

웨어러블 심전도 측정과 임상 심전도 측정과의 상관관계에 대한 연구

A Study on the Correlation between Wearable ECG and Clinical ECG Measurements

이 강 휘* · 이 성 수* · 김 상 민* · 이 혁 재* · 민 경 진* · 강 현 규* · 이 주 현** · 곽 휘 권*** ·
고 윤 수*** · 이 정 환†

(Kang-Hwi Lee · Seong-Su Lee · Sang-Min Kim · Hyeok-Jae Lee · Kyoung-Jin Min · Hyun-Kyu Kang ·
Joo-Hyeon Lee · Hwi-Kuen Kwak · Yun-Soo Ko · Jeong-Whan Lee)

Abstract - Recent advances in ICT technology have transformed many of our daily lives and attracted a lot of attention to personal health. Heart beat measurement that reflects cardiac activities has been used in various fields such as exercise evaluation and psychological state evaluation for a long time, but its utilization method is limited due to its differentiation from clinical electrocardiogram. Therefore, in this study, we could observe the change of the measured signal according to the change of the distance and the position of the measuring electrodes which are non-standard electrode configuration. Based on the electric dipole model of the heart, correlation with clinical electrocardiogram could be confirmed by synthesizing multiple surface potentials measured with a shorter electrode distance than standard one. From the electromagnetic point of view, the distance between the measuring electrodes corresponds to the distance that the electric potential by the cardiac electric dipole moves, and the electric potential measured at the body surface is proportional to the moving distance of the electric potential. Therefore, it is preferable to make the distance between electrodes as long as possible, and to position the measuring electrode close to the ventricle rather than the atrium. In addition, it was found that standard electrocardiographic waveforms could be synthesized by using arithmetic sum of multiple measuring electrodes due to the relationship of electrical dipole vectors, which is obtained by dividing and positioning a plurality of measuring electrodes on a reference electrode line, such as Lead-I, Lead-II direction. Also, we obtained a significant Pearson correlation coefficient ($r = 0.9113 \pm 0.0169$) as a result of synthetic experiments on four subjects.

Key Words : Wearable ECG, Clinical ECG, Heart dipole, Synthetic electrocardiogram, Electrode

1. 서 론

ICT(Information & Communication Technology)기술의 발전은 우리의 많은 일상생활을 변화시키고 있으며, 개인 건강에 대한 많은 관심을 불러오고 있다. 또한 소형의 저전력 반도체 기술의 발달은 착용이 용이하면서 쉽게 무선으로 측정데이터를 전송하고, 이를 활용한 다양한 건강 상태를 관리하고 평가하는 것을 가능케 하고 있다[1-3]. 특히, 심장의 활동을 반영하는 심박(Heart beat)측정은 오래 전부터, 스포츠, 심리 상태 평가 등 다양한 분야에서 활용되어져 오고 있으며, 최근 웨어러블 시계(Wearable watch)형태로 발전하여 우리 일상생활에 깊이 관여하

기 시작하고 있다.

그러나 아직도 병원에서 임상적으로 활용방안을 찾아가지 못하고 있으며, 단순한 운동 보조장치로 인식되고 있다. 이런 이유에는 다양한 원인이 있을 것으로 사료되나, 가장 큰 이유는 임상적으로 심장의 전기적 활동을 측정하는 심전도(Electrocardiography)와의 연관성(correlation)이 다르고, 임상자들이 해석하는 심전도의 기전에 대한 의미가 서로 다르기 때문일 것이다. 특히, 심장의 전기 활동을 기록한 심전도의 경우, 심장의 해부학적 근육의 움직임에 의한 생체전기 현상의 기전이 명확하여 유관 질환과의 연계성이 학문적으로 밝혀져 있으나[4], 시장에서 구입 가능한 다양한 웨어러블 형태의 심박 측정 장치들은 측정하는 부위, 환경 등 다양한 환경변수들에 의하여 측정된 파형의 유의미를 정확히 임상에서 질환으로 연결할 수 없기 때문에, 단순한 심장의 활동, 즉 심박만을 측정하는 목적으로 활용될 수밖에 없다[5].

이러한 다양한 심박측정 방법 중에서, Polar와 같이 가슴벨트형 방식으로 체표면에 표면전극을 부착하여 심장의 전기활동을 측정하고 이를 기반으로 심박을 추정하는 방식이 가장 많이 활용

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering ,
KonKuk University, Korea.
E-mail: jwlee95@kku.ac.kr

* Dept. of Biomedical Engineering, KonKuk University, Korea

** Dept. of Clothing and Textiles, Yonsei University, Korea

***Hanwha Systems Co.,Ltd

Received : October 25, 2018; Accepted : November 18, 2018

이 되고 있는데, 이는 실제 심장의 전기적 활동을 부분적으로 측정함으로써, 부정맥(Arrhythmia)과 같은 심장의 이상 징후를 사전에 모니터링할 수 있기 때문이다[4]. 그러나 표면전극을 체표면에 일정하게 밀착시켜야 하기 때문에 강한 압박에 의한 착용감에 문제가 있으며, 수영이나 흡식 호흡을 필요로 하는 활동에서는 전극이 움직이는 문제가 있으나, 일단 강한 압박으로 착용하면 어느 정도의 움직임에 의한 잡음을 사전에 방지할 수 있어 아직 까지도 스포츠분야에서 많이 활용되고 있다[6]. 그림 1은 심장활동을 측정하기 위한 대표적인 웨어러블 장치들이다.

체표면에서 심장의 전기활동을 측정하는 방법은 심장의 활동을 가장 잘 반영하는 생체신호로, 기본적인 심장의 상태를 이해할 수 있는 매우 중요한 지표이다. 특히, 극한상황에 노출된 피검자의 경우, 생명의 활동을 보여주는 신호이자 현재의 피검자의 상태를 추출할 수 있는 아주 중요한 지표이기도 하다.

