헬스케어 가방의 ECG 센서 전극 위치에 따른 신호 분석

이현석 · 정완영⁺

Signal Analysis According to the Position of the ECG Sensor Electrode in Healthcare Backpack

Hyeon-Seok Lee and Wan-Young Chung⁺

Abstract

Heart rate is one of the most important signal to monitor the health condition of the patient or exerciser. Various wearable devices have been developed for the continuous monitoring of ECG signal from human body during exercise. Among these, ECG chest belt has been widely used. However wearing chest belt with ECG sensor is uncomfortable in normal life due to the electrode contact between metal electrodes of ECG sensor and skin of the human body. So we develop the royal healthcare backpack that can measure ECG signal without skin contact by using capacitor-type ECG sensor. The position of the measurement point is critical to collect a clear ECG signal in the capacitive ECG measurement from backpack. Various tests were conducted to find the optimal ECG measurement position which has less noise and could get strong and clear ECG signal during exercise, walking, hiking, mountain climbing and cycling.

Keywords: Capacitor-type ECG sensor, Healthcare bag, Measurement position, Clear ECG signal

1. 서 론

오늘날 헬스케어에 대한 중요도와 관심은 인구의 고령화, 복지수준의 상승 등의 이유로 날이 증가하고 있다. 모바일은 물론 자동차, 옷, 시계, 마을전체에 이르기 까지 우리 생활 속에 다양하게 적용되고 있다[1,2]. 체스트 벨트나 팔목 밴드 등의 피트니스 기기나 스마트 워치와 같은 여러 가지 헬스케어 기기들이 이미 개발되어 우리의 생활 속에서 사용된다[3]. 이러한 헬스케어 기기들은 주로 웨어러블의 형태로 다양한 센서들을 통해 사용자의 심전도, 혈압, 체온 등의 정보를 측정한다. 이를 통해 심박수, 칼로리 소모량, 운동 강도 등의 사용자의 건강 상태를 체크할 수 있는 정보를 제공하고 사용자들이 적당한 운동을 할 수 있게 하거나 위험 상황을 경고함으로써 건강을 관리할 수 있게 도와준다[4]. 그러나 이런 기기들은 착용의 번거로움이 있

으며 특히 심전도 센서의 경우 주로 피부에 직접적인 접촉을 필요로 하여 더더욱 불편함을 야기한다.

본 연구실에서는 커패시터형 ECG센서를 사용함으로써 직접적인 피부 접촉 없이 옷 위에 가방을 착용하여 심전도의 측정이 가능하게 하여 일상생활이나 운동을 할 때 손쉽게 건강 관리가 가능한 헬스케어 가방에 대한 연구를 진행 중이다. 그러나 심전도의 경우 근육이나 지방의 영향을 받아서 측정 부위에 따라 신호의 강도가 영향을 받게 된다. 또한 커패시터형 ECG센서의 경우 일반적인 접촉식 ECG센서에 비해 움직임에 따른 잡음의 영향이 좀 더 크게 나타나게 되어 측정 전극 위치의 중요성이 더 커지게 된다.

본 연구실의 헬스케어 가방의 경우 가방에 전극을 부착해야 하므로 가방의 제한적인 모양 안에서 기존의 전극을 통한 ECG 신호 보다 신호가 강하고 움직임에 대한 잡음의 영향을 적게 받는 최적의 위치를 선정하는 일이 필요하게 되었다.

따라서 본 논문에서는 헬스케어 가방에 적용 가능한 심전도 측정위치를 기존의 심전도 측정위치와 가방의 모양을 통해 선정하고 실험을 통해 신호의 강도와 운동상태에 따른 신호의 영향 대해 비교 분석하였다.

부경대학교 전자공학과 (Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)

A13 No.2418, Bukyong National University, Daeyeon 3-Dong, Nam-Gu, Busan, Korea

⁺Corresponding author: wychung@pknu.ac.kr

(Received : Sep. 12, 2014, Revised : Nov. 19, 2014, Accepted : Nov. 21, 2014)

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.

