

## 모바일 연동 다기능 u-healthcare 측정방법 및 구현에 관한 연구

김 웅 식, 오 성 준  
건양대학교, 건양대학교

### A Study on the Development of Multifunction u-Healthcare Module Measuring way and implementation based on Mobile Appliance

Kim woong sik, Oh seong jun  
Konyang university, Konyang university

**Abstract** - u-Healthcare는 유비쿼터스와 원격의료 기술을 활용한 건강관리 서비스를 말한다. 목표는 삶의 질 향상 추구에 있다. 경제수준이 향상되면서 삶의 질에 대한 중요성이 대두되고 있으며, 만성질환자 및 노인성 질환의 예방 및 효율적 관리는 개인 및 사회적으로도 중요한 의의를 가진다고 할 수 있다. u-Healthcare 서비스를 제공하기 위해서는 언제 어디서나 이용자의 건강상태를 진단할 수 있는 생체측정기술이 필요하기 때문에 u-Healthcare 측정 모듈의 개발은 매우 중요하다. 본 논문에서는 개발한 모바일 연동 다기능 u-Healthcare 측정 모듈을 이용하여 심전도, 체지방, 호흡수, 체온 및 운동량 측정 등의 신호를 측정하였다. 측정된 신호를 Bluetooth 기반의 transceiver를 통해 u-Healthcare Center로 전송하며, Diagnostic Monitor를 통해 신호를 분석하여 건강상태를 모니터링할 수 있는 검증모니터를 구현하였다.

#### 1. 서 론

u-Healthcare의 목표는 삶의 질 향상 추구에 있다. 경제수준이 향상되면서 삶의 질에 대한 중요성이 대두되고 있으며, 건강한 몸으로 양질의 생활을 누리는 것을 목표로 하는 현실적 가치관에서 볼 때, 만성질환자 및 노인성 질환의 예방 및 효율적 관리는 개인 및 사회적으로도 중요한 의의를 가진다고 할 수 있다. 즉 일상생활에서 의료 서비스 기능이 체화되어 시간적 공간적 제약 없이 언제 어디서나 건강에 대한 정보 및 이력을 이용할 수 있어서, u-Healthcare가 질병의 치료 및 예방 건강관리, 조기대응, 사후관리에 많은 기여를 하는 것이다. 이러한 상황에 맞추어 임상에 이용되고 있는 생체신호 단말 등의 관련 산업이 활성화 되고 있으며, 그 성능이 많이 향상되고 있다<sup>[1,2,3]</sup>. 하지만 기존 제품의 생체신호 측정에 대한 성능은 비교적 많이 뒤떨어져 있으며, 하나의 측정 단말이 다양한 생체신호를 측정할 수 없기 때문에 다면적인 건강관리가 이루어지기 힘들다. 따라서 다면적인 생체신호의 지속적인 측정을 통하여 보다 효율적으로 질병의 치료 및 예방 건강관리, 원격진료 등을 수행할 수 있고, 생체신호의 측정에 있어서 임상에 이용되고 있는 제품의 성능보다 정확하고 신뢰할 수 있는 생체신호를 획득하는 u-healthcare 측정 모듈을 개발하는 것이 본 연구의 주요 목적으로 다음과 같은 연구 내용을 수행하였다. 첫째, 생체계측 신호로는 피검자의 부담이 적고 비교적 간단하게 검출할 수 있는 피검자의 손가락을 통해 모듈 안에 내장된 각 특정 신호에 대한 IP(Intellectual Property)를 이용하여 심전도와 호흡수, 체지방을 측정하였고, 보다 정확한 측정을 위해 부착형 센서를 이용하여 동일한 생체신호를 측정하였다. 둘째, 생체신호 취득시 전원 Noise 및 기타 잡음 등의 영향을 많이 받는 것에 주안점을 두고 이것을 제거하여 보다 정확한 생체신호를 얻기 위해 IIR 필터구현을 수행하였다. 셋째, u-Healthcare 측정모듈로 취득한 신호를 처리하고, 처리된 생체신호를 실시간으로 도식화하고, 검증하기 위한 모니터 프로그램을 구현하였다. 넷째, 취득한 신호를 무선으로 전송하기 위해 Bluetooth transceiver 모듈을 개발하였다.

