

## 생체신호 측정을 위한 자수 직물전극 디자인

### The Design of Embroidery Textile Electrodes for Biosignal Applications

강다혜\*<sup>†</sup>, 송하영\*, 이영재\*\*, 이정환\*\*, 이주현\*, 조하경\*, 조현승\*\*\*

연세대학교 의류환경학과\*

건국대학교 의학공학과\*\*

연세대학교 의류과학연구소\*\*\*

#### ABSTRACT

최근 직물전극을 의복에 적용하여 의복을 착용한 상태에서 심전도, 심박과 같은 생체신호를 측정하는 방법이 다양하게 연구되고 있다. 그러나 대부분 직물전극의 경우, 높은 임피던스와 피부-전극 간의 불안정한 접촉으로 인해 생체신호를 측정하는 것은 매우 어렵다는 문제점들이 지적되어 왔다. 이 논문에서는 피부-전극 간의 접촉을 향상시키기 위한 전극의 구조를 고안하여 의복에 적용함으로써, 착용자의 피부와 직물전극간의 접촉을 안정화시킨 후, ECG(Electrocardiogram)를 측정하였다. 본 연구의 실험에 사용한 전극의 특성 분석 방법으로는 전극의 임피던스와 그에 따른 ECG 를 측정하여 SNR 분석을 실시하였다. 직물전극의 두 가지 구조와 직물전극과 트랜스미터 연결 스냅간 접촉 방식에 따른 ECG 측정을 비교한 결과, 전극 구조와 전도성 paste 사용 여부는 모두 ECG 측정에 영향을 미쳤다.

*Keyword:* 직물전극, 생체신호, ECG, 임피던스, 접촉저항, 생체 모니터링 의류

## 1. 서론

유비쿼터스 컴퓨팅 시대가 시작되면서 사람들은 언제 어디서나 자신의 건강을 모니터링 할 수 있기를 희망하며, 일상적인 생활을 영위하는 동안 지속적인 건강관리를 받고 싶어 한다[1]. 신체의 건강을 모니터링 하기 위해 생체신호를 장시간 수집하기 위해서는, 장시간 사용이 가능한 전극의 개발이 가장

큰 문제로 대두되고 있다. 현재 널리 사용되는 의료용 생체신호 측정 전극들은 접착력이 좋고 임피던스 특성과 노이즈 차원에서의 문제점은 없지만, 장시간 부착 시 피부 발진을 일으키고, 고가격이며, 매번 새로운 전극을 사용을 해야 하는 한계점이 있다. 이러한 한계점 때문에 다른 방식의 전극들이 개발되기 시작했고[2], 직물전극이 그 중에 하나로 등장하였다. 직물전극을 통하여 생체 계측을 하는 방법은

연속적이고 무자각 적이며 매년 전극을 탈 부착 해야 하는 번거로움 없이 생체 신호를 측정하는 것이 가능하다[3]. 그러나 직물전극의 특성상 피부와의 접촉이 불안정하고 노이즈 레벨이 높게 나타나기 때문에 생체신호를 수집하는 방식으로는 아직도 개발 중에 있다[5] [6].

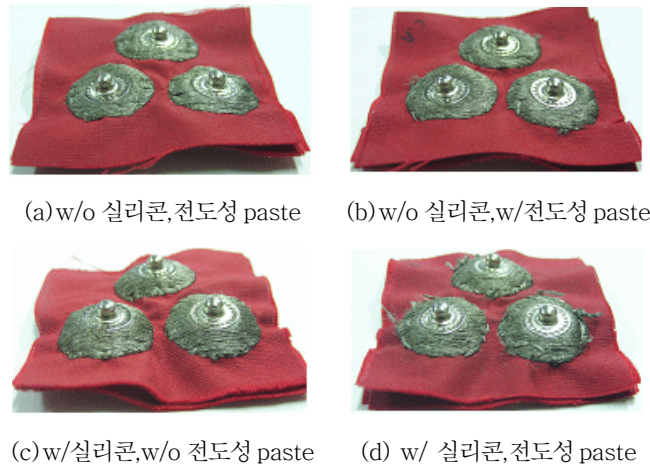
본 연구에서는 직물전극의 구조와 모듈과의 연결부위 역할을 하는 스냅 버튼간의 접촉 방식을 변화시킴으로써 어떠한 조건이 주어졌을 때, 피부 전극간의 임피던스가 최소화 되며 실제 ECG 측정 시 SNR(Signal to Noise Ratio)이 가장 높게 나타나는지 비교하였다.

