

생체 신호 측정을 위한 섬유전극의 형태에 따른 전기적 특성 분석 및 비교

*이 영재¹⁾, 이 강휘¹⁾, 이 정환¹⁾, 강 다혜²⁾, 조 하경²⁾, 조 현승³⁾, 이 주현²⁾
¹⁾ 건국대학교 의료생명대학 의공학학과
²⁾ 연세대학교 의류환경학과
³⁾ 연세대학교 의류과학연구소

Analysis and comparison of textile electrode's electrical characteristics in several shapes for biopotential signals

*Youngjae Lee¹⁾, Kanghwi Lee¹⁾, JeongWhan Lee¹⁾, Dahye Kang²⁾, Hakyung Cho²⁾, Hyunseung Cho³⁾, Joohyeon Lee²⁾

¹⁾ Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University

²⁾ Dept. of Clothing and Textiles, Yonsei University

³⁾ Research Institute of Clothing and Textile Sciences, Yonsei University

Abstract - Many kinds of electrodes have been developed in various forms and shapes for measurement of bio potential signal. Textile electrode has benefit of collect long term data monitoring because of it is non-consciousness, convenient and do not occur skin irritation. However, It is very difficult to acquire available data due to high impedance of electrode and unstable skin-electrode contact which generate motion artifact. Also snap button which usually used as mediator between textile and measurement device cause change of electrical characteristics. In this paper, we inflated textile electrode to stabilize contact and add conductive silver paste between textile and snap button to improve conductance. To compare the performance of two methods, flat or inflated and add conductive paste or not, four types of electrodes are tested on each impedance and SNR by ECG measurement. In result, the first type electrode which flat and non-conductive paste showed the worst performance and the last type electrode which is inflated shape and contain conductive paste show the best performance.

2.1.1 섬유의 저항성

은사의 저항성을 측정하기 위한 방법으로 10개의 은사를 10cm 씩 자른 후 각각 10번씩 측정하였다. 1cm 당 30 ohm 정도의 저항 값을 나타내었으며 편차는 1cm 당 10 ohm 정도의 범위를 가진다.

2.1.2 섬유전극의 형태

섬유전극의 기본적인 형태는 1.7cm 지름의 원 모양 3개를 2cm 정삼각형 모양의 꼭지 점마다 배치하였다. 볼록한 형태를 만들기 위하여 2개의 레이어(layer)가 사용되었으며 피부와 닿는 하위 레이어(bottom layer)는 전극의 표면이 모두 은사로 채워진 모양이며 스냅버튼과 연결되는 상위 레이어(top layer)에는 스냅버튼의 머리(head)가 통과할 수 있도록 도넛 모양의 형태를 갖는다. <그림1>상위 레이어와 스냅 버튼의 전도성을 증가시키기 위하여 은 페이스트를 각각의 표면에 도포하였다. 볼록한 전극의 경우 두 개의 레이어를 박음질하기 전에 두께 3mm, 지름 6mm 정도의 실리콘을 삽입하였다. 스냅버튼까지 포함하였을 때 일반적인 전극의 두께는 3.6mm 이며 실리콘을 삽입한 전극의 두께는 7.2mm 이다.

1. 서 론

웨어러블 헬스 모니터링이 등장하면서 섬유전극을 통한 생체신호 측정이 대두되어지고 있다. 하지만 현 섬유전극의 형태는 납작한 구조여서 인체의 굴곡면에는 전극이 붙지 않는 현상이 발생하며 접촉을 안정화하기 위한 실리콘 겔이 필요하다. 이 경우 수차례 착용 시 실리콘 겔이 손상되고 매번 사용할 때마다 밀착부위를 닦아주어야 하며 세탁이 불가능하다는 단점이 있다¹⁾.

WEALTHY나 VTAMN에서도 기존의 전극이 가지는 문제점을 해결하기 위해서 전도성 섬유를 통한 전극을 개발하고 있다. WEALTHY는 전극이 위치하는 부위에만 전도성 실로 직조하는 방법을 사용하고 있다. 이 방법은 전극이 의복과 같이 직조되어진 것이므로 일체화에서는 우수하나 밀착성 문제로 인해 의복의 압착성이 필요하다. VTAMN에서는 스테인리스 스틸사로 제작된 전기 전도성 직물을 필요한 부위에 봉제하여 intelligent baby suit를 제작하였다. 하지만 역시 인체와의 접촉문제와 움직임에 따른 노이즈는 해결하지 못하였다.