#### 2. 시스템 구성

본 연구에서 개발한 모바일 연동 다기능 u-Healthcare 측정 모듈은 센싱부, 잡음제거 및 증폭부, A/D, 다기능 헬스 신호 처리부 그리고 Bluetooth Transceiver 등의 H/W와 그리고 생체신호를 건강지수로 산출하기 위해 S/S 형태의 IP로 구성되어 있다. 먼저 센싱부는 인체로부터 각종 생체신호를 측정한다. 이 때 측정된 생체신호는 아주 미약한 신호이다. 또한 생체신호는 각종 잡음이 섞인 형태로 검출이 된다. 잡음제거 및 증폭부는 생체신호에 섞인 각종 잡음을 제거하는 필터와 미세한 생체신호를 처리 가능한 신호형태 크기로 증폭하는 증폭부로 구성되어 있다. 증폭된 생체신호는 다기능 헬스 신호처리부에 내장된 IP를 통해 각각의 건강지수로 산출된다. 산출된 건강지수는 Bluetooth Transceiver를 통해 무선으로 전송되며, 전송된 신호는 Base station을 통해 u-Healthcare center로 보내지게 된다. 또한 u-Healthcare Diagnostic Monitor로 전송되어 각각의 산출된 건강지수가 모니터에 그래프 또는 수치상으로 표시되어지게 된다.

#### 2.1 시스템 하드웨어

##### 2.1.1 전원부

본 전원회로 및 전원부 PCB 설계에 있어서 가장 중요한 점은 각각의 전원라인에서 발생하는 전원 Noise(Ripple) 및 서로 다른 전원 간의 간섭을 최소화하는 것이며, 이런 전원상에 존재하는 Noise가 측정되고 있는 생체신호에 영향을 최소화하도록 부품 배치 및 Artwork상의 Line을 배치함으로써 간섭 없는 인체신호를 얻을 수 있었다.

##### 2.1.2 심전도

심전도란 심장전기의 약칭으로, ECG 또는 EKG로 약기한다. 심장의 여러 부위에서의 전기적인 탈분극과 재 분극이 전파되는 과정을 기록한 것으로 심근의 흥분은 정맥동(靜脈洞)에서 일어나 심방·심실 방향으로 나아가므로 이 흥분을 임의의 두 점에서 전류계(심전계)에 유도하면 심장의 활동전류가 그래프로 묘사된다<sup>[4]</sup>. 심전도의 검출은 먼저 리드를 통해 심전도를 검출한 뒤, 불필요한 잡음을 2차 필터를 통해 제거한다. 검출된 심전도는 차동증폭기를 통해 1차 증폭된 뒤 비 반전 증폭기를 통해 2차 증폭된다. 증폭된 신호는 LEAD\_I, LEAD\_II를 통해 MCU에 입력, 입력된 심전도는 내장 IP를 통해 처리된 후 Bluetooth 또는 RS232C를 통해 전송된다. 인체에 연결된 3개의 Electrode로부터 생체신호를 입력받는 부분이 포함되며, RC 적분회로, 전압이득을 1로 하면서, 전류 및 임피던스를 최대로 증대시키기 위한 회로, 입력받은 생체신호를 증폭시키기 위한 11의 Gain을 갖는 Instrumentation amplifier가 검출부의 전반부에 포함된다. 검출부의 후반부에는 임상에서 사용하는 심전도 회로가 일반적으로 0.1Hz부터 100Hz까지의 신호를 사용하므로 이를 필터링하기 위한 High Pass Filter와 Low Pass Filter를 구현하였으며, 최종단에서 비 반전 가산회로(Non-Inverting Summing Circuit)를 이용하여, 최종 출력에 Gain을 주었다.

##### 2.1.3. 체지방

체지방을 측정하기 위해서는 50kHz 정도의 주파수와 100uA 크기의 미세한 교류전류를 입력 두 전극판 사이를 통하여 인체에 흘려준다<sup>[5]</sup>. 그리고 다른 두 전극판 사이의 전압을 측정하여 인체의 저항성분을 계산한다. 이 외에도 사용자의 신장, 성별, 몸무게, 나이 등의 정보가 필요하다. 체지방량은 사용자의 몸무게에서 FFM(Fat Free Mass)을 뺀 값으로 계산된다.

