

## 동잡음 저감을 위한 심전도 전극 특성에 대한 연구

강영환<sup>1</sup>, 박재순<sup>1</sup>, 조범기<sup>1</sup>, 최상동<sup>2</sup>, 정연호<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> 한밭대학교 전자제어공학과

<sup>2</sup> 엠텍

### Study on Characteristics of ECG Electrodes for Motion Artifact Reduction

Young-Hwan Kang<sup>1</sup>, Jae-Soon Park<sup>1</sup>, Bum-Ki Cho<sup>1</sup>, Sang-Dong Choi<sup>2</sup>, and Yeun-Ho Joung<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> Department of Electronics and Control Engineering, Hanbat National University, Daejeon 34158, Korea

<sup>2</sup> M-tech Co. Ltd., Daejeon 34025, Korea

(Received March 22, 2017; Revised April 11, 2017; Accepted April 13, 2017)

**Abstract:** In this paper, we introduce an electrocardiogram (ECG) system designed to solve problems caused by wetgels and motion artifacts in measuring active movement. The system is called a dry-contact ECG and was designed by considering impedance matching between skin and electrode as well as the frictional electricity between electrode and clothes. In order to create the system, we measured impedance on the skin-electrode interface, and the result was applied to the electronic circuit scheme. Moreover, we added an electrode on the back of the measurement electrode to make a flow path to ground the electrical noise. The final ECG circuit and novel electrode were used to detect real human cardiac signals from a subject who was tested while standing still and walking. The signals obtained from the two activities were nicely shaped, without any motion artifact noise. We took electrode size into account in this study because the impedance depended on the area of the electrode. An electrode of 50 mm diameter showed the best curve for the ECG signal without any electrical noise.

**Keywords:** Electrocardiogram (ECG), Dry-contact electrode, Impedance, Motion artifact, Biosignal

### 1. 서론

최근 초고령화 사회로 진입하면서 다양한 만성질환에 대한 관리가 요구되고 있다. 그 중 발생여부에 따라 생명과 직결되는 심장질환이 큰 문제가 되고 있으며, 이에 따라 심장 활동 및 상태에 대한 많은 정보를 알 수 있는 심전도 검사에 대한 중요성이 부각되고 있다. 심전도 검사 방법은 안정 심전도 검사와 활동 중 심전

도 검사로 나뉘는데, 부정맥, 급성빈맥 등 심장질환의 특징인 간헐적으로 일어나는 징후를 포착하기 위해서는 기존의 안정 심전도 검사방법이 아닌 일상 생활환경에서 장시간 지속적으로 심전도 측정 및 기록이 가능한 활동 중 심전도 검사가 필요하다. 이러한 활동 중 심전도 검사에는 홀터 심전계(holter monitor), 사건 기록계(event recorder), 이식형 기록기(implantable loop recorder) 등이 있다 [1]. 활동 중 심전도 검사는 관찰하고자 하는 심장 질환에 따라 다양하게 나뉘며 이중 간헐적으로 증상이 나타나는 부정맥과 발작성 빈맥을 포착하기 위해서는 홀터 모니터링 시스템과 같이 장시간 측정 및 기록이 가능해야 한다 [2].

기존의 심전도 측정 장치는 장소와 측정시간에 따라

a. Corresponding author; yeunho@gmail.com

표준 12 유도 심전도와 홀터 심전도로 나뉘는데, 표준 12 유도 심전도의 경우 정지된 상태에서의 심전도를 측정하며, 신호의 전기 전도를 증가시키기 위해 젤타입 (gel-type)의 전도물질을 전극과 피부사이에 사용한다 [3]. 그러나 이러한 젤 연고 전도물질은 환자의 피부 특성에 따라 생체 거부반응이 발생할 수 있으며, 신호 기록시간이 짧아 환자의 현재 상태만이 측정 가능할 뿐, 심근경색 및 부정맥 등 급작성 증상(acute symptom)에 대해서는 진단이 불가능하다. 기존 12 유도 심전도의 단점을 보완하기 위해 일상 활동 중 심전도 측정이 가능한 홀터 심전도 측정 장치를 사용하지만, 활동 시 전극과 피부와의 접촉상태에 따라 동잡음(motion artifact)이 발생, 측정 신호의 신뢰성 확보가 어렵다는 단점이 있다.