따라서, 본 연구에서는 웨어러블 형태의 심전도 측정신호와 임상적 심전도 신호와의 상관관계를 고찰하고, 복수개의 측정 장치를 통하여 측정된 심장의 전기활동 신호가 어떻게 임상적으로 연계되는가를 살펴보고자 한다. 이를 위한 표준사지리드(Standard Limb Lead)의 Lead-I, Lead-II를 기준으로 거리를 나누어 측정되는 신호들의 상관관계를 고찰하고, 심장의 전기쌍극자(Electric Dipole) 모델에 의한 신호의 합성에 대하여 살펴보고자 한다.



그림 1 심장활동을 측정하기 위한 대표적인 웨어러블 장치들
Fig. 1 Typical wearable devices for measuring heart activity

2. 본 론

2.1 웨어러블 심장전기활동 측정 이론

2.1.1 임상 심전도의 측정 원리

심전도는 탈분극과 재분극 과정을 거치면서 각각의 시간에 심장의 전기적 활동을 해석하여 얻을 수 있으며 심장 박동 수, 심장의 크기와 위치, 심장의 손상 여부 등의 생체 정보를 포함하고 있기 때문에 임상에서 많이 사용되고 있는 생체 신호이다.

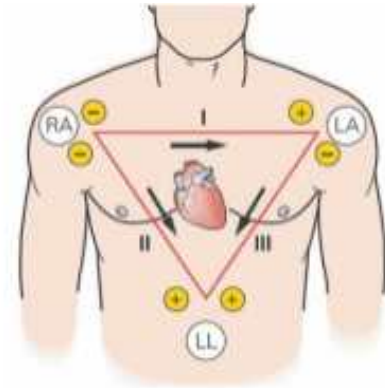


그림 2 사지 유도 법에 의한 심전도 측정 원리
Fig. 2 Principles of Electrocardiography by Standard limb lead Method

그림 2는 표준 사지 유도법(standard limb lead)을 통한 심전도의 측정 원리를 나타낸다. Lead-I은 왼손(+)과 오른손(-)의 전위차이며 Lead-II는 왼발(+)과 오른손(-)의 전위차이고 Lead-III가 왼발(+)과 왼손(-)의 전위차일 때 Einthoven의 정삼각형 법칙에 의하여 Lead-II는 Lead-I과 Lead-III의 벡터 합으로 표현 가능하다. 표준사지 유도 법으로는 심장의 종단면의 전기신호를 측정할 수 있다. 우리의 몸통이 균질한 무한 도체라고 간주하는 모형을 사용하고, 모든 심근세포가 각 전극으로부터 동일한 거리에 있다고 가정한다. 쌍극 유도 심전도 측정은 심장을 하나 또는 복수개의 전기쌍극자(dipole) 소스(source)로 간주하고, 소스로 부터 떨어진 두 지점간의 전위를 구하는 방식이다. 기존의 흉부 유도 법은 공통 접지를 두고서 각 전극에서의 단일 신호를 측정하였지만 연구에서 사용된 방법은 공통 접지를 둔 채로 두 점 간의 신호의 차동신호를 분석하였다.

2.1.2 심장 쌍극자(Heart Dipole)모델

심장의 전기적 활동은 볼륨도체(volume-conductor)에 놓여진 생체전기 발전기로 나타낼 수 있다. 이 발전기는 일반적으로 수학, 물리적 또는 순전히 직관적인 원리에 따라 선택되는 어떤 고정점(fixed point)에 위치한 쌍극자(전압 또는 전류)로 볼 수 있는 것이다. 쌍극자 모멘트는 일반적으로 벡터 \vec{p} 로 나타내지만, 탈분극(depolarization) 및 재분극(repolarization)시 크기와 방향이 달라지게 된다.

그림 3은 전기 쌍극자의 기하학 구조를 나타낸다. 쌍극 유도 심전도 측정은 심장을 하나 또는 복수개의 쌍극자(Dipole) 소스로 간주하고, r_1, r_2 만큼의 거리에 있는 두 지점간의 전위를 구하는 방식을 의미하며, 일반적으로 계산을 단순화하기 위하여 심장을 하나의 전기 쌍극자(Electric Dipole)로 간주한다[7][8]. 따라서 쌍극자 벡터 \vec{p} 에서 r 만큼 떨어진 곳의 전위는 다음 그림 3과 같이, 점 A, B에서 p 의 전위차를 계산하기 위한 식으로 표현되고 식 (1)에 의해 두 지점의 전위차를 계산할 수 있다.

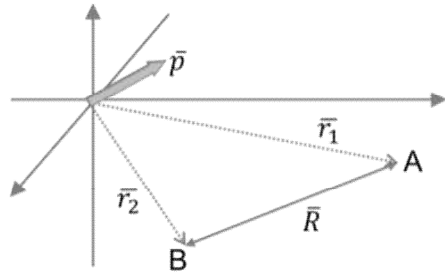


그림 3 전기 쌍극자의 기하학 구조
 Fig. 3 The geometry of an electric dipole.

$$v(\vec{r}_2, \vec{r}_1) = \frac{\vec{p} \cdot (\vec{r}_2 - \vec{r}_1)}{4\pi\epsilon_0 |\vec{r}_2 - \vec{r}_1|^3} \quad (1)$$

체표면에서의 전극간 거리를 $\vec{R} = \vec{r}_2 - \vec{r}_1$ 로 표시하면, 식 (2)는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$v(\vec{r}_2, \vec{r}_1) = \frac{\vec{p} \cdot \vec{R}}{4\pi\epsilon_0 |\vec{r}_2 - \vec{r}_1|^3} \quad (2)$$

결국, 몸통을 하나의 균일한 매질로 가정하고, 몸통을 일정한 반지름을 가지는 타원형으로 간주한다면, 식 (2)를 이용하여 체표면 상의 임의의 두 점간의 전위를 측정할 수 있게 되며 이 식에서 표현된 ϵ_0 는 쌍극자 모멘트에 의해 결정되어지는 유전상수이다. 이 관계를 표준사지전극 Lead-II 유도에 의한 전위와 패치전극을 이용하여 측정된 전위의 관계를 단순화된 모델위에 같이 표시하면 다음의 그림 4와 같다.