## 2. 직물전극의 개발

직물전극을 개발하기 위해 은 코팅사가 사용되었고, 은 코팅사는 코팅 표면에 크랙이 발생하기 쉬우므로, 은 코팅사를 covering 가공하였다. Covering 가공 방법은 20de/1f 의 가는 폴리 core 에 40de/10f 의 필라멘트 상태의 은 코팅사를 각각 600TM 으로 커버링하여 100de/21f 의 은 커버링사를 개발하였다.

직물전극의 기본적인 형태는, 변형에 의한 저항을 최소화하기 위한 비신축성 폴리 100%의 소재 4\*4cm 의 정사각형 안에 세 전극간의 거리를 최소한으로 하여, 2cm 의 정삼각형 각 세 꼭지점에 지름 1.7cm 의 원형으로 개발한 은사를 사용하여 기계자수를 하였다. 직물전극은 두 개의 레이어로 이루어지는데 한 레이어는 지름 1.7cm 의 원형으로 기계자수를 하고, 다른 한 레이어에는 MP 150 ECG probe 와 접촉할 스냅버튼과 연결할 수 있도록 중심에 0.2cm 의 원형 공간을 남기고 지름 1.7cm 의 도넛형태 원형으로 기계자수를 하였다.

실험에 사용된 직물전극의 종류는 전극 구조의 변화와 전도성 paste 삽입 여부에 따라 네 가지 타입의 전극이 개발되었다. 전극 구조는 직물전극의 두 레이어 사이에 지름 0.6cm, 두께 0.3cm 의 실리콘 보호물의 삽입 여부로 변화를 주었다(그림 1).



[그림 1] 실험에 사용된 네 가지 전극

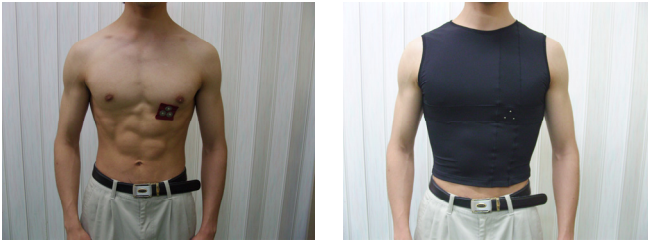
## 3. 실험 방법

### 3.1. 피험자

개발된 네 전극의 심전도 측정을 실험하기 위해 네 명의 건강한 남성 피험자를 선정하였다. 피험자의 평균 나이는 24.75 세, 신체적 사항은 평균 신장 168.75cm, 평균 체중 64.25kg 이다. 피험자는 실험이 있는 날에는 과격한 운동을 피하고 충분한 휴식을 취하여 안정된 상태에서 심전도 측정을 실험하였다.

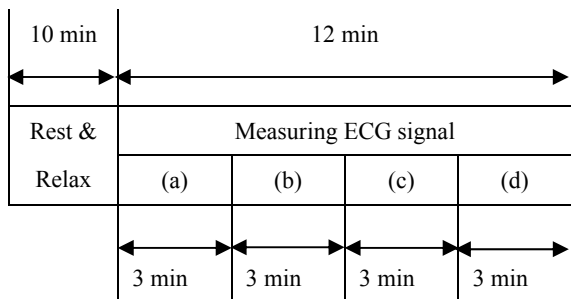
### 3.2. 실험 순서

네 가지 직물전극을 사용한 심전도 측정 실험은 각 전극 유형에 있어 두 가지 방식으로 진행되었다. 직물전극 자체의 효용성을 평가하기 위해 신체에 직물전극을 부착한 ‘nude 실험’ 그리고 착용자에게 직물전극을 적용한 의복을 착용시킨 후 의복을 통해 측정된 ‘의복 실험’ 을 수행하였다(그림 2). 실험을 하기 위해 개발한 의복은 전극위치의 변화를 최소화하기 위해 움직임의 영향을 덜 받도록 소매가 없는 형태의 셔츠로 고안되었다. 개발한 의복에 직물전극을 적용하는 방법으로는 전극의 표면을 피부에 닿게 하고 스냅버튼의 볼록한 부분을 세 점의 구멍으로 나오게 하여 MP 150 instrument Device 를 이용하여 측정하였다.