체지방량(FM : Fat Mass)은 식 2와 같이 표현된다.  

$$FM = W - FFM(Kg) \quad (식 2)$$
 FM으로부터 비만도(%BF : %Body Fat)는 식 3과 같이 구해진다.  

$$\%BF = (FM/W) * 100(\%) \quad (식 3)$$
 체질량지수(BMI : Body Mass Index)는 식 4와 같이 구해진다.  

$$BMI = (W/H^2)(Kg/m^2) \quad (식 4)$$
 체내에 수분을 측정하는 체수분량은 식 5와 같이 계산될 수 있다.  

$$TBW = 0.59 * G_{TBW} * (H^2/R) + 0.065 * W + 1.04(Kg) \quad (식 5)$$
 측정된 체지방을 바탕으로 사용자의 걸음수를 대입하여 하루 칼로리 소모량을 산출 할 수 있다.

$$C = 1.11 * (K_a * W + K_b * W^n) \quad (식 6)$$
 K<sub>a</sub>는 생활 활동지수이고 W는 몸무게(Kg), K<sub>b</sub>는 기초에너지 대사량을 나타내고 n=0.424 상수이다.

##### 2.1.4 맥박수 측정 알고리즘

심장박동수(Heart Rate)와 HRV(Heart Rate Variability)는 필터링된 ECG 신호에서 구할 수 있다. Heart Rate와 HRV를 계산하기 위해서는 심전도 신호에서 R-wave를 검출할 필요가 있다.

<표 1> 심박동수 및 HRV 계산을 위한 R-wave 검출

```
Vecg = read_adc(adchival, adcloval);
Tecg = MAF_N08(Vecg);
Fecg = LPF_200_30 (Tecg);
if (((Fecg>(HIGH_TH+10)) && (Fecg<(HIGH_BD+50))) && (b
Flag==OFF))
{((Vecg<LOW_TH) && (Vecg>LOW_BD))}
```

원리는 ECG 신호가 미리 설정한 H\_HIGH)보다 큰 값이 들어오면 이 때부터 타이머가 동작한다. 그 후에 다시 큰 값이 들어오면 그때까지의 시간을 계산한다. 예를 들어 R1과 R2 사이에 걸리는 시간이 0.4초라면 0.4초에 한 번씩 심장이 뛰는 것이다. 맥박수는 1분에 뛰는 심박동수를 말하므로 1분에는 1:0.4 = X:60이라는 비례식에 넣어보면 X = 150, 즉 HR은 150이 되는 것이다<sup>[6]</sup>.

### 2.1.5 호흡수

본 연구에서 사용한 임피던스 뉴모그래프는 피검자의 흉부에서 교류 임피던스가 호흡에 따라 변하는 성질을 이용한 측정방법이다. 일반적으로 정상 성인의 basal impedance는 약 1K이고, 1회 호흡량은 약 500ml이며, 이로 인한 임피던스 변화는 약 2~4% 정도이다<sup>[7]</sup>. Impedance Pneumograph 법을 이용하는 호흡 검출 장치는 다른 검출 장치와는 다르게 외부에서 인체에 전류를 흘려 주어야 하므로 이 외부 반송 전류로 인한 인체의 전기 위험에 대한 안전을 특히 고려하여야 하며, 반송 전류의 주파수와 전류의 크기를 결정할 때 심장이나 폐의 활동에 영향을 주지 않을 정도의 높은 주파수와 전류를 택해야 하나 전류가 작으면 임피던스 검출이 어렵고 전류가 크면 인체에 영향을 주므로 가능한 작은 전류로 최대의 감도를 얻도록 설계해야 한다<sup>[8]</sup>. L.A. Geddes 등은 임피던스 뉴모그래프에 대한 주파수 선택에 관한 연구(1962, 1969, 1971)에서 흉부에 부착한 전극으로 정현파 전류에 대한 감지 문턱 값을 결정했다. 이에 따르면 300Hz(0.5mA rms) 이상에서는 인지 문턱 값은 주파수가 증가함에 따라 증가하나, 감각 수용기에 대한 자극을 피하기 위해 더 높은 주파수를 사용할 것을 권하고 있다. 그러나 인체는 50kHz ~ 600kHz의 고주파 전류를 흉곽을 통해 흘렸을 때 임피던스 변화는 같고 resting expiratory level 만 감소하므로 안전에 관한 고려를 제외하면 고주파수의 전류를 사용하는 이점은 없다. 20kHz 이상의 0.3mA 정도의 전류는 인체가 느끼지 못하며 위험하지 않다. 따라서 일반적으로 50kHz~100kHz, 0.3mA 이하가 사용된다<sup>[9]</sup>. 원리는 맥박 수 측정방법과 같다.