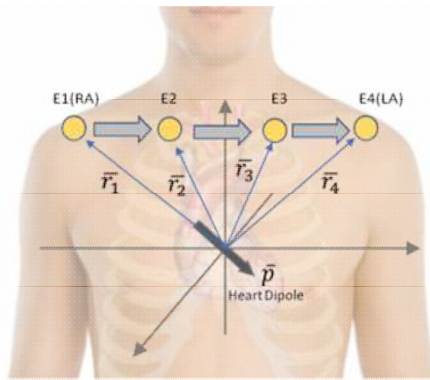


그림 4 심장 전기쌍극자의 몸통 모델과 측정 전위와의 관계.
 Fig. 4 Relationship between body model and measured potential of cardiac electrical dipole

임상에서 측정하는 심전도의 Lead-I 유도에 의한 측정은 다음의 식 (3)과 같이 표시할 수 있으며, 중간에 전극거리를 짧게 가지고 간, V3지점과 V2지점 사이의 전위측정은 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$LEAD-I = \frac{\vec{p} \cdot (\overline{LA} - \overline{RA})}{4\pi\epsilon_0 |\overline{r}_4 - \overline{r}_1|^3} = \frac{\vec{p} \cdot |\overline{r}_4 - \overline{r}_1|}{4\pi\epsilon_0 |\overline{r}_4 - \overline{r}_1|^3} \quad (3)$$

$$v(\overline{r}_3, \overline{r}_2) = \frac{\vec{p} \cdot (\overline{V3} - \overline{V2})}{4\pi\epsilon_0 |\overline{r}_3 - \overline{r}_2|^3} = \frac{\vec{p} \cdot |\overline{r}_3 - \overline{r}_2|}{4\pi\epsilon_0 |\overline{r}_3 - \overline{r}_2|^3} \quad (4)$$

결국, 측정하려는 위치가 임상심전도 Lead-I 유도 전극의 최단거리 궤적 위에 있으면 중간에 위치한 전극에 계속되는 전위는 Lead-I 전위의 일부분이 되는 것이다. 이는 전계(Electric Field)가 보존계(conservative field)라는 전자기학 이론과 일치하게 된다[9]. 결국, 임상 Lead-I 전극 유도 선상에 측정전극이 복수개로 배열하면, 복수개의 전극을 통하여 측정된 전위의 산술적 합은 임상 Lead-I의 전위가 된다는 의미이며, 이를 수식으로 표시하면 다음의 식 (5)와 같다.

$$V_{LA-RA} = V_I = - \int_{LA}^{RA} E \cdot dL = \sum_{i=1}^{N-1} V_{i,i+1} \quad (5)$$

따라서, 체표면에 다수의 쌍극유도 전극을 이용하여, 표면전위를 측정하는 경우, 표준 임상심전도 측정 방향을 고려하여 전극을 배치하는 경우에는 임상 심전도와 유사한 심장의 전기활동 신호를 얻을 수 있는 것이다.

2.2 임상심전도와의 상관성을 고찰하기 위한 실험

2.2.1 실험의 구성 및 다채널 생체전위 측정 모듈의 구현

생체신호를 차동 증폭하기 위해 계장 증폭기(Instrument Amplifier)가 내장된 ADS1299 Chipset(Texas Instruments, U.S.A.)을 사용하여 회로를 구성하였다. 최종 출력단에는 낮은 오프셋 전압($5 \mu V$), 단일전원 구동의 특성을 갖는 증폭기 OPA235(Texas Instruments, U.S.A)를 버퍼를 사용하였다. 1차 증폭단에서 10배의 증폭을 얻도록 설계하였으며 2차 증폭단에서는 20배의 증폭을 통해 총 200배의 증폭비를 가지도록 회로를 설계하였다. 이렇게 구성된 단일칩 생체신호 AFE를 통해 0.01 Hz~120 Hz 대역의 심전도를 검출 할 수 있도록 설계하였다. 전원잡음 제거를 위한 Notch필터 등의 후처리를 위한 신호처리 알고리즘은 Python(2.7.13), Numpy(1.13.1), Matplotlib(2.0.2)를 이용하여 구현하였다. 기준신호인 표준 심전도는 Biopac MP150C(Biopac systems, Inc, U.S.A.)플랫폼에 ECG100C 모듈을 이용하여 데이터

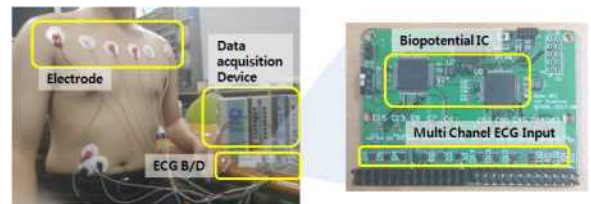


그림 5 실험구성 및 다채널 생체전위 측정 모듈
 Fig. 5 Experiment configuration and multi-channel bio-potential measurement module

를 측정($f_s=1$ kHz) 및 저장을 하였다. 신호의 증폭비와 측정 주파수 대역은 동일하게 설정하였다. 그림 5는 생체신호를 측정하기 위한 실험 환경의 구성 및 이를 위해 제작된 생체전위 측정 모듈이다.