따라서 본 논문에서는 젤타입의 전도성 연고로 인한 피부 자극의 문제를 해결하기 위하여 dry-contact type 전극을 사용하였으며 짧은 검사시간으로 인해 부정맥 포착에 한계가 있는 기존 12 유도 심전도 검사와 동잡음으로 인한 신호의 신뢰성 저하 문제를 갖고 있는 홀터검사의 단점을 보완하기 위해 활동 심전도 측정회로와 전극을 개발하여 일상생활 중 심전도 신호 측정이 가능하도록 하고자 한다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 ECG측정회로 설계

인간의 심장박동으로 인해 발생하는 심전도 신호는 association for the advancement of medical instrumentation (AAMI)의 자료에 따르면 0.05~100 Hz의 주파수대역을 가지며 mV 단위의 매우 작은 신호로 구성된다 [4]. 외부 잡음에 대한 영향이 많은 ECG검출을 위한 회로는 피부와 측정전극 사이의 임피던스 매칭을 위한 버퍼, 몸과 검출회로 사이에서 발생하는 동상의 신호를 몸으로 피드백하여 동상전압을 제거하기 위한 driven right leg (DRL) 회로 [5], 측정된 신호를 통해 심전도 신호를 검출하기 위한 계측증폭기, 심전도 신호의 대역폭(0.05~100 Hz) 이외의 주파수 성분을 제거하기 위한 고역통과필터 및 저역통과필터, 무선통신을 위한 블루투스 모듈, MCU등으로 그림 1과 같이 구성하였다.

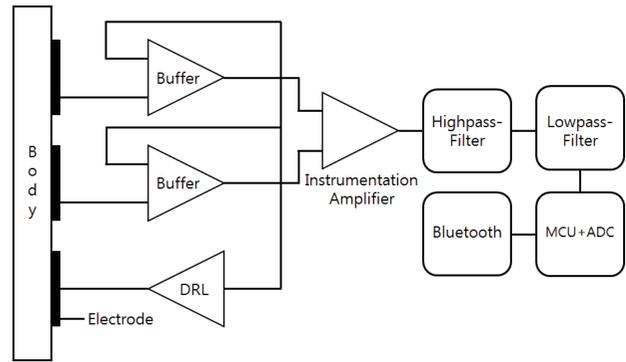


Fig. 1. Block diagram of ECG circuit.

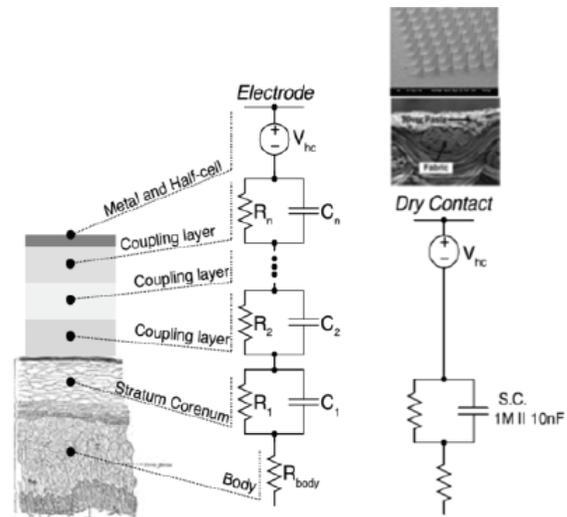


Fig. 2. Equivalent circuit of skin-electrode interface.

본 연구에서 사용할 Dry-contact 전극의 경우 피부와 전극 사이를 병렬로 연결된 저항과 커패시터로 그림 2와 같이 묘사할 수 있다 [6].