2. 실험 방법

2.1 시스템 구성

Fig. 1. Total system configuration.

본 연구실에서 개발한 헬스케어 가방의 기본적인 구성은 심전도 측정을 위한 전극, 전극으로부터 심전도를 측정하여 모바일로 전송하는 ECG 모듈, 사용자의 모니터링이 이루어지는 모바일 부분으로 이루어져 있다. 전극은 웨어러블 기기에서 중요한 요소 중 하나인 착용감을 위해 전도성 소재들을 사용하여 착용 시 이질감을 줄였다. ECG 모듈은 아두이노, Bluetooth 모듈, 커패시터형 ECG센서로 구성되어 있으며 전극을 통해 측정된 신호를 Bluetooth 통신을 이용해 스마트폰으로 전달한다. 모듈에서 사용된 ECG센서의 경우 본 연구실에서 설계 및 제작[5] 하였으며 기존의 커패시터형 ECG센서[6]와 다르게 전극을 전도성 천으로 사용하고 액티브 전극 부분을 센서부로 통합하였다. 또한 커패시터 역할을 하여 전류를 유도하고 저장하기 위한 임피던스 값과 게인을 위하여 절연부 두께 및 출력에 따른 실험을 통해 소자값들을 선정하여 제작 하였다. 모바일 부분에서는 ECG 모듈에서 받은 정보를 사용하여 심박수, 칼로리 소모량 등을 어플리케이션을 사용하여 분석하고 사용자가 모니터링 할 수 있도록 한다. 사용된 전극은 +, -, GND로 총 3가지의 전극을 사용하며 Fig. 1에서 전체적인 시스템 구성을 나타내었다.

2.2 ECG 및 ECG 센서

심전도(ECG)란 심장이 수축할 때 발생하는 전기적 신호를 측정하여 그래프로 기록한 것이다. 심장은 심장근육을 수축시켜 산소와 영양소를 공급한다. 이 심장근육의 수축은 심장내의 우심방에 위치한 동방결절에서 일어나는 전기자극으로 발생한다. 이 전기자극이 심실의 근섬유를 자극하여 수축과 이완을 발생 시킨다. ECG신호의 발생원은 좌심실 위쪽에 위치한 동방결절이며 이 부분에서 시작된 탈분극과 재분극으로 생성된 전류는 각각의 벡터를 가지게 된다. 그러나 좌심실의 벽이 우심실의 벽보다 두껍기 때문에 좌심실의 벡터값이 더 크고 더 오래 지속되게 된다. 이로 인해 전체적인 ECG 신호의 벡터는 좌측 하단을 향하게 된다. 심전도 그래프는 분극의 위치와 상태에 따라 Fig. 2와 같이 P파, QRS파, T파로 나타나며 이 3개의 파형을 합쳐 하나의 주기로 본다[7].

ECG센서는 심장 활동의 전기적 신호를 측정하는 센서로써

Fig. 2. Basic shape of ECG waveform.

Fig. 3. Configuration of capacitive ECG sensor.

크게 접촉식과 비접촉식으로 2가지로 분류할 수 있다. 접촉식 센서의 경우 일반적으로 많이 쓰이는 ECG센서로 피부에 전극을 직접 접촉하여 ECG신호를 측정한다. [8]. 장점으로는 비접촉식에 비해 신호의 강도가 좋고 상세한 심전도 파형을 얻을 수 있으나 단점으로는 헬스케어 제품에 적용했을 때 착용의 불편함을 야기하게 된다. 실제 현재 사용되는 많은 헬스케어 제품들에서는 ECG센서보다는 PPG센서(Photo Plethysmography Sensor)를 사용하여 심박수를 검출해 내고 있다.