<표 2> BR(Breath Rate) 계산을 위한 알고리즘

```
if (((iadcdecvalue>(LOW_TH)) && (iadcdecv
aluel<(HIGH_BD+188 /*LOW_TH-40*/))) &&
(resFlag==OFF)){
    resHit ++;
    resFlag = ON; }
```

### 2.1.6 체온

체온을 측정하기 위하여 사용한 온도센서는 이노칩스의 ICT이다. 이 센서의 측정범위는 -30 ~ 120°C 이며, 오차범위는 ±3°C이다. 체온의 범위는 25 ~ 50 °C 정도면 충분하므로 이 구간으로 측정범위를 한정한다. 온도센서를 몸에 밀착하여 부착하면 일반인의 경우 약 37° C를 나타낸다. 그러나 모바일 연동 다기능 u-Healthcare 측정 모듈에 설치된 센서를 통해 측정할 경우에는 약간의 오차가 나타난다. 이 오차에 대한 보상이 필요하다. 여러 명의 실험자를 대상으로 온도센서에 대한 Calibration과 보상치를 계산하는 것이 필요하고 외부환경(공기 등)에 대한 보상도 필요하다. 센서의 동작은 온도의 변화에 따라 일정한 전압의 크기로 나타난다. 출력된 전압은 비 반전 증폭기를 통해 증폭된 후 MCU에 입력된다. 입력된 전압 값은 내장된 IP를 통해 수치로 변환, Bluetooth를 통해 검증 모니터 상에 나타난다.

### 2.1.7 만보계

사용자의 운동량을 측정하기 위하여 본 연구에서 사용한 측정 모듈은 움직임을 감지할 수 있는 가속도 센서를 사용한다. 보다 정밀한 운동량을 검출하기 위해 2축 가속도 센서를 사용하였다. 각 축에서 출력된 전압은 1, 2차 증폭을 한 뒤 MCU에 입력된다. 입력된 신호는 내장된 IP를 통해 값의 형태로 출력된다. 센서의 출력 신호를 바탕으로 사용자의 칼로리 소모량을 산출할 수 있다. 식 7에서는 사용자의 걸음 수에 상응하는 칼로리 소모량 계산식을 보여준다.

$$\text{Calorie} = C * D(m) * 0.00006213 \quad (\text{식 } 7)$$

여기에서 C는 마일당 칼로리이며 D는 이동거리이다. 마일당 칼로리 C와 이동거리 m은 각각 식 8과 9에서 구할 수 있다.

$$c = 3.7103 * 0.2678 * \text{Weight} + [0.0359 * (W * 60 * 0.0006213)^2] \quad (\text{식 } 8)$$

$$m = [(Height - 100) * W] / 100 \quad (\text{식 } 9)$$

걸음수는 X, Y, Z 축을 기본으로 움직임을 감지하여 측정한다.

### 2.2 신호처리

본 모듈에서는 DIRECT FORM-II의 형태로 2차의 IIR(Infinite Impulse Response) 필터를 구현하였으며 N차의 차수를 가지는 시스템 전달함수는 식 10과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(z^{-1}) = \frac{Y^{(z^{-1})}}{X^{(z^{-1})}} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + b_3 z^{-3}}{1 - a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3}} \quad (\text{식 } 10)$$

식 4의 분자와 분모에 각각 X(z-1)을 곱하고 Inverse Z-transform을 취하면 식 11과 같다.

$$y(n) = b_0 x(n) + b_1 x(n-1) + b_2 x(n-2) \quad (\text{식 } 11)$$

$$u(n) = a_0 x(n) + a_1 x(n-1) + a_2 x(n-2)$$

식 5에서의 계수(coefficient)들은 MATLAB을 이용하여 구한다. 샘플링 주파수가 200 Hz 일 때 차단 주파수가 30Hz인 2차 Butterworth IIR filter의 주파수 특성에서의 계수값들은 다음과 같이 주어진다.

$$b = [b_0, b_1, b_2] = [0.1311 \quad 0.2622 \quad 0.1311]$$

$$a = [a_0, a_1, a_2] = [1.0000 \quad -0.7478 \quad 0.2722]$$

위의 계수값들은 실수이다. 실수연산을 통하여 IIR 필터를 구현하면 PIC에서 메모리 사용량이나 처리시간 등의 부하를 감당하기가 힘들다. 약간의 오차가 있더라도 표 3에서와 같이 Left/Right Shift를 이용하여 계수 값들을 근사화하여 구현하였다.