잡음이 적은 심전도 측정을 위해서는 낮은 소스 임피던스(source impedance)가 필요하다. 하지만 본 연구에서 사용할 dry-contact 전극의 경우 전도성 접착제를 사용하는 wet-gel 전극보다 소스 임피던스가 높기 때문에 잡음이 섞이지 않은 생체 신호 측정을 위해 임피던스 매칭을 위한 버퍼의 설계는 필수적이다.

본 연구에서는 버퍼의 설계를 위해 HP (hewlett-packard) 사의 4192A LF Impedance analyzer를 사용하여 그림 3과 같이 피부와 전극사이의 임피던스를 측정하였다.

측정 결과 병렬로 연결된 저항과 커패시터에 의한

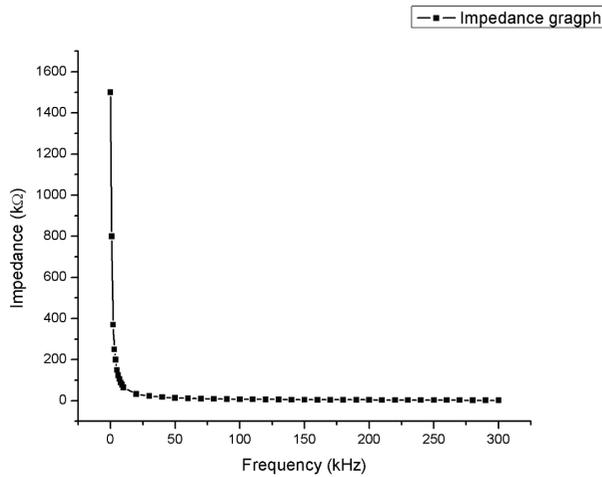


Fig. 3. Impedance measurement between skin and electrode according to frequency.

합성 임피던스는 주파수의 상승에 따라 하강함을 볼 수 있었다. 이는 합성 임피던스에서 저항은 주파수의 변화에 의한 임피던스의 영향이 없는 반면 커패시터는 주파수와 반비례 관계에 있어 주파수가 상승함에 따라 임피던스가 작아짐으로 합성임피던스의 크기는 다음 수식에 의해 작아진다.

$$Z = Z_R \parallel Z_C = \frac{Z_R Z_C}{Z_R + Z_C}, \quad Z_C = \frac{1}{2\pi f C} \quad (1)$$

여기에서  $Z_R$ =저항의 임피던스,  $Z_C$ =커패시터의 임피던스,  $Z$ =합성 임피던스이다.

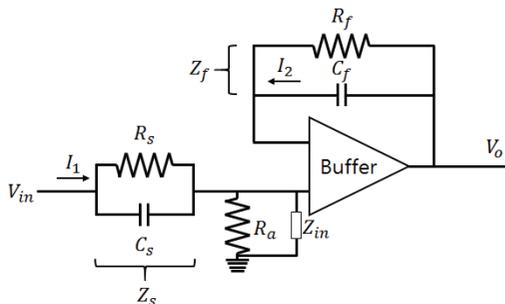


Fig. 4. Proposed buffer circuit for impedance matching.

심전도 신호의 주파수 대역인 0.05~100 Hz에서 피부와 전극 사이의 임피던스  $Z_s$ 는 1 MΩ 이상이었으며

매우 높은 임피던스를 가진 생체신호가 접지로 흘러들지 않도록  $R_a$ 에  $Z_s$ 에 비해 매우 큰 입력 임피던스 ( $Z_{in}$ )를 갖도록 저항을 연결하였으며 피드백 회로에 소스 임피던스  $Z_s$ 와 같은 크기의 임피던스  $Z_f$ 를 갖도록 구성하여 생체신호를 손실 없이 전달하도록 하였다. 이를 수식으로 해석하면 다음과 같다.

$$Z_s = \frac{R_s}{1 + sR_s C_s} \quad (2)$$

$$Z_{IN} = R_a \parallel Z_s = \frac{R_a R_s}{R_a + R_s + sR_a R_s C_s} \quad (3)$$

$$I_1 = I_2 \text{로 } \frac{V_{IN}}{Z_s} = \frac{V_O}{Z_f} \quad (4)$$

여기에서  $Z_s$ =소스 합성임피던스,  $R_s$ =소스 저항,  $C_s$ =소스 커패시터,  $Z_{IN}$ =버퍼의 입력임피던스,  $R_a$ =병렬 연결된 저항,  $Z_f$ =피드백 임피던스,  $V_{IN}$ =생체 신호,  $V_O$ =버퍼의 출력전압이다.