비접촉 ECG센서의 경우 피부에 직접적인 전극의 접촉 없이도 심전도를 측정 할 수 있다. 비접촉식 센서는 Fig. 3과 같이 착용자의 피부와 옷과 같은 절연물질, 전극이 용량성 결합을 통해서 심전도의 신호를 유도할 수 있으며 이러한 역할로 인해 커패시터형 ECG센서로도 불린다[9]. 커패시터형 ECG센서의 장점으로는 직접적인 접촉 없이 심전도를 측정할 수 있지만 단점으로는 유도된 신호가 아주 작기 때문에 증폭이 필요하고 그에 따라 잡음에 민감하기도 하다.

2.3 심전도 측정 방법 및 위치

심전도를 측정하는 가장 대표적인 방법으로 표준 12유도 심전도가 존재한다. 표준 12 유도 심전도는 표준 유도, 사지 유도, 흉부 유도의 총 3가지의 방법을 포함한 방법이며 Fig. 4와 같은 부

Fig. 4. Electrode position of standard 12-lead ECG.

Fig. 5. Electrode position of standard 12-lead ECG.

위에 총 10개의 전극을 사용하여 심전도 신호를 측정하게 된다. 첫 번째 표준 유도(standard lead)는 Fig. 4의 전극 위치 중 RA, LA, RL, LL을 사용하며 두 전극에서 측정된 전위의 차이를 사용하는 양극 유도 방식을 사용한다. LA와 RA의 전위차를 유도I, RA와 LL의 전위차를 유도II, LL과 LA의 전위차를 유도III으로 사용하며 RL은 접지로서 사용한다. 두 번째 사지 유도(limb lead)는 표준 유도와 같은 전극 위치를 사용하지만 전극을 부착시킨 부위의 전위를 기록하는 단극 유도를 사용한다. 이로 인해 신호의 세기가 약해 파형을 1.5배 증폭시킨 aVR, aVL, aVF를 사용해 심전도 그래프를 표시한다. 마지막 흉부 유도(precordial lead)의 경우 Fig. 4의 V1~V6까지의 6개의 전극을 사용하여 심전도를 측정한다. 전극의 위치가 심장과 가장 밀접하고 6개의 전극을 사용하여 심실에서부터 심장까지 전달되는 전기 자극을 가장 상세하고 정확히 측정할 수 있기 때문에 정밀한 진단을 위해서 사용된다[7].

일반적으로 ECG센서를 사용하여 심전도를 측정하는 가장 대표적인 웨어러블 디바이스는 체스트 벨트 형식을 가지고 있다. 체스트 벨트에서는 2전극과 3전극식의 2가지 방법이 사용되고 있으며 두 방법의 차이는 그라운드 전극의 유무이다. 3전극 방

Fig. 6. Position of the front and rear electrode for the experiment; (a) Point.1(Front), (b) Point.2(Front), (c) Point.3(Front), and (d) Point.4(Rear).

식에서는 +, -, GND의 3가지 전극을 사용하며 2전극 방식에서는 내부 회로를 이용해 GND전극을 대체한 후 +, -전극을 사용하여 ECG를 측정하게 된다.

전극의 위치는 Fig. 5와 같이 체스트 벨트를 따라 가슴 아래 부분에 수평으로 위치하며 표준 12 유도 심전도의 흉부 유도와 유사한 측정 방식을 가진다.

3. 실험 및 결과

3.1 측정 위치 선정

표준 12 유도 심전도와 체스트 벨트의 전극 위치를 헬스케어 가방에 적용 시키기에는 가방의 모양 때문에 불가능하다. 그래서 본문의 ECG신호에 대한 내용과 기존 전극 위치 이론 중 쌍극법을 이용한 표준유도를 바탕으로 가방의 모양 안에 적용 가능한 전극 위치들을 새로 정하였다. 우선 크게 몸의 전면과 후면으로 나누어 보았으며 심장에서 발생하는 전기신호의 방향이 전면을 향하므로 전면 부에 좀 더 많은 비중을 두었다.