그 외에도 도전성 섬유를 정사각형 고무에 감싼 후 도전성이 좋은 금속과 섬유를 접착시키는 방식으로 개발되어지기도 하였다. 하지만 금속-섬유간의 매개체에 따라서 전극의 전체 임피던스에 많은 영향을 끼친다는 사실을 나타내었다²⁾.

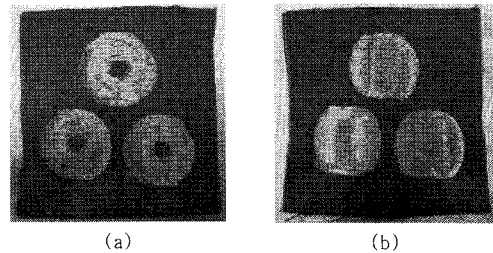
이처럼 섬유전극을 개발함에 있어서 전극이 겔 타입이 아닌 드라이 타입으로 밀착성 유지 여부와 섬유와 금속 간의 매개체의 성질에 따른 영향이 크게 미치는 것을 알 수 있다.

이 논문에서는 섬유전극의 형태가 납작함으로 인해 발생하는 문제점을 해결하기 위한 방법으로 전극의 모양을 볼록하게 함으로서 밀착성을 증대시켰으며 섬유와 금속간의 매개체를 은 페이스트를 사용함으로써 두 매질간의 접촉면적을 최대화하고 임피던스 특성을 향상시켰다. 그에 따른 심전도 신호 결과 시 분명한 성능의 향상이 보였으며 4개의 전극을 통한 실험에서 볼록한 모양의 전극과 은 페이스트를 첨가하는 방식이 어떤 응용차원에서 더 효과적인지 분석하였다.

2. 본 론

2.1 섬유 전극의 특성

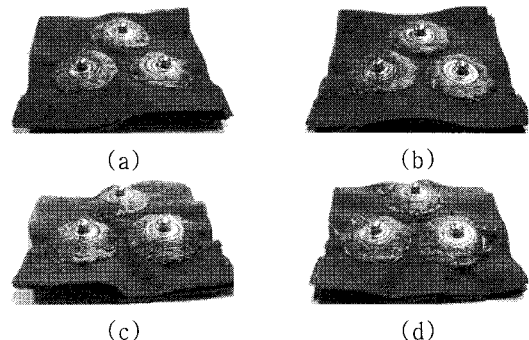
전도성 섬유로는 은 코팅사를 사용하였으며 필라멘트 상태의 은 코팅사는 손자수에는 사용이 가능하나 균열이 발생하고 자수기계에는 사용이 불가능하다. 따라서 나일론 코어를 기반으로 커버링(covering) 가공하였다. 은 코팅사의 은의 비율은 80%로 높은 값을 가진다.



<그림 1> 상위 레이어(a)와 하위 레이어(b)의 형태

2.1.3 섬유전극의 종류

실험에 사용된 섬유전극의 종류는 4가지이며 은 페이스트의 도포 유무와 볼록한 형태 여부에 따라 다른 전극을 구성하였다. 즉 납작하며 은 페이스트 불 포함, 납작하며 은 페이스트 포함, 볼록하며 은 페이스트 불 포함 그리고 볼록하며 은 페이스트 포함으로 4가지이다.<그림2>



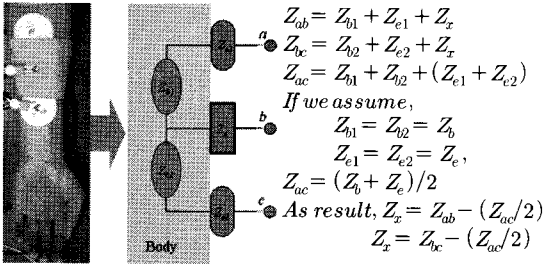
<그림 2> 납작하고 은 페이스트 불 포함(a), 납작하고 은 페이스트 포함(b), 볼록하고 은 페이스트 불 포함(c), 볼록하고 은 페이스트 포함(d)에 따른 4가지 전극 모양

2.2 실험

섬유전극의 임피던스 측정을 위하여 Analog Device 사의 AD5933 보드를 이용하여 심전도 파형의 주 대역인 10Hz ~ 1kHz까지의 임피던스를 측정하였다. AD5933의 특징으로 임피던스의 범위는 1k~20M ohm까지이며 주파수는 10Hz에서부터 100kHz 까지 측정 가능하다.