## 2.2 전극 개발

심전도를 측정하기 위한 전극은 생체 내에서의 이온들의 이동에 의해 생성되는 전류를 전기시스템에서 자유전자에 의한 전류로 변환시켜주는 일종의 변환기 역할을 하므로, 심전도 신호를 측정함에 있어 피부와 전극사이 접합부에서 전극-전해질 반응은 불가피하다. 이로 인해 전극의 계면과 전해질 사이에는 원치 않는 전위차가 발생하게 되는데 이를 반전지전위(half-cell potential)라 한다. 반전지전위는 전극의 재질에 따라 다르며 Ag/AgCl의 경우 반전지 전위가 +0.223 V로 매우 낮아 생체 신호 측정을 위한 전극으로 많이 사용된다. 하지만 본 논문에서는 비교적 낮은 반전지전위 (+0.314 V)를 가지며 Ag/AgCl에 비해 싼 가격과 가공이 용이한 구리를 전극의 재질로 사용하였다.

### 2.2.1 전극의 구조 설계

본 연구에서는 의복 내에 심전도 전극을 위치시켜 실험을 진행하였는데 신체의 움직임에 따라 전극과 의복 사이의 마찰기전력으로 인한 동잡음이 발생함을 확인할 수 있었으며 이를 해결하기 위해 전극과 의복 사이에 절연체이며 생체 적합물질인 유연한(flexible) 50

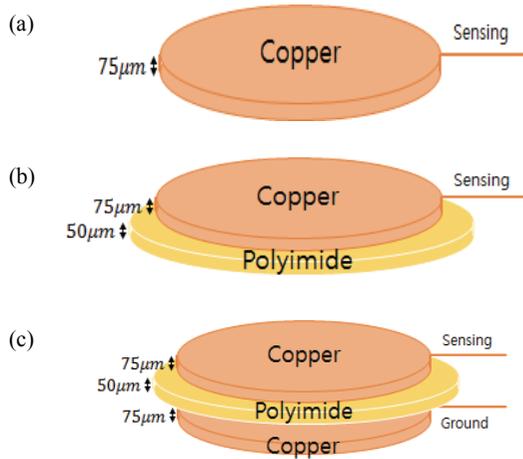


Fig. 5. Structures of proposed electrode.

µm 두께의 폴리이미드를 사용하여 그림 5와 같이 다양한 구조의 전극을 제작하여 실험하였다.

### 2.2.2 전극의 크기 설계

제안된 방식의 심전도 측정에 있어 전극의 크기는 피부와 전극 사이의 임피던스에 영향을 미치며 [7] 이는 회로 구성 시 고려되어야 할 가장 중요한 요소이다. 표 1은 전극의 크기에 따른 동잡음의 영향을 확인하기 위해 HP사의 4192A LF Impedance analyzer를 이용하여 5 kHz에서 전극의 크기별로 피부와 전극의 임피던스를 측정된 결과이다.

본 연구에서는 위와 같은 실험을 통해 측정된 임피던스 값을 이용하여 이에 맞게 임피던스 매칭 회로를 구성, 다양한 심전도 신호 측정을 실시하였다.

Table 1. Impedance measurements of skin-electrode interface according to electrode sizes.