2.2.2 실험 프로토콜

측정 실험은 표준 임상에서 기준이 되는 Lead-I과 Lead-II 측정을 기준으로, 전극간의 거리가 변화하였을 때와 기준 전극의 측정 궤적 안에 위치하는 복수개의 전위측정을 시행하였다. 측정 대상은 특별한 심장관련 질환이 없는 성인남자(23±2세) 4명을 대상으로 측정하였으며, 측정 위치는 다음의 그림 6과 같다.

2.3 실험 결과

2.3.1 전극간 거리 변화에 따른 심장전기활동 측정신호의 비교

실험 1은 표준전극의 신호에 대하여, 측정 전극간 거리의 변화에 따른 생체신호의 변화를 관측하기 위하여, 그림 6과 같은 전극을 부착하고 측정실험을 시행하였다. 전극 E1-E6의 위치는 양극 사지유도의 Lead-I의 신호에 대응하며, 이를 기준으로 파형의 변화를 비교하였다.

임상표준 전극 Lead-I의 방향은 목덜미 밑에서 어깨와 연결되는 뼈, 즉 쇄골 또는 빗장뼈(Clavicle)와 같은 방향으로, 측정 전극들(E1, E6)은 일반적으로 심장이 위치하는 흉골(sternum)보다는 위쪽에 위치하게 된다. 따라서 흉골을 중심으로 측정전극간

거리를 변화시키게 되면 측정되는 심장의 전기활동 신호의 모양은 거의 변화가 없이, 측정되는 신호의 크기(magnitude)가 거리에 거의 선형적으로 비례하여 감소하게 된다[식 (4)]. Y축을 하나의 고정 스케일(scale)로 고정하면 다음의 그림 7과 같이 된다.

그림 7의 결과를 보면, 측정간의 거리를 가능한 길게 하는 것이 심장의 전기활동을 보다 정확하게 측정한다는 점은 명확하다. 따라서, 일반적인 웨어러블 형태의 심장전기활동 측정은 표준임

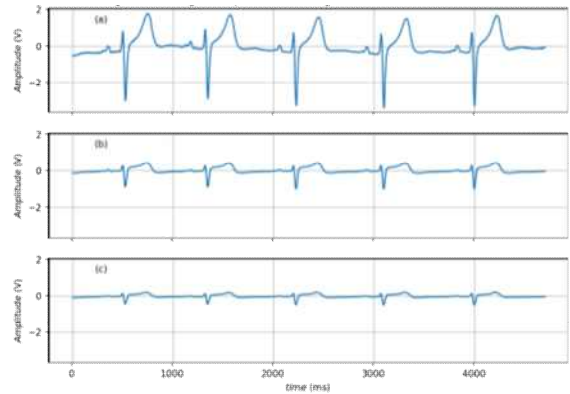


그림 7 측정 전극간 거리변화에 따른 심장전기활동 측정신호(실험 1; Lead-I 방향, Y축 고정)
(a) E6-E1(LA-RA), (b) E5-E2 (c) E4-E3

Fig. 7 Measured signal of electrical activity of the heart according to change of distance between electrodes (Experiment 1; Lead-I direction, Fixed Y-scale)

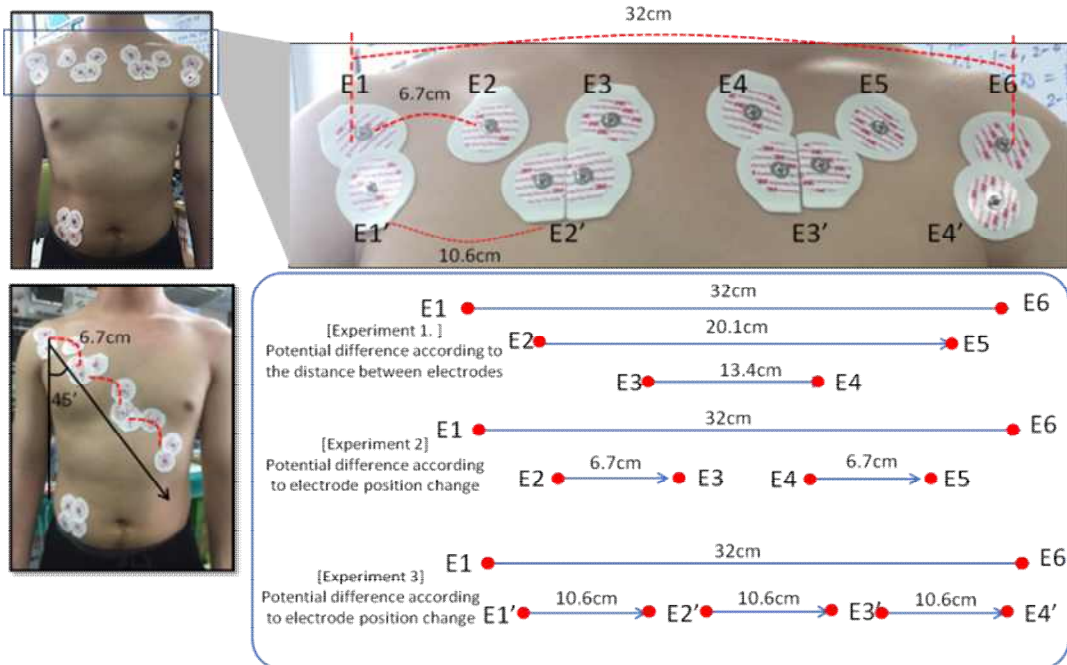


그림 6 표준임상 심전도와 전극간 거리 및 위치에 따른 변화를 관찰하기 위한 전극배열 구성.