실제로 표준 12 유도 심전도 측정법을 봐도 전면에 전극을 부착하며 흉부유도에서만 가슴을 기준으로 측면까지 사용을 한다. 전면부의 경우 가방과의 접점인 가방 끈의 모양을 따라 Point.1~3까지 3가지의 전극 위치를 선정하였다. 후면부의 경우 심장과 가장 가까운 곳에 전극위치를 선정하고 Point.4로 정하였다. 접지 지점은 모두 동일하게 오른쪽 가방 하단부로 정하여 기존의

ECG측정위치와 같이 전극의 전체적인 위치가 역삼각형이 되어 ECG신호의 전달 방향에 따른 차이를 측정할 수 있게 하였다. 최종적으로 신호 비교 실험에 사용될 Point.1~4의 측정 위치를 Figure 6과 같이 선정 하였다. ECG신호의 경우 신체의 수분을 통해서 전달되게 된다. 근육의 경우 73.3%가 수분으로 이루어져 전달이 용이하지만 지방의 경우 높은 저항을 가지게 된다. 선정된 측정위치 중 전면부의 경우 근육의 비율이 높은 흉부에 위치하여 신호의 강도가 양호할 것으로 보이며 후면부의 Point.4의 경우 심장으로부터 근육과 지방의 양이 많아 신호의 강도가 미약할 것으로 예상된다.

3.2 전면부 신호 비교

전면부에 위치한 Point.1~3의 신호를 비교하기 위해 다양한 체형과 나이의 남녀 6명에게 실험 하였다. 실험은 휴식상태의 피실험자에게 가방을 착용 시키고 각 위치 별 심전도 신호를 측정하였다. 아래 그림에 피실험자 6명의 심전도 측정 결과를 나타내었으며 Figs. 7~9에 각각 Point.1~3에서의 결과를 나타내었다. 그래프의 X축은 시간 축이며 Y축의 경우 심전도 센서로부터 측정된 전압을 아두이노 모듈로 입력 받아 0~1023 사이의 수치로 변환하여 표시한 것이다.

Fig. 7의 Point.1에서의 측정 결과를 보면 전체적으로 남성 실험자의 심전도 신호는 양호하게 측정되는 반면 여성의 심전도 신호의 경우 아주 미약한 피크의 검출만이 가능한 것을 확인 할 수 있다. 또한 신호의 크기를 쉽게 알 수 있는 QRS 신호의 크

기는 남성의 경우만 200~400사이의 값으로 나타났다. Point.2에서 측정된 신호는 Fig. 8에 나타나 있으며 Fig. 7과 유사한 모습을 보여준다. 남성의 경우 체형에 따라서 심전도 그래프에 조

Fig. 8. Measurement ECG signal of Point.2. (a) Subject 1 (Male), (b) Subject 2 (Male), (c) Subject 3 (Male), (d) Subject 4 (Male), (e) Subject 5 (Female), and (f) Subject 6 (Female).

Fig. 7. Measurement ECG signal of Point.1. (a) Subject 1 (Male), (b) Subject 2 (Male), (c) Subject 3 (Male), (d) Subject 4 (Male), (e) Subject 5 (Female), and (f) Subject 6 (Female).

Fig. 9. Measurement ECG signal of Point.3. (a) Subject 1 (Male), (b) Subject 2 (Male), (c) Subject 3 (Male), (d) Subject 4 (Male), (e) Subject 5 (Female), (f) Subject 6 (Female).