Diameter [mm]	10	40	50	60	70
Impedance [kΩ]	260	56	33	28	24

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 ECG 측정 회로의 동작 확인

개발한 ECG측정회로의 동작을 확인하기 위해 그림

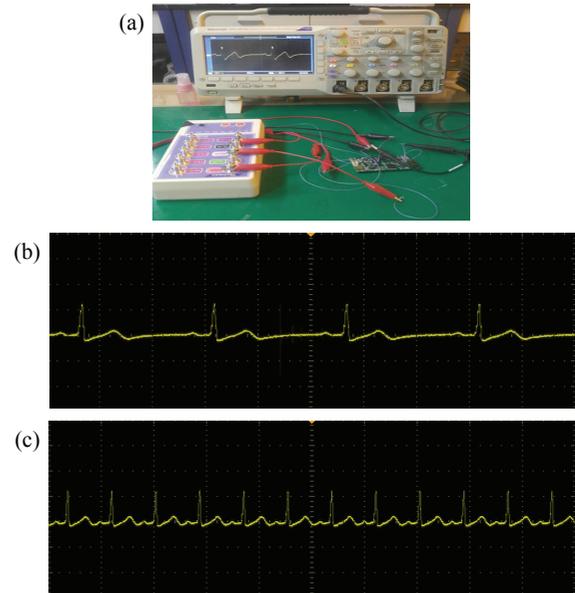


Fig. 6. (a) ECG measurement system, (b) 35 bpm ECG signal, and (c) 130 bpm ECG signal generated by ECG simulator.

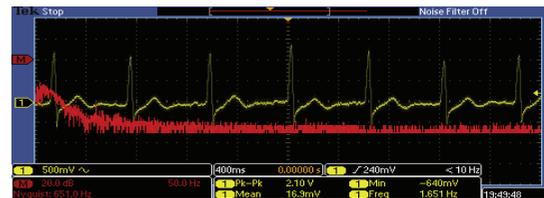
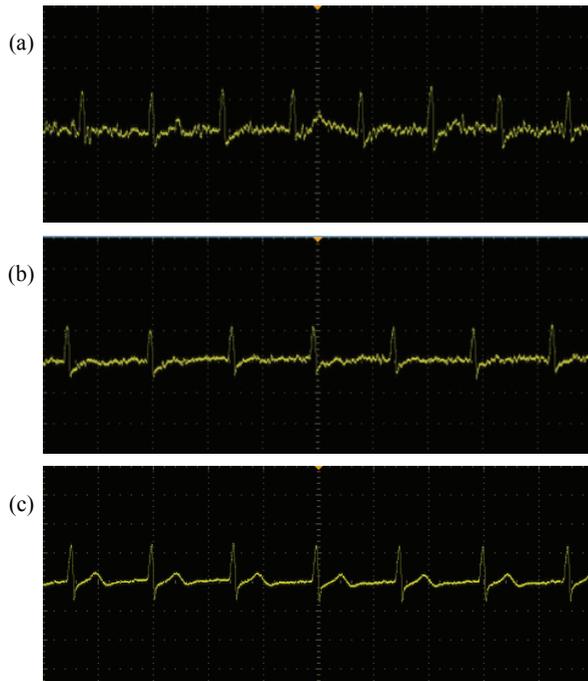


Fig. 7. ECG signal spectrum of real human at 0.05~100 Hz band.

6(a)와 같이 Tektronix사의 DPO2024B 오실로스코프와 심전도 시뮬레이터인 Techman사의 ES-100을 이용하여 다른 상태의 심장 동작을 가정하여 실험하였다. 그림 6(b)와 (c)는 각각 35 bpm (bat per minute)과 130 bpm의 심박 상태에 대한 측정 결과이다.

일반적으로 심전도 시뮬레이터와 측정 회로가 전기적으로 직접 연결된 경우 소스 임피던스가 낮아 임피던스 매칭을 위해 설계된 버퍼의 동작 확인은 다소 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서 제안된 버퍼의 동작을 확인하기 위해 높은 임피던스를 갖는 dry-contact 전극을 인체 피부에 부착하여 심전도 측정을 수행하였다. 그 결과, 그림 7과 같이 정적인 상태에서 명확한 심전도 신호 측정이 가능하였으며 설계한 필터의 대역폭을 확인하기 위해 오실로스코프의 FFT (fast fourier