Fig. 6 Electrode Arrangement for Observing Changes of Standard Clinical Electrocardiogram

상 심전도보다는 작은 크기를 갖는 신호가 관측이 되며, 임상적인 유의성을 평가하기에는 부족하게 된다. 표준 양극 사지 리드(bipolar limb lead)에서 가장 측정신호가 크게 나오는 Lead-II의 경우에도 이와 비슷한 경향이 나타나는 것을 그림 8의 결과를 통해 확인할 수 있다.

2.3.2 측정전극 위치 변화에 따른 심장전기활동 측정신호의 비교

실험 2는 고정된 측정 전극간 거리(약 6.7 cm)를 유지 하면서, 흉골을 중심으로 좌측과 우측에서 심장의 전기활동을 동시에 측정하였다. 전극간의 거리를 6~7 cm로 고정된 이유는 흉골을 중심으로 좌측에 E2-E3전극, 그리고 E4-E5와 대칭을 이루고 있어서이며, 심장을 중심으로 좌우측의 심근의 수축을 잘 반영하고 있기 때문이다. 전극 E1-E6는 양극 사지유도의 Lead-I 또는 Lead-II의 신호에 대응하도록 하였으며, 이를 기준파형으로 변화를 비교하였다.

그림 9의 결과를 보면, 전극 E3-E2에서 측정된 파형의 피크(peak)모양이 표준 Lead-I의 파형(그림9-a)의 피크대비 반대로 나타나는 현상을 보여준다. 이는 심방의 전기 전도에 의한 근육 섬유층의 총 생체전기 벡터의 방향이 우심방(Right atrium)에서 좌심방(left atrium)으로 전이됨에 따라 측정전극의 극성이 반대(negative)로 나타나는 현상을 보여주는 것이다. 전극 E5-E4에서 측정된 신호의 경우(그림 9-c), 표준 파형(a)와 매우 유사한 모양을 하고 있는 것을 확인할 수 있다.

Lead-II방향으로도 같은 전극 구성을 하여 실험을 한 경우에도 Lead-I과 유사한 경향을 나타내고 있다(그림 10). 흉골에서 약간 좌측(몸통기준)으로 치우쳐 있는 심장을 중심으로 Lead-II 방향(오른손에서 왼쪽다리 방향)으로 측정된 결과를 보여준다.

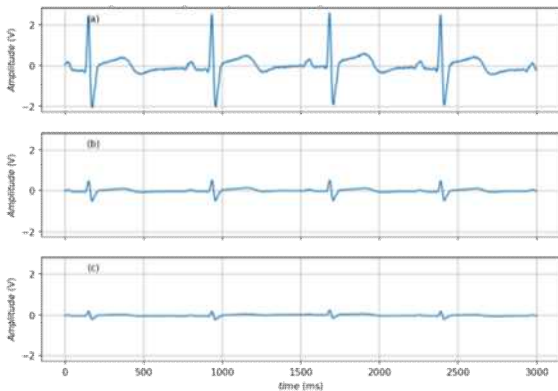


그림 8 측정 전극간 거리변화에 따른 심장전기활동 측정신호(실험1; Lead-II방향, Y축 고정)
(a) E6-E1(LA-RA), (b) E5-E2 (c) E4-E3

Fig. 8 Measured signal of electrical activity of the heart according to change of distance between electrodes (Experiment 1; Lead-I direction, Fixed Y-scale)

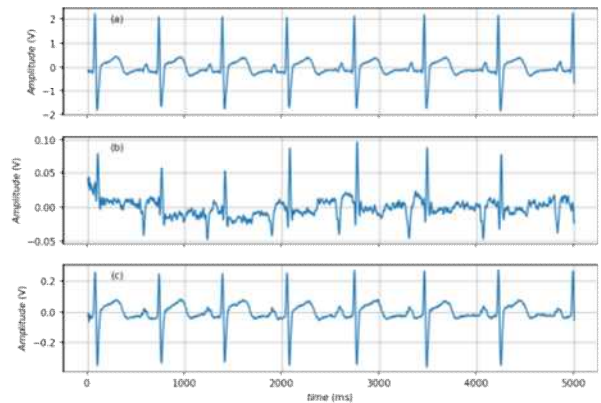


그림 9 측정전극의 위치변화에 따른 심장전기활동 측정신호(실험2; Lead-I방향)
(a) E6-E1(LA-RA), (b) E3-E2 (c) E5-E4

Fig. 9 Measured signal of electrical activity of the heart according to change of electrode positions (Experiment 2; Lead-I direction)

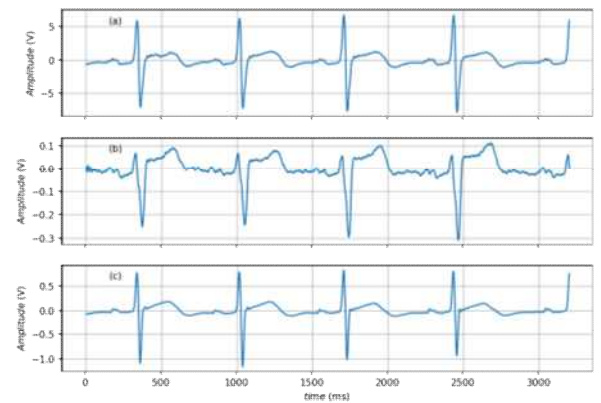


그림 10 측정전극의 위치변화에 따른 심장전기활동 측정신호(실험2; Lead-II 방향)
(a) E6-E1(LL-RA), (b) E3-E2 (c) E5-E4

Fig. 10 Measured signal of electrical activity of the heart according to change of electrode positions (Experiment 2; Lead-II direction)

E3-E2전극의 측정에서(그림10-b)심실의 수축에 기인한 심실근 섬유층의 총 생체전기 벡터의 방향은 왼쪽다리 방향으로 이동함으로써 음의 극성을 가지는 피크가 더 크게 나타나는 현상을 볼 수 있으며, E5-E4전극의 신호(그림 10-c)파형은 기준파형(Lead-II, LL-RA)과 매우 유사한 측정결과를 보여 주고 있다.