[그림 2] 두 가지 방식의 실험

실험은 실험실 내에서, 정적인 상태 혹은 가벼운 동작을 취하며 심전도를 측정하도록 진행되었고, 그림 3의 실험 순서를 ‘nude 실험’ 과 ‘의복 실험’ 으로 반복하여 측정하였다.



[그림 3] 실험 순서

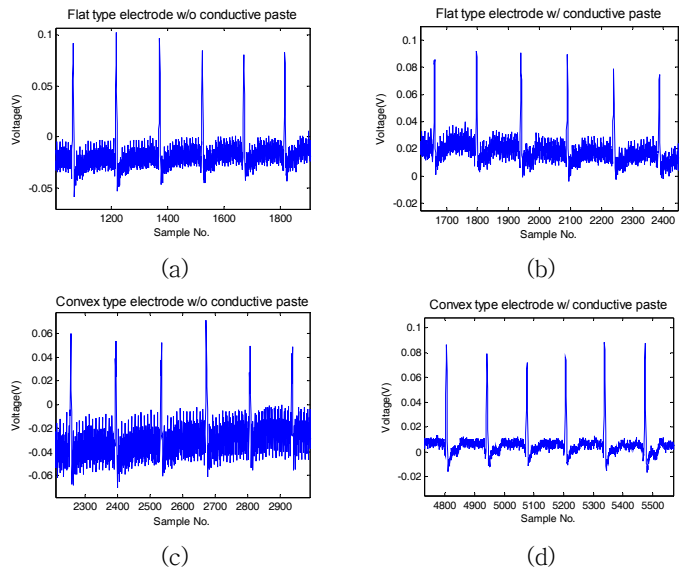
### 3.3. 분석 방법

본 연구에서 개발된 전극을 이용하여 ECG 신호를 측정 할 때 전극간의 간격이 좁기 때문에 standard lead 로는 측정이 불가능 하므로 chest lead 에서 V3 와 V4 사이 간에 신호를 차동증폭 하였다. 이 위치에서는 심실에서의 영향을 더 받지만 chest lead 에서의 각 포인트간으로 따졌을 때에 임상 심전도와 가장 유사하게 나오는 부분이다[4].

## 4. 결과

첫 번째 ‘nude 실험’ 결과, 신체에 직접 네 가지 직물전극을 부착하여 ECG 신호를 측정 하였을 때, (a)전극에서 가장 낮은 SNR 을 보였으며 신호의 magnitude 는 작고 노이즈는 상대적으로 크게

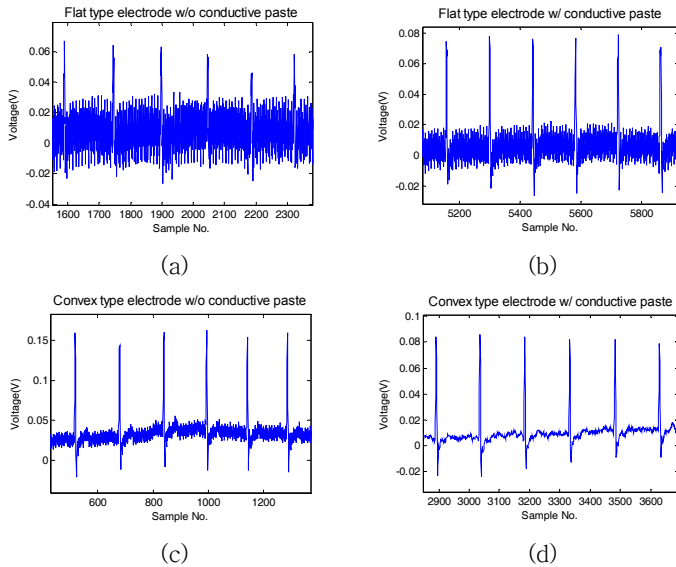
나타나는 특성을 보였다. 그 다음으로는 (c)전극이 낮은 SNR 을 보였으며 납작한 전극과 SNR 특성이 거의 나아지지 않았다. 그 다음으로 (c)전극이 SNR 이 좋았으며 전의 두 전극에 비해 신호의 magnitude 는 늘어나고 noise 는 감소하는 특성을 보였다. 마지막으로 (d)전극이 가장 우수한 성능을 보였다. 이 결과에 따르면 전극의 임피던스 특성이 좋은 전극일 수록 SNR 이 우수하게 나왔다(그림 4).



