

심장 전기활동 계측을 위한 소형 섬유전극 개발 및 특성 고찰

논문
58-6-20

Development of Miniaturized Textile Electrode for Measuring Heart Electric Activity

이 영 재* · 이 정 환** · 양 희 경*** · 이 주 현§ · 강 다 혜§ · 조 현 승§§ · 안 인 석†
(Young-Jae Lee · Jeong-Whan Lee · Heui-Kyung Yang · Joo-Hyeon Lee · Da-hye Kang · Hyun-Seung Cho · Ihn-Seok Ahn)

Abstract - Wearable ECG monitoring is regarded as one of the most essential part in the ubiquitous healthcare environment and subsequently day-life monitoring of a heart condition has been pursued especially for the elder people. However, there are many problems to accomplish this task such as; i) implementation of long-term monitoring device, ii) development of non-irritating electrode on skin and iii) stable signal acquisition. With these aims, we have focused on implementing a non-irritating electrode with an enduring monitoring device for day-life. To accomplish our tasks, we basically developed four different types of textile electrodes that are adapted by both shape and the composed material; flat or convex shape and Ag-conductive paste material or not. It turns out to be that a convex shape and Ag-paste textile electrode has the best performance in terms of both signal-to-noise ratio (SNR) and Impedance/Phase characteristics. Furthermore, ECG amplifier (35 × 35 mm) has developed to resolve the ECG signal and transfer the signal to desktop computing device or portable one by RF serial communication.

Key Words : ECG Amplifier, Textile Electrode, Conductive Paste, Conductive Yarn, Electrode Shape

1. 서 론

현대인의 잘못된 생활습관으로 인하여 비만, 고혈압, 고지혈증 환자수의 급증과 더불어서 심혈관계 질환을 포함하는 심장병은 현대인의 사망의 주요 원인이 되고 있다. 특히 심근경색과 같은 급성 질환은 반드시 그 초기증상의 진단이 매우 중요하며 또한 심장의 비정상적인 리듬을 보여주는 부정맥 신호의 발생 빈도수를 감시하여 환자의 심장 건강상태를 수시로 확인하는 것이 심장병 예방 및 조기검진에 중요하다[1]. 그러나 현재 사용되고 있는 심전도 측정방식으로는 일상생활을 영위하면서 측정이 불가능하며 또한 미세한 움직임에도 기저선의 변화가 발생하거나 잡음이 많이 섞이는 단점이 존재한다. 이에 따라서 일상생활 속에서 건강상태를 확인하고 감시할 수 있고 어디서나 자신의 건강을 확인할 수 있는 소위 유비쿼터스 건강감시 개념이 도입되었는데[2]

이를 위하여 생체신호 측정 전극을 제조하는 방식에서 여러 방법들이 고안되었는데, 예를 들면 젤(gel)전극, 금속전극, 섬유전극 등의 여러 가지 유형들이 심장 신호 측정에 활용되고 있다. 그러나 젤 전극은 피부의 발진을 유발하여 장시간 부착할 수 없으며 또한 금속전극은 피부와 닿는 면이 딱딱하고 차가운 느낌이 들 뿐만 아니라 피부와의 접촉 면적이 불규칙하여서 심전도 신호를 측정하기 어렵지만, 섬유전극은 환자의 피부에 직접 접촉하여도 이물질 느낌을 유발하지 않으며 의복에 부착하기도 용이하다는 장점을 보유하고 있다.

섬유전극의 종류로서, 은사 섬유, 탄소 섬유, 스테인레스 섬유전극이 있으며 은사 섬유 전극의 경우 전도성이 우수하고 피부와의 접촉에 따른 발진이나 가려움이 발생하지 않으나 균열이 쉽게 발생하는 반면에 탄소섬유 전극의 경우 탄성을 가지고 있어서 내구성이 강하나 전도성이 떨어지는 단점이 있다[3]. 또한 스테인레스 섬유 전극은 전도성이 좋고 내구성도 강하나 직조 기계로 공정을 거쳤을 때 파손되기 쉽다. 이에 따라서 본 연구에서는 심장 신호 측정을 위해서 은사전극을 고려하였는데, 착용함에 따른 크기 문제를 해소하기 위해 35 × 35mm 크기의 증폭단을 설계하였으며 무게는 10g 정도로 일상생활에 불편함을 주지 않도록 소형으로 설계하였다. 또한 증폭단과 전극에 스냅버튼을 사용하여 탈부착 가능하게 제작하였고 이로 인해 별도의 전선이 필요하지 않으므로 의부로부터 들어오는 전자기파의 간섭으로 인한 영향을 최소화할 수 있었다. 일반적으로 전극의 크기가 축소됨에 따라 측정할 수 있는 파형이 일반 임상 12리드 심전도보다 신호 범위가 낮고 심방과 심실의 전기활동을 동시

