

멀티채널 심전도 패치를 이용한 임상 심전도의 재구성에 관한 연구

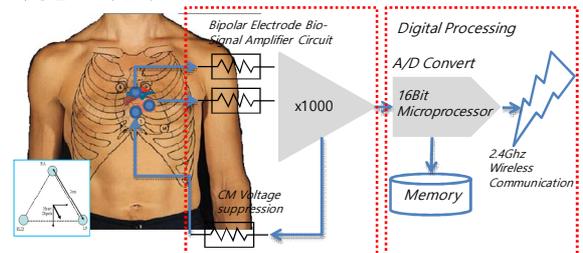
이영재, 이강휘, 강승진, 김경남, 이정환
건국대학교 의학공학과

Evaluation of reconstruction of clinical ECG using multi-channel ECG module

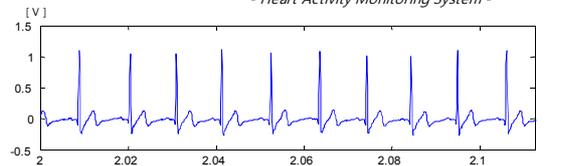
Young-Jae Lee, Kang-Hwi Lee, Seung-Jin Kang, Kyeng-Nam Kim, Jeong-Whan Lee
Konkuk university, Dept. Biomedical Engineering

Abstract - 현대인의 질병 중 심혈관계 질환의 증가로 인한 건강관리의 중요성이 더해감에 따라 소형 심전계의 필요성이 대두되어지며 운동과 같은 동잡음에 취약한 환경에서도 안정적인 신호를 얻기 위한 연구가 진행되어지고 있다. 본 논문에서는 측정 리드의 거리 최소화에 따른 연구로서 여러 개의 소형 심전도 모듈을 부착하였을 때의 각각의 신호가 임상심전도와 얼마나 유사하게 측정되어질 수 있는지에 대해 연구하였으며 심전도(ECG) 신호의 측정 원리를 위하여 심장 전기쌍극자 모델에 기반하여 전극간 거리를 최소화한 패치형 전극 측정 시스템을 개발하고, 2개 이상의 다중 패치전극 측정 시스템으로부터 측정된 심장전기 활동 신호를 합성하여 임상적 심전도와 유사성이 높은 전극신호 유도법을 개발하였다. 또한 이 유도법의 검증을 위하여 임상 심전도 측정장치의 결과와 상관성을 분석하였으며 최대 r 값은 0.859로 얻어졌다.

심장의 전기적 활동만을 모니터링하기 위한 시스템은, 체표면에 전극을 부착하여 생체증폭기로 증폭을 하면 어느 정도의 심장활동은 측정할 수 있으며, 다음의 그림 2는 그러한 목적으로 제작한 시스템의 구성과 측정된 파형을 보여준다.

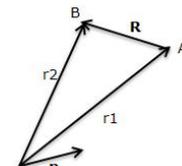


- Heart Activity Monitoring System -



- Measured signal of the Heart Activity -

<그림 2> 심장의 전기적 활동을 모니터링하기 위한 패치 시스템의 구성도 및 측정파형



<그림 3> 심장을 하나의 다이폴(dipole)로 간주한 도면

그림 2와 같은 소형의 전극을 이용하여 측정하는 원리는 그림 3과 같다. 쌍극 유도 심전도 측정은 심장을 하나 또는 복수개의 다이폴(Dipole) 전원으로 간주하고, r₁, r₂만큼의 거리에 있는 두 지점간의 전위를 구하는 방식으로, 일반적으로 문제를 단순화하기 위하여 심장을 하나의 전기 쌍극자(Dipole)로 간주한다[5]. 따라서 쌍극자 벡터 p 에서 r 만큼 떨어진 곳의 전위는 다음 그림4와 같이, 점 A, B에서 p의 전위차를 계산하기 위한 식으로 표현 되고 식(1)에 의해 두 지점의 전위차를 계산할 수 있다

$$v(r_2, r_1) = \frac{\vec{p} \cdot (r_2 - r_1)}{4\pi\sigma_0 r^3} \tag{1}$$

체표면에서의 전극간 거리를 $\vec{R} = (r_2 - r_1)$ 으로 표시하면 식(1)은 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$v(r_2, r_1) = \frac{\vec{p} \cdot \vec{R}}{4\pi\sigma_0 r^3} \tag{2}$$

결국, 몸통을 하나의 균일한 매질로 가정하고, 몸통을 일정한 반지름을 가지는 타원형으로 간주한다면, 식(3)을 이용하여 체표면 상의 임의의 두 점간의 전위를 측정할 수 있게 된다. 이 관계를 표준사지전극 LEAD II 유도에 의한 전위와 패치전극을 이용하여 측정된 전위의 관계를 단순화 된 모델위에 같이 표시하면 다음의 그림 4와 같다.