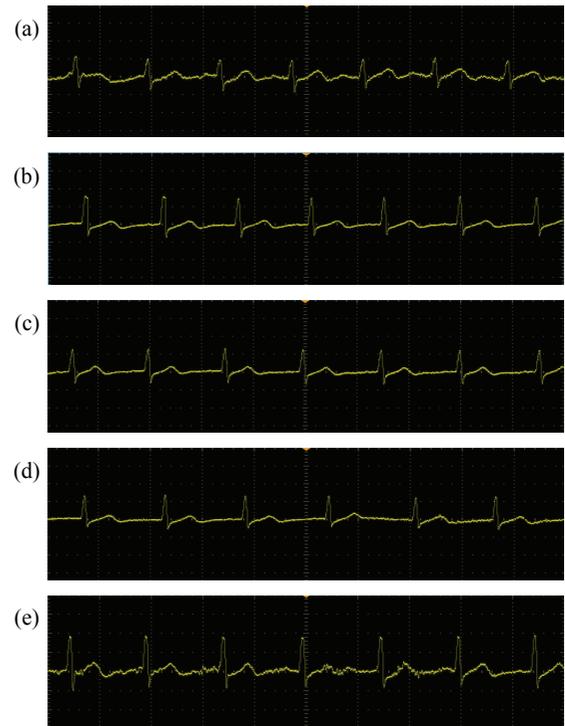


**Fig. 8.** ECG signals of (a) Fig. 5(a) electrode, (b) Fig. 5(b) electrode, and (c) Fig. 5(c) electrode.

transform) 기능을 사용하여 주파수성분을 확인한 결과 심전도 신호의 주파수 대역인 0.05~100 Hz이 외의 주파수대역이 필터에 의해 억제됨을 확인할 수 있었다.

### 3.2 전극의 구조에 따른 신호 특성

전극 구조에 따른 신호 특성 실험은 심전도를 측정하기 위한 50 mm 지름의 전극을 의복 속에 위치시키고 진행하였으며 동잡음의 영향을 확인하기 위하여 제자리 걷기 상태에서의 실시하였다. 그림 8(a)는 그림 5(a)에 대한 실험 결과이고 의복과 전극사이의 움직임에 따른 마찰전기로 인해 잡음이 심하게 발생하여 피크검출만이 가능하였다. 마찰전기로 인한 잡음 발생의 억제를 위해 그림 5(b) 전극과 같이 전극과 의복 사이에 폴리이미드를 위치시킨 결과, 그림 8(b)와 같이 잡음이 비교적 억제가 되긴 했지만 폴리이미드가 유전체로 작용하여 전극과 의복 간 정전용량성 결합으로 인해 선명한 신호의 측정은 불가능하였다. 그림 5(c)와 같이 폴리이미드와 의복 사이에 전극을 추가하여 마찰전기를 회로의 접지와 연결시켜 제거한 결과 그림 8(c)



**Fig. 9.** ECG signals of real human according to different electrode diameters. (a) 10, (b) 40, (c) 50, (d) 60, and (e) 70 mm.

와 같이 선명한 심전도 신호를 얻을 수 있었다.

### 3.3 전극의 크기에 따른 신호 특성

전극의 크기와 이에 따른 임피던스 영향에 대한 심전도 신호의 변화를 측정하기 위하여 표 1에서 제안한 다양한 크기(10, 40, 50, 60, 70 mm)의 전극을 제작, 제안된 회로를 이용해 생체에서 발생하는 심전도를 측정하였다. 그 결과 상용화된 제품의 크기와 비슷한 전극(지름 40, 50, 60 mm)은 제자리 걷기와 같은 움직임에서도 동잡음 발생이 적음을 확인하였다. 하지만 지름 10 mm 크기의 전극은 5 kHz의 주파수에서 260 kΩ의 높은 임피던스로 인해 신호의 크기가 작고 왜곡이 발생하였는데 이는 측정회로의 피드백임피던스 값의 재설계로 해결될 것으로 예상된다. 전극의 크기가 가장 큰 지름 70 mm의 전극은 휴식 중 심전도 신호는 선명하게 나오나 제자리걷기 중 측정된 신호는 전극의 크기가 커짐에 따라 피부와 전극의 밀착성 문제로 인해 잡음이 발생하였다. 각 전극 크기에 따른 심전도 신호는 그림 9에 정리하였다.