이 실험에서도 전극간 거리에 의한 영향은 그림 11처럼, 전극간 거리가 긴 쪽에서 측정된 전위신호가 더 크게 측정된다는 것을 확인할 수 있다. 결국, 전극간 거리는 가능한 길게 하는 것이 더 유리하다는 결론을 얻을 수 있다.

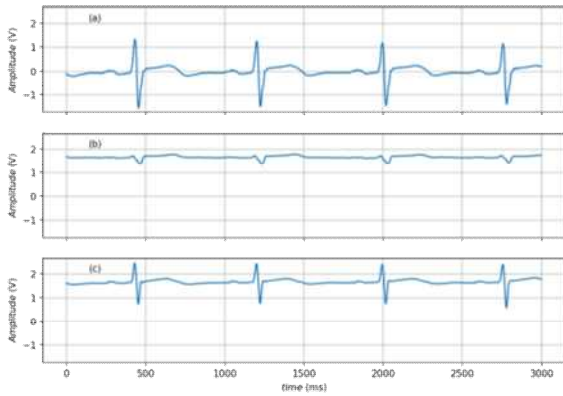


그림 11 측정전극의 위치변화에 따른 심장전기활동 측정신호(실험2; Lead-II방향, Y축-고정)
 (a) E6-E1(LL-RA), (b) E3-E2 (c) E5-E4
Fig. 11 Measured signal of electrical activity of the heart according to change of electrode positions (Experiment 2; Lead-II direction, Fixed Y-Scale)

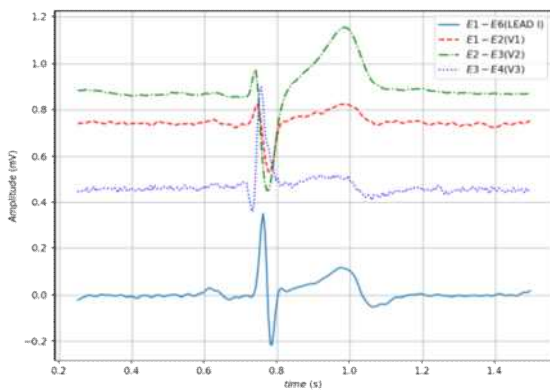


그림 12 심전도 합성을 위한 다중전극을 이용한 측정 신호
Fig. 12 Measured signal of electrical activity of the heart using multiple electrodes for ECG synthesis

2.3.3 다중전극에 의한 심전도 파형의 합성

앞의 실험을 기반으로, 심장을 하나의 전기쌍극자(electric dipole)모델로 간주하고 체표면에서 측정된 신호를 이용한 합성이 가능하다는 것을 확인하기 위하여, 그림 6의 실험3을 시행하였다. 기본으로 Lead-I의 전극(E1-E6)를 측정하고 동시에 E1'-E2', E2'-E3', 그리고 E3'-E4' 전극으로 심장전기활동 신호를 동시에 측정하였다(그림 12).

각각의 양극 전극에서 측정된 신호는, 심장을 중심으로 심방, 심실의 수축신호가 전극에 근접하는 경우와 멀어지는 경우에 생체표면 전위가 변화하는 것을 확인할 수 있다. 결국, 심장을 하나의 전기쌍극자로 본다면, 각각의 전극에서 측정된 신호의 벡터적인 합은 하나의 전위를 만들어 낼 것이며, 결국 인체가 완벽한 매질, 즉 전계를 손실 없이 그대로 전파(propagation)할 수 있는

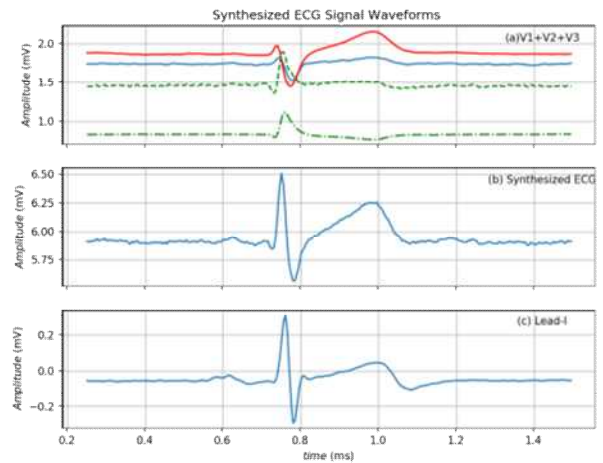


그림 13 다중전극 측정신호의 오프셋에 의한 심전도 합성의 영향
Fig. 13 Effect of electrocardiogram synthesis by offset of multi-electrode measurement signal

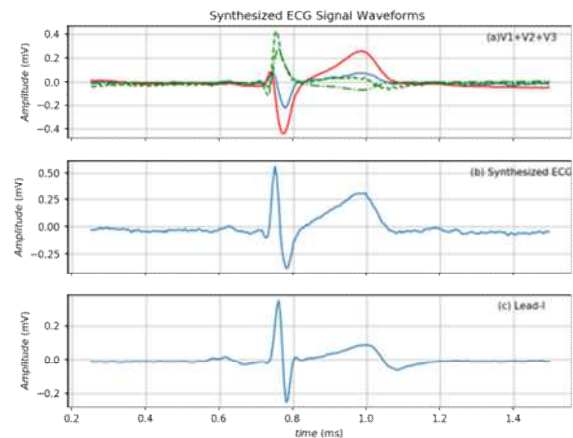


그림 14 다중전극 측정신호의 오프셋을 제거한 심전도 합성
Fig. 14 Electrocardiogram synthesis with offset of multi-electrode measurement signal removed