금씩 상이한 모습을 보이거나 대체적으로 양호한 측정 강도를 보여준다. (a)와 (b)의 경우 실험자의 체형이 다른 근육형에 속하여 Point.2의 전극이 가슴의 중앙에 위치함으로써 근육에 의한 신호 전달 방해가 많은 것으로 보여진다. 여성의 경우 Fig. 7과 마찬가지로 아주 미약한 신호만이 검출되며 피크를 파악하기 힘들다. 신호의 크기는 남성의 경우에만 200~350정도의 크기로 측정되었다. 전면부 마지막 측정 위치인 Point.3에서는 Fig. 9와 같은 심전도 신호를 측정 할 수 있었다. 앞에서 본 Figs. 7, 8보다 좀더 강한 심전도 신호가 측정됨을 볼 수 있다. 또한 앞의 두 측정위치와 다르게 여성의 경우도 신호의 크기가 매우 강하게 측정될 뿐 아니라 남성보다도 강한 신호를 보여주기도 했다. 신호의 크기는 350~700까지의 수치를 보여주며 앞의 두 측정 위치에 비해 약 2~3배 이상의 신호 강도를 보여준다. Point.3의 경우에만 성별 관계 없이 좋은 신호를 측정 할 수 있는 이유로 Point.3의 위치가 측면에 가깝게 위치하기 때문인 것으로 고려된다. 여성의 경우 신체 특성상 남성보다 흉부 전면부에 가슴의 지방으로 인해 ECG신호 전달에 높은 저항을 가지게 되고 그로 인해 신호의 강도가 매우 약하게 나온 것을 알 수 있다. Point.1과 Point.2의 경우 흉부 전면부에 위치하게 되 여성의 경우 지방으로 인한 신호 전달의 방해로 Figs. 7, 8과 같은 결과를 보이게 된다. 또한 전체적인 신호 크기의 증가 역시 흉부 근육과 지방의 영향을 덜 받게 되어 생기게 되는 결과로 보인다. 위의 실험 결과에서 전면부 3개의 측정 위치에서 Point.3이 가장 좋은 신호를 측정 가능한 것으로 나타나며 남녀 구별 없이 심전도 신호를 측정하기 적합한 것으로 나타났다.

3.3 전후면 신호 비교

전면부와 후면부에 따른 심전도 신호의 차이를 비교하기 위해 미리 정한 측정 위치 중 후면부에 위치한 Point.4와 전면부 비교 실험에서 가장 좋은 결과를 보여준 Point.3의 위치를 비교하였다. 전면부 실험과 동일하게 휴식 상태의 피실험자에게 각 포인트에 전극이 부착된 가방을 메게 한 후 심전도 신호를 측정하였으며 그 결과를 Fig. 10에 나타내었다.

Fig. 10에서 세 명의 피실험자에 대한 측정 결과를 보면 전면부에 위치한 Point.3의 신호측정 결과가 후면부의 Point.4에 비해 확연히 좋은 것을 확인 할 수 있다. 측정된 심전도 신호의 크기는 전면부의 Point.3의 경우 400~600의 값을 보여주는 반면 후면부의 Point.4의 경우 180~220사이의 값을 가져 전면부의 신호 크기가 약 2~3배 정도 더 크게 나오는 것을 확인 할 수 있다. 특히 Subject 1의 경우 Point.4에는 잡음과 함께 측정이 되어 심전도 신호에서의 피크 검출에 어려운 점이 있으나 Point.3에서는 강해진 신호에 의해 피크 검출이 수월해졌다. 전후면 전극 위치 비교에서는 전면부에서 측정된 심전도 신호가 후면부에서 측정된 신호에 비해 매우 적합한 것으로 나타난다.

Fig. 10. Comparison ECG signal result of the point.3 and point.4.

Fig. 11. ECG signal of Point.3 Point.4 and in accordance with the state of motion.

