 블루투스 연결을 기다리게 된다. 심전도 측정 장치는 심전도 모니터링 서버와 블루투스를 통해 페어링되어 연결되고 난 후 서버로부터 데이터 전송 명령을 입력받으면 초당 1개의 맥박, 스트레스, 시간 등의 데이터와 초당 200개 정도의 심전도 데이터를 서버로 보낸다. 여기서는 블루투스 Class 2의 SPP(Serial Port Profile) 프로파일을 사용하며 115280 bps,

8-N-1의 전송속도를 설정하였다.

다음으로 심전도 측정 장치로부터 실시간으로 전송된 생체신호를 화면으로 보여주거나 DB에 기록하기 위해 안드로이드 스마트폰에 ECG 모니터링 서버 프로그램을 탑재하였다. 프로그램이 실행하면 초기화 과정을 거쳐 주 메뉴가 나타난다. 주 메뉴에서는 심전도 측정장치와 연동하여 실시간으로 전송된 생체신호를 화면으로 보여주고 데이터베이스에 기록하는 실시간 심전도 모니터링 기능과 가상 데이터를 이용한 모의 모니터링 기능을 선택할 수 있다. ECG 모니터링 서버는 SHC-U7 장치와의 블루투스 통신을 위해 블루투스 서비스로 구현하였다. 메뉴 버튼을 누르면 사용자 설정 기능과 이전에 이미 기록된 생체신호 데이터를 확인하고 CSV 파일로 저장하거나 이메일로 전송할 수 있는 기록보기 기능을 선택할 수 있다. 다음 그림 7은 구현한 생체신호 모니터링 서버의 스크린샷을 보여준다.

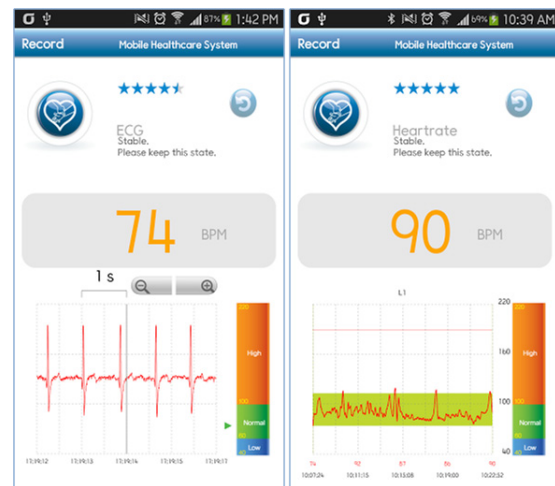


그림 7. 심전도, 심박수 및 심박존 모니터링 화면  
Fig. 7 Screenshots of monitoring ECG, heartrate, and heartrate training zones.

스마트폰의 경우에는 일반 PC에 비하여 프로세스 성능이 다소 떨어지고, 전화 통화나 백그라운드로 실행하는 다양한 어플들에 의하여 성능이 많이 좌우될 수 있다. 하지만 구현한 모바일 소프트웨어는 서비스 어플 형태로 구현하여 통화나 문자 전송, SNS 통신 등과 같은 다양한 프로세스 요청에도 에러 없이 동작되어, 모바일 환경에 매우 적합한 소프트웨어 프로그램임을 확

인하였다. 또한, 실험 고찰을 통하여 성능이 떨어지는 구형 스마트폰에서도 1-채널의 심전도 신호를 중단됨이 없이 전송하고, 맥박수를 계산하여 보여 줄 수 있음을 확인하였다.

## V. 결 론

본 연구에서는 심전도를 이용한 모바일 헬스케어 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 안드로이드 스마트폰을 통해 실시간 또는 과거의 심박 수, 심전도 신호 등을 모니터링할 수 있으며, 측정 자료를 파일로 저장하고 이메일로 전송할 수 있다. 더구나, 운동모드에 따라 심박 수를 일정하게 유지하도록 하는 운동관리 기능도 포함한다. 따라서 본 시스템은 심전도를 지속적으로 관찰할 필요가 있는 심장질환 환자 및 원격진료를 원하는 병원 등은 물론, 지속적인 운동을 통해 건강을 관리하려는 일반 사용자 모두에게 유용할 것이다.

최근 들어 출시된 모바일 웨어러블 헬스케어 디바이스 제품들에서는 주로 사용자의 활동량과 맥박을 측정하여 그 결과를 보여 주고 있다. 이러한 기기들에서는 아직까지 본 논문에서의 심전도 측정기능까지는 보여 주지 못하고 있으나, 향후 심전도와 혈압, 혈당, 체온 등과 같은 다양한 생체신호 측정을 통한 모바일 건강관리 기기들이 개발될 것으로 전망된다.

### 감사의 글

이 논문은 2013년도 동의대학교 교내 연구비에 의해 연구 되었음(2013AA151)

## REFERENCES

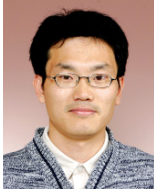
- [ 1 ] Isansys Lifecare Corporation. isansys products [Internet]. Available: <http://isansys.com/>.
- [ 2 ] Corventis Corporation. corventis products [Internet]. Available: <http://www.corventis.com>.
- [ 3 ] K Itao, T Umeda, G Lopez, and M Kinjo, "Human recorder system development for sensing the autonomic nervous system", *IEEE Sensors*, pp423-426, 2008.
- [ 4 ] Solmitech Corporation. Solmitech products [Internet]. Available: <http://www.solmitech.co.kr>.
- [ 5 ] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. 32, pp 230-236, 1985.
- [ 6 ] S.-C. Shin, J.-H. Kang, and S.-H. Kim, "Detection of ECG characteristic Points for Heart Disease Diagnosis", *Proceeding of Korea Information Science Conference*, Vol. 29, No. 2, 2005.
- [ 7 ] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detetion of ECG characteristic points using wavelet transforms", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. 42, pp 21-27, 1995.
- [ 8 ] E. Soria-Olivas et al., "Application of adative signal processing for determining the limits of P and T waves in an ECG", *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. 45, pp 1077-1080, 1998.
- [ 9 ] B. S. Reddy et. al, "Detection of P waves in Resting ECG: A Preliminary Study", *Proc. of CINC*, pp. 87-90, 1992.
- [10] G. E. Billman, "Heart Rate Variability - A Historical Perspective", *Frontiers in Physiology*, vol. 2, no. 86, 2011.
- [11] B.Mackenzie, Heart Rate Training Zones [Internet]. Available: <http://www.brianmac.co.uk/hrm1.htm>



김성우(Seong-Woo Kim)

1999년 한국과학기술원 전기및전자공학과 공학박사  
 1999년 ~ 2002년 한국전자통신연구원 선임연구원  
 2002년 ~ 현재 동의대학교 컴퓨터소프트웨어공학과 교수  
 ※ 관심분야 : 임베디드소프트웨어, 사물인터넷, 의료융합





**신승철(Seung-Chul Shin)**

2000년 한국과학기술원 전기및전자공학과 공학박사  
2000년 ~ 2009년 한국전자통신연구원 선임연구원  
2010년 ~ 현재 (주)솔미테크 대표이사  
※관심분야: 생체신호 측정 및 분석, 모바일 웨어러블 시스템, 의료융합