<표 3> IIR LPF의 실제구현

```
//org 0x1800
long int IIR_LPF2(long int Us)
{
    long int Ys, temp = 0;
    //IIR 2nd order LPF (Fs=200Hz, Fc=30Hz)-->Success
```

신호의 jitter를 감소하기 위하여 MA(Moving Average)필터를 설계한다. N차 MA 필터는 식 12와 같이 표현된다.

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u(n-k) \quad (\text{식 } 12)$$

### 2.3 생체신호 전송장치

센서를 통해 인체로부터 각종 생체신호를 측정된 후 잡음제거 및 증폭을 한다. 증폭된 신호는 A/D 컨버터를 통해 Digital 신호로 변환되며, 변환된 생체신호는 다기능 헬스 신호 처리부에 내장된 IP를 통해 각각의 건강지수로 산출된다. 산출된 건강지수는 Bluetooth로 구성된 Transceiver를 통해 이동통신 및 무선통신망으로 전송된다.

## 3. 결 론

본 연구에서 개발한 u-Healthcare 측정 모듈을 이용하여 구현한 시스템이 정상적으로 동작하여 측정된 데이터가 신뢰성 있는 데이터임을 증명하고자 하였다. 그리고 본 논문에서 구현한 검증모니터의 구현을 통해 측정된 생체신호를 바탕으로 만성질환자 및 노인들의 건강상태를 지속적으로 모니터링 함으로써 건강관리가 가능함을 보였다. u-Healthcare 측정 모듈에 내장된 Bluetooth 기반의 Transceiver를 통해 u-Healthcare Center로 전송하여 전송되어진 생체신호의 측정 데이터를 분석하여, 원격진료 등의 시스템에 적용하여 치방이 이루어 질 수 있으며, u-Healthcare의 기초시스템을 구현할 수 있음을 보였다. 심전도, 체지방, 호흡수, 체온 및 운동량 측정을 위한 만보계 등 u-Healthcare 측정모듈을 통해 측정된 각 생체신호는 타사제품을 이용하여 측정된 생체신호의 데이터와 비교하였을 때 크게 차이가 나지 않음을 보였으며, 따라서 최소한의 건강지수 측정 및 제공을 보장할 수 있음을 보였다. 이로써 본 연구에서 개발한 u-Healthcare 측정 모듈이 정상적으로 동작함을 보임으로써 지금까지 다른 많은 연구에서 이루지 못한 통합형 u-Healthcare 측정모듈 및 모바일 연동이 가능한 u-Healthcare 시스템을 구현하였다. 그러나 본 연구에서 개발한 u-Healthcare 측정 모듈에서 측정된 생체신호는 측정 방법 및 측정된 신호에 발생한 Noise로 인하여 생체신호 데이터의 정확도의 차이가 발생하였으며, 추후 신호에 섞인 전원 Noise 및 기타잡음을 최소화하여 생체신호 데이터의 정확도를 향상시켜야 하며 그에 대한 연구를 계속 할 것이다.

### [참 고 문 헌]

- [1] 이은재, 심완섭, "U-Health의 시장동향과 가치혁신", e-비즈니스연구 제 7권, 제4호 145-164, 2006년 10월
- [2] 이대식, 정완영, "유비쿼터스 헬스케어 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템: 생체신호 모니터링 소프트웨어 시스템", 센서학회지 제 15권, 제 6호, 417-424, 2006
- [3] 박래용, "Ubiquitous Health Care 발전 방향", 대한병원협회지 제 34권, 제 3호, 2005
- [4] 두산백과사전 Encyber & Encyber.com (<http://100.naver.com/100.nhn?docid=103256>)
- [5] 생체전기 임피던스법을 이용한 체수분의 평가, 고려대학교 스포츠과학 연구소 논총 제9집, 215-227
- [6] <http://www.kjcp.co.kr/note/lecture%20note/clin%20physiology/clin%20physi%20note/saengri-1.htm> 광주보건대학 임상병리과
- [7] Lesli Cromwell, Fred J. Weibell: Biomedical Instrumentation and Measurements. P.H. Inc. 1980
- [8] B.R. Klein: Introduction to Medical Electronics for Electronics & Medical Personal. Tab Book. 1973.
- [9] W.J. Tomplins, J.G. Webster: Design of u-computer based Medical Instrumentation, P.H. Inc. 1981.