2.2.1 임피던스 측정

AD5933을 통하여 임의의 전극 임피던스를 측정하는 방식 측정하고자 하는 전극의 양단에 등간격(이 논문에서는 5cm를 사용)으로 일반 Ag/AgCl 전극(Red Dot, 3M)을 부착한 뒤 a-b 사이의 임피던스에서 a-c 사이의 임피던스의 2 등분 한 값을 빼면 측정하고자 했던 전극의 임피던스를 구할 수 있다.<그림3> 이때 섬유전극의 임피던스는 가해주는 압력에 따라서 접촉 면적 증가와 온사의 압축으로 인해서 감소하는 특성을 보인다. 따라서 모든 전극에 같은 압력을 주기 위한 방법으로 폭이 8cm 정도 되는 밴드를 이용하여 스넵버튼의 머리만 나오도록 구멍을 낸 뒤 전극만 교체하면서 측정하는 방법을 사용하였다.



<그림 3> 특정 전극의 임피던스를 구하는 방법

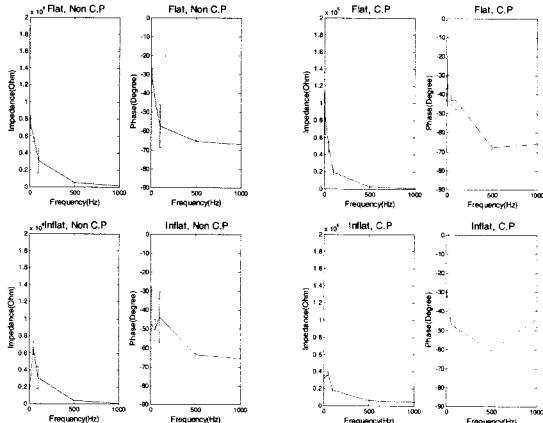
2.2.2 SNR(Signal-to-Noise Ratio) 측정

측정된 ECG 신호의 SNR 을 구하는 방법으로는 1) iso-electric region의 RMS(Root Mean Square)를 구하는 방법 2) Crest factor 3)iso-electric region 의 noise amplitude와R peak amplitude의 비율 4) 심전도의 in-band(5~40Hz)와 out-of-band의 spectral power의 비율 등^[3]이 있으며 본 논문에서는 iso-region 방식을 택하여서 SNR 을 구하였다.

3. 결 론

3.1.1 4가지 종류에 따른 임피던스 분석

납작하면서 전도성 페이스트가 첨가되지 않은(Flat, Non C.P) 전극의 특성으로는 10Hz 부분에서 700k ohm 정도의 값을 나타내었으며 50Hz 부분에서 편차가 심하게 발생한 것을 보아 매우 불안정한 특성을 알 수 있다. 납작하면서 전도성 페이스트가 첨가된(Flat C.P) 전극은 10Hz 부분에서 800k ohm 정도의 높은 값을 나타내었지만 편차가 크지 않았으며 주파수가 높아짐에 따라 임피던스의 값이 대폭 낮아지는 특성을 나타내었다. 볼록하면서 전도성 페이스트가 첨가되지 않은(Inflat, Non C.P) 전극은 10Hz에서 매우 큰 편차가 발생하였고 그 외에도 50Hz 와 100Hz 부근에서도 편차가 높게 나타남을 알 수 있다. 볼록하면서 전도성 페이스트가 첨가된(Inflat, C.P) 전극은 상대적으로 매우 낮은 임피던스 특성을 나타내었고 편차도 거의 발생하지 않았다. 이에 따른 결과로는 납작한 전극에 비해서 볼록한 모양의 전극으로 하였을 때 대체로 저주파 대역에서의 임피던스의 감소를 나타내었으며 전도성 페이스트를 사용하였을 때 상대적으로 편차가 많이 감소함을 보였다.<그림4>



<그림 4> 각 전극에 따른 임피던스 분석

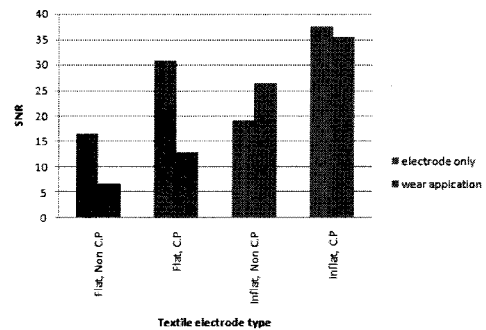
3.1.2 4가지 종류에 따른 SNR 분석

첫 번째 실험에서 전극만을 이용하여 ECG 신호를 측정 하였을 때 flat non C.P 전극에서 가장 낮은 SNR 을 보였으며 그 다음으로 는 inflated Non C.P 전극이 낮은 SNR 을 보였고 Flat 한 전극에 비해 SNR 특성이 거의 나아지지 않았다. 그 다음으로 Flat C.P 가 SNR이 좋았으며 전의 두 전극에 비해 신호의 magnitude 는 증가 하고 noise 는 감소하는 특성을 보였다. 마지막으로Inflated C.P 가 가장 우수한 성능을 보였다. 이 결과에 따르면 전극의 임피던스 특성이 좋은 전극일수록 SNR 이 우수하게 나왔다.