3.4 운동 상태에 따른 신호 비교

헬스케어 제품의 경우 일상 생활 속에서 착용을 하고 사용자의 건강상태를 항상 모니터링 하게 된다. 그러므로 일상 생활에서 일어나는 다양한 움직임에 대해서도 측정에 대한 문제가 일어나지 않아야 한다. 본 논문에서 다루는 헬스케어 가방의 경우 특정한 운동을 할 때 착용하는 것이 아니라 평소에 메고 다니거나 등산, 라이딩 같은 운동 상태에서도 사용 가능하기 때문에 운동 상태에서 일어나는 동잡음에 대한 실험이 중요하다. 또한 본 논문에서 사용한 ECG센서의 경우 피부에 스티커 형식으로

붙이는 형식의 접촉식 ECG센서가 아닌 옷 위로 센서를 접촉시켜 심전도 신호를 측정하는 커패시터형 센서를 사용하였기 때문에 측정 표면에 전극이 고정된 형태로 위치 하지 않게 된다. 그러므로 움직임에 따른 심전도 신호의 측정이 안정적인지에 대한 실험이 중요한 요소로 작용한다.

실험을 위해서 앞의 전후면 실험에서 사용된 전극의 측정위치인 Point.3와 Point.4를 사용하여 운동상태에 따른 심전도 신호의 유동과 안정성에 대해 측정하였다. 실험은 피실험자가 전극이 부착되어 있는 가방을 메고 약 5분동안 휴식상태, 걷기, 조깅을 실시하여 그 동안의 심전도 신호의 형태를 살펴 보았다. 아래의 Fig. 11에 각 운동 상태별로 측정된 심전도 신호의 모습을 나타내었다.

아래의 Fig. 11에서 휴식 상태의 경우 피실험자의 움직임에 큰 변화가 없으므로 두 측정 부위에 따른 신호에서 앞의 실험에서 파악된 신호 크기의 차이 외에는 눈에 띄는 차이를 찾기 힘들었다. 그러나 가방을 착용하고 휴식 상태에 있더라도 숨을 쉬는 행동에 의해 가슴과 어깨의 상하운동이 일어나고 그에 따른 신호의 유동이나 잡음이 생기게 된다. 위 표의 휴식상태의 신호에서도 이 모습을 확인 할 수 있다. 휴식상태에서 Point.3의 경우는 심전도 신호의 크기에 비해 잡음이나 유동의 폭이 작으나 Point.4의 경우 후반부 신호에서 보이다시피 본 신호에 영향을 주는 경우가 발생한다.

걷기 상태에서의 심전도 신호 측정 결과를 보게 되면 움직임에 따라 신호의 베이스 라인이 상하로 움직이는 것을 위의 Fig. 11의 두 포인트에서 측정된 신호에서 모두 확인 할 수 있다. 그러나 전면부Point.3에 비해 후면부에 위치한 Point.4에서 측정된 신호의 경우 신호의 상하 유동이 매우 커 본래 심전도 신호에서 QRS 부분의 신호만이 미약하게 확인되었다.

마지막으로 조깅 상태에서 측정된 심전도 신호를 보게 되면 실험 중 가장 움직임이 큰 운동임에 따라 신호의 유동과 잡음 역시 가장 크게 나타났다. Point.3의 경우 걷기 상태에 비해 신호의 상하 유동이 크게 늘어났고 Point.4의 경우 신호의 상하 유동의 폭은 줄어 들었으나 빈도가 늘어나고 동잡음이 많이 늘어나 본래 신호인 심전도 파형의 모양을 알아보기 힘들다. 그러나 Point.3의 경우 본 신호인 심전도 파형의 크기에 비해 신호의 유동이 작아 신호 처리 과정으로 충분히 피크 검출이 가능하였다.

Point.3의 경우 헬스케어 배낭의 배낭끈에 위치하는 전극 포인트로 조절 끈 등을 통해 몸에 강하게 밀착이 가능하며 등 쪽에 위치한 Point.4에 비해 걷거나 조깅을 할 때 가방 자체의 유동이 있어도 전극과 몸의 접촉면에 안정성이 높아 측정된 심전도 신호의 상하 유동이나 잡음에 대한 영향이 적게 나온 것으로 보인다.