1. 서 론

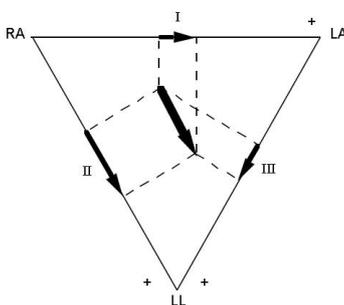
U-health에 대한 관심의 높아지면서, 일상생활에서도 건강신호(Vital Sign)를 모니터링하고 이를 분석하려는 새로운 기술들이 시도되고 있다. 섬유형 전극을 이용한 심전도의 측정, 손목형 밴드 또는 반지형 심박 검출모듈, 가슴 밴드형 혹은 장갑형 심박검출 등, 다양한 응용기술들이 시도되고 있으나[1], 일반인들의 건강보조기구로서 인식되어 활용성이 높지 않다. 건강에 대한 측정 신호는 개인으로 하여금 건강에 대한 관심을 높일 수 있어야 하지만, 임상병원 의사들에게도 건강과 관련된 정보를 전달함으로써 일상생활에서 개인의 건강을 모니터링 하는 u-health 디바이스로서의 의미가 더 있다고 할 수 있다.

이에 본 연구개발에서는, 전극간의 거리를 5cm 이내로 최소화한 패치형 생체전극 측정시스템을 개발하여, 2개 이상의 패치를 체표면에 부착 시킴으로써, 임상적 심전도와와의 상관성이 높은 측정 시스템을 개발하고자 한다.

2. 본 론

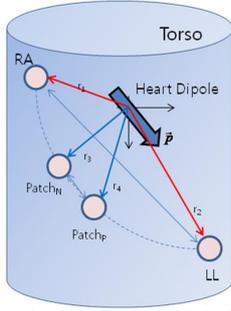
2.1 심장의 전기적 신호 측정 원리

임상 심전도 파형은 심근세포의 전기적 활동을 의미하는 것으로, 심전도를 해석한다는 것은 심장의 활동 상태를 분석하는 것으로, 1908년 아인트호벤(Einthoven)에 의하여 제안된 삼각법이 그 기초를 이루고 있다.



<그림 1> 아인트호벤의 삼각형

심장을 중앙에 하나의 전기쌍극자로 간주하고, 정삼각형 각각의 측면에 투영된 벡터가 체표면에서 측정된 표면전위, 즉 심전도인 것이다. 결국 사지리드 전극법은 심장의 전기쌍극자가 관상면에서의 움직임을 관측하는 것이다. 이 전기쌍극자를 횡단면에서 체표면에 나타나는 전위를 측정할 것이 흉부 전극인 것이다[2-4].



〈그림 4〉 심장 전기쌍극자의 몸통 모델과 측정 전위와의 관계

임상에서 측정하는 심전도의 LEAD II 유도에 의한 측정은 다음의 식 (3)과 같이 표시할 수 있으며, 패치형 전극을 이용한 전위의 측정은 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{LEAD II} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{LL} - \text{RA})}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3} = \frac{\vec{p} \cdot (r_2 - r_1)}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3} \quad (3)$$

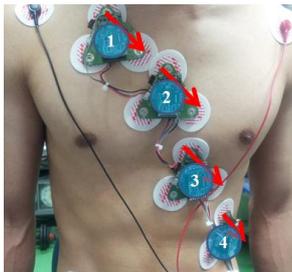
$$\text{Patch}_{P-N} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{Patch}_P - \text{Patch}_N)}{4\pi\sigma_0(r_4 - r_3)^3} = \frac{\vec{p} \cdot (r_4 - r_3)}{4\pi\sigma_0(r_4 - r_3)^3} \quad (4)$$

결국, 패치가 임상심전도 LEAD II 유도 전극의 궤적 위에 있으면 패치 전극에 의한 전위는 LEAD II 전위의 일부분이 되는 것이다. 이는 전계가 보존계라는 전자기학 이론과 일치하게 된다. 결국, 임상 LEAD II 전극 유도 선상에 패치의 전극이 복수로 배열하면, 복수개의 패치전극을 통하여 측정된 전위의 산술적 합은 임상 LEAD II의 전위가 된다는 의미이며, 이를 수식으로 표시하면 다음의 식(5)와 같다.

$$\text{LEAD II} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{LL} - \text{RA})}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3} = \sum_{i=1}^N \frac{\vec{p} \cdot (\text{Patch}_{P_i} - \text{Patch}_{N_i})}{4\pi\sigma_0(\text{Patch}_{P_i} - \text{Patch}_{N_i})^3} \quad (5)$$

3. 결 론

이의 가능성을 확인해 보기 위하여 다음의 그림5와 같은 실험으로 임상 심전도 LEAD II와 4개의 패치를 이용하여 측정된 신호는 그림 6과 같으며 임상 심전도 LEAD I, II와 비교한 그림은 7과 같다.