두 번째 실험에서는 같은 의복에 전극 타입을 변화시키면서 심전도를 측정 한 파형의 SNR 을 분석하였다. 의복에 적용 시에 접촉 불안정으로 인한 잡음이 심하게 섞이는 것을 볼 수 있었으며 magnitude 도 상당히 감소하는 면을 보였다. 가장 낮은 SNR 을 보인 것은Flat Non conductive paste 전극 으로 낮은 신호레벨과 심한 잡음이 검출되었으며 두 번째로는 Flat conductive paste 로 Flat Non C.P 에 비해 높은 SNR 을 보였다. 다음으로 Inflated Non C.P 도 그 전에 비해 높아졌으며 Inflated C.P 가장 좋은 특성을 보였다.

두 가지의 실험 결과에 따르면 모양을 볼록하게 하는 것과 전도성 페이스트를 첨가하는 방법 모두 전극의 SNR 향상에 도움이 되었다. 하지만 주목할 점은 전극만으로 실험한 것과 실제 의복에 적용 하였을 때 Flat C.P 와 Inflated Non C.P 의 성능이 서로 뒤바뀌어 나타난다.<그림 5> 전극만으로 실험을 할 때에는 전도성 페이스트가 첨가된 것이 전도성이 우수하게 나오기 때문에 높은 성능이 나오지만 실제 의복에서는 납작한 모양으로 인해서 접촉에 따른 잡음이 많이 발생하였고 반대로 Inflated Non C.P 는 전극 특성 자체는 좋지 않더라도 접촉이 안정되면서 나온 성능을 보였다. 따라서 접촉이 관여하지 않는 섬유전극 개발에 있어서는 전도성 페이스트의 첨가가 더 효과적이며 접촉이 문제가 되는 의복 등에 있어서는 볼록한 모양의 전극이 더 효과적인 것으로 나타났다.

SNR Comparison



<그림 5> 2가지 실험에 따른 각 전극의 SNR 비교

Dry textile electrode 이 각광을 받고 있는 이유는 현재 임상용으로 쓰이고 있는 전극들에 비해서 자유도(degree of freedom)가 높고 실생활에서도 불편함 없이 착용할 수 있기 때문이다. 하지만 현재까지는 모션 아티팩트(motion artifact)나 내구성 등에 있어서 여러 가지 문제점을 야기하였다. 또 한 심전도 측정을 위한 섬유전극으로는 대부분 2개의 전극을 가슴 양 부위에 부착하여서 차동 증폭하는 방식이 대부분이었으며 섬유 의 표면만 전도성 소재로 납작하게 만들어서 전극이 몸에 붙지 않거나 운동 시에 접촉 면적의 변화에 따른 입력 임피던스 문제가 발생했다. 이런 전극과는 달리 본 논문에서는 볼록한 전극을 통하여서 보다 접촉이 잘 되게 하였으며 전도성 페이스트의 첨가로 특성을 향상시켰다.

전극만을 보았을 때 볼록한 모양의 전극이 납작한 전극에 비해서 상대적으로 특성이 크게 차이가 나지 않는 이유는 납작한 전극은 위층과 아래층이 서로 맞닿아 있기 때문에 닿는 면적이 최대가 되지만 볼록한 모양은 두 섬유전극 사이에 실리콘이 삽입되어서 서로 절연되고 나머지 테두리 부분의 온사만으로 전류가 통과했기 때문이라 예상된다. 이 문제에 대해서는 안에 들어가는 보형물의 선택에 있어서 보다 전도성이 높고 유연한 물질을 넣음으로 더 나은 성능을 얻을 수 있을 것이라 생각한다.

본 연구는 지식경제부 전략기술개발사업의 일환으로 수행되었음.

[참고 문헌]

- [1] 박혜준, 홍경희, "ECG 생체신호 측정을 위한 실용적 U-헬스케어 의복개발", Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles, Vol. 31, no. 2, pp.292-299, 2007
- [2] 전찬민, "A Study on the Development of an Electrocardiogram(ECG) Monitoring Measurement System by using Conductive Fiber
- [3] G. D. Clifford, F. Azuaje, and P. McSharry, Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Norwood 2006