4. 결 론

본 논문에서는 비접촉식 ECG센서를 사용한 헬스케어 가방을

통한 건강관리 시스템에서 전극 위치에 따른 심전도 신호의 파형을 비교하고 가장 적합한 ECG센서의 전극 위치를 알아내기 위한 실험을 하였다. 신체의 전면과 후면에 4개의 위치를 정하여 각각의 신호의 크기와 움직임에 대한 영향을 비교한 결과 전면부에 위치한 Point.3가 가장 신호의 크기도 크며 움직임에 따른 영향 또한 적은 것으로 나타났다. 이 결과는 전면부에 위치한 전극의 경우 헬스케어 가방의 가방 끈 부분에 부착되어 사용자의 신체와 좀 더 강하고 안정적인 접촉이 가능하며 특히 전면부 중에서 Point.3의 결과가 가장 좋은 이유는 약간 측면부에 위치함으로써 흉부근육에 의한 전기 신호의 방해를 가장 적게 받기 때문인 것으로 생각 된다.

이와 같이 헬스케어 가방에서 가장 적합한 ECG센서의 전극 위치를 알아내고 이로부터 얻는 개선된 신호를 통하여 다양한 활용이 가능할 것으로 보인다. 우선 심전도 신호의 크기가 강해짐에 따라 잡음에 좀더 강한 면모를 보일 것으로 예상되며 단순한 피크만을 파악할 수 있는 파형이 아니라 심전도의 P, QRS, T파를 파악할 수 있기 때문에 이를 통해 심장 질환에 대한 정보와 같은 추가적인 정보를 얻을 수 있다. 그로 인해 심전도 그래프를 통해 단순히 심박수를 측정하는 것이 아니라 좀더 세밀한 건강 상태의 모니터링이 가능할 것으로 예상된다.

향후 계획으로는 헬스케어 가방으로부터 얻은 심전도 신호를 통해 안드로이드 기반에서 신호처리를 통해 부정맥이나 운동에 따른 심장의 부하, 스트레스 등의 체크를 위한 연구를 할 예정이며 안드로이드 어플리케이션과 헬스케어 가방의 연계를 통한 건강관리 시스템에 대해 계속 연구할 계획이다

감사의 글

이 논문은 부경대학교 자율창의기술연구비(2014년)에 의하여 연구되었음

REFERENCES

- [1] T. R. F. Fulford-jones, G. Wei, and M. Welsh, "A portable, low-power, wireless two-lead EKG system", *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 2141-2144, 2004.
- [2] H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, and R. C. Hutchinson, "Wearable PPG-sensor", *IEEE Eng Med Biol*, Vol. 22, No. 3, pp. 28-40, 2003.
- [3] H. J. Baek, J. S. Kim, K. K. Kim, and K. S. Park, "System for unconstrained ECG measurement on a toilet seat using capacitive coupled electrodes: the efficacy and practicality", *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2326-2328, Vancouver, Canada, 2008.
- [4] M. Koivuluoma, J. Alametsa, and A. Varri, "EMFI as physiological signal sensor, first result in ProHe-Mon project",

- Proceedings of URSI XXVI convention on Radio Science and Second Finnish Wireless Communication Workshop*, Tampere, Finland, 2004.
- [5] E. M. Fong, H. S. Shin, and W. Y. Chung, "An indirect contact ECG monitoring with high value input impedance", *International Conference on Electronics, Information and Communication*, pp. 504-505, 2012.
 - [6] T. Matsuda and M. Makikawa, "ECG monitoring of a car driver using capacitively-coupled electrodes", *30th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 1315-1318, 2008.
 - [7] Y. S. Jeong, "Understanding of basic electrocardiogram", *The Korean Society of Cardio-Vascular Interventional Technology*, Vol. 4, No. 1, pp. 72-90, 2001.
 - [8] Y. H. Noh and D. U. Jeong, "Development of the wearable ECG measurement system for health monitoring during daily life", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 19, No. 1, pp. 43-51, 2010.
 - [9] Y. G. Lim, K. K. Kim, and S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact", *IEEE T Bio-Med Eng.*, Vol. 53, No. 5, pp. 956-959, 2006.