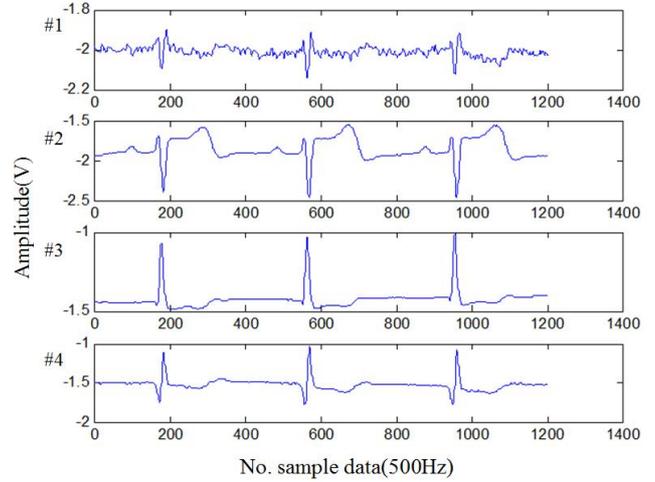


〈그림 5〉 LEAD II 방향으로 배치한 4개의 소형 심전계

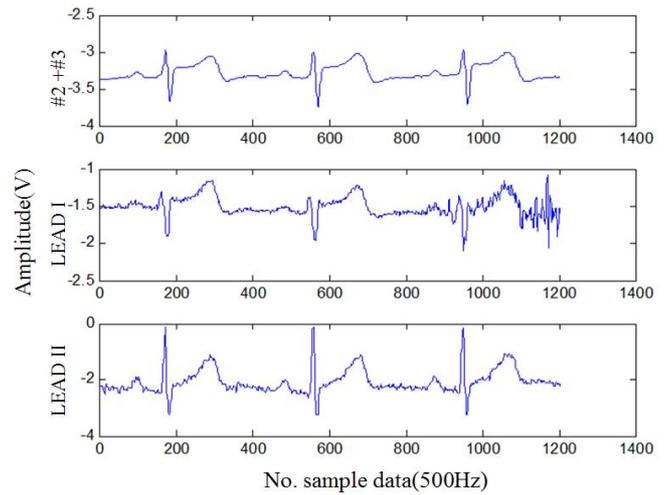
물론 많은 부분들이 가설들과 일치 하지는 않았지만, 복수 개의 패치형 전극을 이용한 임상 심전도의 유도는 가능성을 보여 주었으면, 추가적인 실험과 최적화를 통하여 전극의 부착위치, 부착법, 측정 파형의 신호처리 및 표준화된 합성방법 등을 연구한다면 보다 신뢰성 있는 임상 심전도의 합성이 가능하리라 생각되며, 본 연구개발을 통하여 이와 같은 문제점들을 해결할 계획이다.

〈표 1〉 패치형 심전계와 임상 심전도 LEAD II와의 상관계수

Subject	심전도 패치 번호				
	#1	#2	#3	#4	#2+#3
LJH	-0.236	0.770	-0.137	-0.741	0.859
LPJ	-0.207	0.645	-0.528	-0.253	0.633
PHJ	-0.495	0.477	-0.415	0.060	0.477
PYJ	0.2123	0.565	0.094	-0.702	0.651



〈그림 6〉 다중 패치전극을 이용한 4 부위에서의 심전도



〈그림 7〉 2번과 3번 위치의 심전도 파형의 합성과 임상심전도와의 비교

[감사의 글]

이 논문은 2012년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012R1A2A2A04045455)

[참 고 문 헌]

- [1] George E.Bergey , Russell D.Squires and William C.Sipple , "Electrocardiogram Recording with Pasteless Electrodes",IEEE, Trans.Biomed.Eng.Vol BME-18,No.3,pp.206-211,1971
- [2] John G. Webster, "Medical Instrumentation: Application and Design," Wiley, 1998.
- [3]James C. Huhta and John G. Webster,"60-Hz Interference in Electro cardiography",IEEE ,Trans.Biomed.Eng 20, vol 2, pp.91-101,1973
- [4] P.Zipp and H.Ahrens, "A Model of Bioelectrode Motion Artefact and Reduction of Artefact By Amplifier Input Stage Design" J.Biomed Eng, Vol1 pp.273-276 , 1979
- [5] ANTONIS A. ARMOUNDAS, ANDREW B. FELDMAN, RAMAKRISHNA MUKKAMALA, and RICHARD J. COHEN, "A Single Equivalent Moving Dipole Model: An Efficient Approach for Localizing Sites of Origin of Ventricular Electrical Activation", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 564 - 576, 2003