[그림 4] ‘nude 실험’ 으로 측정된 심전도 신호 비교

두 번째 ‘의복 실험’에서는 개발한 의복에 네 가지 전극 타입을 변화시키면서 심전도를 측정하였는데, 의복에 적용 시 접촉 불안정으로 인한 잡음이 심하게 섞이는 것을 볼 수 있었으며 magnitude 도 상당히 감소하는 면을 보였다. 가장 낮은 SNR 을 보인 것은 (a)전극으로 낮은 신호레벨과 심한 잡음이 검출되었으며 두 번째로는 (b)전극으로 (a)전극에 비해 2 배 높은 SNR 을 보였다. 다음으로 (c)전극도 그 전에 비해 2 배 높아졌으며 (d)전극이 가장 좋은 특성을 보였다(그림 5).

두 가지 실험 결과에 따르면 전극의 구조에 실리콘을 삽입하는 것과 conductive paste 를 첨가하는 방법 모두 전극의 SNR 향상에 도움이 되었다.



[그림 5] '의복 실험' 으로 측정된 심전도 신호 비교

## 5. 논의 및 결론

본 연구에서 개발한 직물전극 자체의 성능은 실험결과, 의복에 적용하여 측정하였을 때와 신체에 부착하여 측정하였을 때 모두 효과적인 측정결과를 가져왔다.

본 연구에서는 직물전극의 형태를 변화 시키고, 전극과 측정기가 연결되는 스냅버튼의 접촉상태를 달리하여 측정, 분석하였다. 직물전극에 실리콘을 삽입하여, 전극을 의복에 적용하였을 때 신체의 굴곡이나 움직임에 영향을 덜 받도록 피부-전극간의 접촉상태를 향상 시켰다. 또한 직물전극과 스냅버튼의 연결부분에 전도성 paste 를 소량 첨가하여 전도성을 높였다. 그 결과, 실리콘과 전도성 paste 를 삽입하여 개발한 전극이 임피던스 특성과 SNR 향상에 좋은 결과를 나타내었다. 개발된 직물전극은 누드바디에 부착하여 사용하는 기존의 의료용 생체신호 측정 전극과 같이 사용될 수도 있고, 의류에 적용하여 일상생활에서 착용하고 생체신호를 모니터링 하기도 가능하였다.

## 참고문헌

- [1] Aarts, E., Marzano, S. (2003): 'The New Everyday: Views on Ambient Intelligence,' *Philips, Rotterdam, Netherlands*.
- [2] Auger, M. J., Lymberis, A. (2004): 'Current and future R&D activities of the EC-IST programme in eHealth,' *Stud Health Technol Inform*, vol.108, pp.81-87.
- [3] Axisa, F., Schmitt, P. M., Gehin, C., Delhomme, G., McAdams, E., Dittmar, A. (2005): 'Flexible technologies and smart clothing for citizen medicine, home healthcare, and disease prevention,' *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol.9, no.3 pp.325-336.
- [4] Clifford, G. D., Azuaje, F., McSharry, P. (2006): 'Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis,' *Artech House*.
- [5] Puurtinen, M. M., Komulainen, S. M., Kauppinen, P. K. (2006): 'Measurement of noise and impedance of dry and wet textile electrodes, and textile electrodes with hydrogel,' *Proceedings of the 28th IEEE, EMBS Annual International Conference, New York City, USA*.
- [6] Rattfalt, L., Linden, M., Hult, P., Berglin, L., Ask, P. (2007): 'Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications,' *Med. Biol. Eng. Comput.* vol.45, no.12, pp.1251-1257.