#### 4. 결론

본 논문에서는 피부와 전극 사이에 전도성 연고를 사용하지 않고 피부발진의 가능성을 줄이고자 dry-contact 방식의 다양한 구조 및 크기의 전극을 설계, 제작한 후 심전도 신호를 측정하였다. dry-contact 심전도 시스템은 전극과 피부 사이의 높은 소스 임피던스 발생하는데 이를 해결하기 위해 피드백 회로에 소스 임피던스와 비슷한 수준의 임피던스를 갖는 회로를 설계하여 1 M $\Omega$  이상의 높은 소스 임피던스에서도 신호가 측정됨을 확인할 수 있었다. 활동 중 심전도 검사에서 신뢰성 하락의 원인이 되는 동잡음의 영향을 줄이기 위하여 전극의 구조와 크기에 따른 동잡음의 영향에 대하여 연구하였다. 신체의 움직임에 따라 전극과 의복 사이의 마찰기전력의 영향을 개선하고자 전극과 의복 사이에 폴리이미드를 위치시키고 한 개의 전극을 회로의 접지와 연결시켜 마찰기전력을 효과적으로 제거할 수 있었다. 또한 크기에 전극의 크기에 따른 임피던스의 측정을 통해 전극 크기가 증가함에 따라 임피던스 값은 작아짐을 확인 할 수 있었다. 이때 지름 10 mm의 전극의 경우 설계한 회로의 피드백 임피던스보다 소스 임피던스가 월등히 커서 신호 측정에 어려움이 있었고 지름 40, 50, 60, 70 mm 경우 신호는 모두 선명하게 측정 되었으나 지름 70 mm의 전극은 피부와의 밀착 문제로 인해 잡음이 발생하였다.

향후 전극과 피부 사이에 생체 적합하고 높은 유전율을 갖는 물질을 코팅하여 동잡음 없는 심전도 측정이 가능한 non-contact 방식의 심전도 측정 전극을 개발하여 본 연구에서 개발한 dry-contact 방식의 심전도 신호와 비교를 통해 심전도 측정 중에 발생하는 동잡음의 영향을 연구할 예정이다.

#### 감사의 글

이 논문은 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 지역신산업선도인력양성사업 성과입니다(No. 2016910773).

#### REFERENCES

- [1] H. J. Park, *Ph. D. Implementation of Wireless Portable ECG Monitoring System*, p. 4, Chosun University, Gwangju (2010).
- [2] D. C. Lee, S. K. Choi, G. J. Lee, Y. B. Jeon, and W. S. Yu, *Korean Circ. J.*, **21**, 646 (1991). [DOI: <http://dx.doi.org/10.4070/kcj.1991.21.3.646>]
- [3] D. N. Mathias, S. I. Kim, J. S. Park, and Y. H. Joung, *Trans. Elec. Electron. Mater.*, **16**, 16 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.4313/TEEM.2015.16.1.16>]
- [4] J. Pan and W. J. Tompkins, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **3**, 230 (1985). [DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>]
- [5] S. Y. Kang, K. S. Bang, J. P. Choi, J. K. Kim, and W. Heo, *Journal of Myongji Institute of Industrial Technology*, **22**, 111 (2003).
- [6] A. A. Uvarov, I. A. Lezhnina, K. V. Overchuk, A. S. Starchak, S. D. Akhmedov, and I. A. Larioshina, *J. Phys. Conf. Ser.*, **671**, 1 (2016). [DOI: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/671/1/012032>]
- [7] D. N. Mathias, S. I. Kim, J. S. Park, Y. H. Joung, and W. S. Choi, *Trans. Elec. Electron. Mater.*, **16**, 42 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.4313/TEEM.2015.16.1.42>]