매질이 아니기 때문에 근소한 오차를 포함하고 있을 것이다. 또한, 각각의 전극은 체표면과 전극간의 접촉 부위에서 발생하는 각기 다른 '반쪽전지 전위(half-cell potential)'를 포함하고 있어, 측정된 신호의 오프셋 전위(offset potential)가 서로 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그러나 이 오프셋 전위는 합성 파형에 별다른 영향을 미치지 못하는 것이다. 각각의 전극에서 측정된 오프셋 전위는 광역의 의미로 항상 존재하고 있는 상수로 간주해도 무방하기 때문이다. 다음의 그림 13과 그림 14는 오프셋을 제거하기 전과 제거한 후의 합성파형을 보여준다. 합성한 결과는 오프셋에 전혀 영향을 받지 않는 것을 확인할 수 있다.

실험에 참여한 4명의 합성된 심전도는 기준 심전도(Lead-I, Lead-II)대비 0.9113(± 0.0169)의 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient)를 보이고 있어 매우 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

표 1 심전도 합성파형과 다중전극 신호와의 피어슨 상관계수
Table 1 Pearson Correlation Coefficient of Electrocardiogram Synthesis Waveform and Multi-electrode Signal

피검자	A	B	C	D	Average (±std)
Lead I	0.9027	0.8934	0.9323	0.9232	0.9129 (±0.0180)
Lead II	0.9234	0.8878	0.9189	0.9087	0.9097 (±0.0158)

3. 결 론

이에 본 연구에서는 체표면에서 표준 심전도 전극의 구성을 따르지 않은 경우의 측정신호에 대하여, 측정전극 거리 변화와 위치에 따른 측정신호의 변화실험을 진행하였으며, 심장의 전기쌍극자 모델에 근거하여, 임상표준보다 짧은 거리의 전극 구성으로 측정된 다수의 표면전위를 합성하여 임상 심전도와의 유사성을 확인할 수 있었다. 심장의 전기활동을 정확하게 측정하기 위해서는 전극간의 거리가 가능한 멀리 배치해야 한다는 점이다. 임상 사지리드 유도법은 인체에서 가장 멀리 떨어진 왼팔과 오른팔의 손목 부위에 전극을 위치시키는 것은 바로 이런 이유에서이다. 본 연구에서 기준으로 사용한 유도전극(Lead-I, Lead-II)는 표준 사지유도 전극을 움직임에 의한 잡음을 최소화하기 위하여 몸통(torso)에 부착하는 방법을 기준으로 하였다. 전극간 거리의 변화는 전자기학적 관점에서 전계의 이동 거리가 선형적으로 비례하는 것으로 되어 있으나, 이는 측정대상인 인체가 하나의 동일한 성질을 가지는 매질(media)이 아니기 때문에 전극거리에 따른 측정신호의 감소는 상이한 차이를 발생시키게 된다[10]. 그러나 측정 전극간 거리의 감소에 의한 측정신호 감소의 현상은 명확하게 확인할 수 있었다. 측정 전극의 위치도 측정신호의 변화를 일으킨다. 심장은 보통 자기의 주먹만 한 크기로, 가슴 한가운데 흉골(sternum)을 기준으로 왼쪽에 약간 치우쳐 있는 것으로 알려져 있다. 그러나 이 또한 통계적인 위치일 뿐, 개인마다 심장의 위치는 다르다. 이러한 이유로 심장의 전기활동을 측정하는 표준 전극들의 위치는 상대적으로 먼 거리에 전극을 위치시키게 된다. 본 연구에서는 측정전극의 간격을 심장크기 정도(약 7~13 cm)의 길이로 선정하여 심장을 중심으로 좌, 우에 위치시키면서 전기활동을 측정하였다. 그 결과 전극의 위치에 따른 측정 파형의 변화를 보다 정확히 확인할 수 있었다. 심근의 수축으로 인한 탈분극(depolarization)과 재분극(repolarization)으로 인한 심근의 쌍극자 모델은 표면전극에서 측정되는 전위(potential)의 방향을 나타내고 있으며, 전극에 다가오는 쌍극자는 양(+) 전위를, 멀어지는 쌍극자는 음(-) 전위를 나타내었으며, 심방(atrium)과 심실(ventricle)의 수축에 따른 전위를 확인할 수 있었다[11]. 따라서 심박(heart beat)을 측정하는 것을 목표로 하는 경우에는 측정 전극을 심실에 가까운 부위에 위치하여야 한다. 또한 본 연구에서는, 하나의 측정전극만을 이용하여 심장의 활동을 모니터링 하기 보다는 다수의 측정전극을 체표면에 위치하여 임상적으로 유

의한 표준 심전도 신호를 유도하는 방법을 실험하였다. 즉, 임상적으로 심장의 전기활동의 의미를 판단해야 하는 상황에서 다른 심전도기기를 연결하기보다는, 기본 소형의 측정장치에 측정전극과 신호처리 모듈을 추가적으로 부착 또는 연결함으로써 임상적으로 유의한 생체신호를 측정하는 것이 더 편리하고 효율적일 수 있기 때문이다. 이를 위하여 Lead-I전극 방향과 Lead-II전극 방향으로 측정전극간 거리를 3개의 구간으로 나누어 표면전위를 측정하였으며, 심장의 전기쌍극자 모델에 의거하여, 각각의 측정전극에서 측정된 신호를 합하여 하나의 합성 심전도를 만들고, 이를 기준 심전도와 상관성을 분석하였다. 전체적으로 90 % 이상 ($r=0.9113\pm0.0169$)의 피어슨 상관계수를 보여줌으로써, 임상에서 유용하게 활용될 수 있다는 가능성을 보여주었다. 따라서 하나의 측정방법만을 이용하여 심장의 활동을 모니터링 하기 보다는 다양한 형태의 복수개의 웨어러블 측정장치의 연계방안도 필요하다고 생각된다. 즉, 임상적으로 유의미를 판단해야 하는 상황에서는 새로운 측정기기를 연결하기보다는 기본 측정 장치에 전극이나 모듈을 추가적으로 부착 또는 연결함으로써 임상적으로 유의한 생체신호를 측정하는 것이 더 편리하고 효율적일 수 있다. 그러나, 다양한 피검자들을 대상으로 심전도 합성의 일반적인 가능성을 언급하기에는 대상자의 수가 많이 부족한 점이 있으며, 심장 전기쌍극자의 3차원적인 움직임에 의한 영향 및 양극/단극 유도에 의한 임상 심전도와의 상관성 분석 등 향후 추가적인 연구가 필요하다.

감사의 글

이 논문은 2018년도 한화시스템(주)의 재원을 지원받아 수행된 연구임.

References

- [1] E. Fung et al., "Electrocardiographic patch devices and contemporary wireless cardiac monitoring", *Frontiers in Physiology*, vol. 6, May 2015.
- [2] J. A. Walsh, E. J. Topol, and S. R. Steinhubl, "Novel Wireless Devices for Cardiac Monitoring", *Circulation*, vol. 130, no. 7, pp. 573-581, Aug. 2014.
- [3] A. M. Chan, N. Selvaraj, N. Ferdosi, and R. Narasimhan, "Wireless patch sensor for remote monitoring of heart rate, respiration, activity, and falls", *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6115-6118, 2013.
- [4] S. Meek and F. Morris, "ABC of clinical electrocardiography: Introduction. I-leads, rate, rhythm, and cardiac axis", *British Medical Journal*, vol. 324, no. 7334, pp. 415-418, 2002.

[5] M. Altini et al., "An ECG patch combining a customized ultra-low-power ECG SoC with Bluetooth low energy for long term ambulatory monitoring", *Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health*, p. 15, 2011.

[6] L. Kang-Hwi et al., "Implementation of Wearable Heart Activity Monitoring System having Modified Bipolar Electrode and Correlation Analysis with Clinical Electrocardiograph (ECG)", *The Transactions of The Korean Institute of Electrical Engineers*, vol. 57, no. 6, p. 1102~1108, Jun. 2008.

[7] E. Frank, "General Theory of Heart-Vector Projection", *Circ Res*, vol. 2, no. 3, pp. 258-270, May 1954.

[8] D. B. Geselowitz, "Dipole theory in electrocardiography", *The American Journal of Cardiology*, vol. 14, no. 3, pp. 301-306, Sep. 1964.

[9] W. H. Hayt, and J.A. Buck, *Engineering Electromagnetics*, 8th ed. New York: McGraw-Hill, 2012.

[10] J. E. Madias, "Manual-based versus automation-based measurements of the amplitude of QRS complexes and T waves in patients with changing edematous states: clinical implications", *Journal of Electrocardiology*, vol. 41, no. 1, pp. 15-18, Jan. 2008.

[11] J. E. Madias, "aVR, An Index of all ECG Limb Leads, with Clinical Utility for Monitoring of Patients with Edematous States, Including Heart Failure", *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 32, no. 12, pp. 1567-1576, Nov. 2009.



김 상 민 (Sang-Min Kim)
2018년 건국대학교 의학공학부 졸업
2018년~현재 동대학원 의학공학과 석사과정



이 혁 재 (Hyeok-Jae Lee)
2013년~현재 건국대학교 의학공학부 학사과정



민 경 진 (Kyoung-Jin Min)
2015년~현재 건국대학교 의학공학부 학사과정



강 현 규 (Hyun-Kyu Kang)
1985년 홍익대학교 컴퓨터공학과 학사
1987년 한국과학기술원 컴퓨터공학과(석사)
1997년 한국과학기술원 컴퓨터공학과(박사)
1987년~01년 한국전자통신연구원 책임연구원
2001년~현재 건국대학교 컴퓨터공학 부교수

저 자 소 개



이 강 휘 (Kang-Hwi Lee)
2007년 건국대학교 의학공학부 졸업
2009년 동대학원 석사
2010년~14년 JW중외메디칼연구소(선임)
2014년~현재 건국대학교 의학공학과 박사과정



이 성 수 (Seong-Su Lee)
2017년 건국대학교 의학공학부 졸업
2017년~현재 동대학원 의학공학과 석사과정



이 주 현 (Joo-Hyeon Lee)
1983년 연세대학교 의류환경학과 졸업
1985년 동대학원 석·박사('90년)
1992년 Parsons School of Design(A.A.S.)
1991~94년 He-Ro group in New York City, U.S.A.(Design Associate)
1995년~현재 연세대학교 의류환경학과 교수



곽 휘 권 (Hwye-Kuen Kwak)
2005년 충남대학교 전자공학과 졸업
2011년 동대학원 석사, 박사 졸업
2011년~현재 한화시스템 지상시스템팀



고 윤 수(Yun-Soo Ko)

1997년 충남대학교 전파공학과 석사
2008년 한국전자통신연구원 연구원
2008년~현재 한화시스템 지상시스템팀



이 정 환(Jeong-Whan Lee)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업
1994년 동대학원 석사, 박사('00년)
2000년~04년 삼성전자종합기술원(책임)
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 교수