† 교신저자, 정희원 : 위덕대학교 에너지전기공학부 부교수
E-mail : isahn@uu.ac.kr

* 준 회 원 : 건국대학교 의공학학과 석사과정
건국대 의공학 실용 기술연구소

** 정 회 원 : 건국대 의료생명대 의공학부 조교수
건국대 의공학 실용 기술연구소

*** 비 회 원 : 청주대학교 전자정보공학부 교수

§ 비 회 원 : 연세대학교 의류환경학과

§§ 비 회 원 : 연세대학교 의류과학 연구소

접수일자 : 2009년 4월 16일

최종완료 : 2009년 5월 15일

에 측정하지 못한다는 단점이 있지만 흉부유도 (chest lead) V₃, V₄ 의 위치에서 측정하면 표준사지 유도(standard limb lead)의 Lead II에서 얻어진 파형과 90% 정도의 상관관계를[4] 갖게 되므로 심실빈맥, 서맥, 심실 세동 등의 대표적인 부정맥 신호들을 충분히 감지할 수 있다고 사료된다.

2. 소형화 섬유전극의 구현과 특성 고찰

2.1 전극의 재료와 구성 방법

표 1은 본 연구에서 제안된 섬유전극을 개발하기 위하여 사용된 재료와 구성 성분을 보여준다. 여기서 ‘denier’는 섬유의 두께를 표현하는 단위이며, 표준길이 450[m], 단위중량 0.05[g]을 1 denier로 해석하며, T/M[Twist/Meter]은 1 미터당 꼬여있는 횟수를 의미한다. 원 필라멘트 상태의 은 코팅사는 직조하는 과정에서 균열이 발생하기 쉬우므로 주변사 2개를 각각 시계방향과 반시계 방향으로 중심사를 커버링 가공하였다.

표 1 전극에 사용된 은사의 구성요소

Table 1 Element of silver yarn for ECG electrode

	중심사 (Core yarn)	주변사 (Covering yarn)	개발된 은사 (developed yarn)
denier	20	40	100
filament	1	10	21
T/M	No	600	600
구 성	폴리에스테르	은 코팅, 나일론 섬유	중심사 1개, 주변사 2개

심장 신호 측정을 위해서 기본적으로 3개의 섬유전극들을 사용하며, 그림 1과 같이 지름이 17mm인 원의 형태로 3개의 전극들을 배치하여, 서로 20mm 간격으로 정삼각형의 각 꼭지점에 전극들을 배열한다.

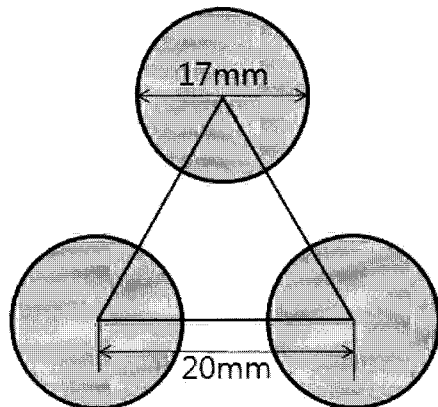


그림 1 정삼각형의 꼭지점에 배열된 섬유전극
Fig. 1 Three textile electrodes in a triangular shape

일반적으로 섬유와 금속간의 피부 접촉 면적이 매우 불규칙적이며 또한 스냅단추의 표면이 코팅이 되어있으므로 전도성이 감소되는 문제점이 발생하는데, 이를 해결하기 위해서 금속-섬유 접촉부분에 전도성이 뛰어난 은 페이스트(paste)를 사용하여 전도성을 증강시켰고 또한 금속 표면의 코팅을 벗겨내어서 전도성을 개선시키고자 하였다. 또한 섬유전극을 의복에 적용 시 신체 접촉 문제를 해결하기 위한 방안으로 볼록한 모양으로 전극의 모양을 형성하였는데, 표 2는 각 4가지 전극들의 구성 방법과 이에따른 전도성 차이점을 나타내고 있으며 전극의 단면을 3차원으로 표현하면 그림 2와 같다.

표 2 4가지 전극들의 구성방법 및 전도성 차이

Table 2 Four types of electrodes

	Flat, w/o conductive paste	Flat, w/ conductive paste	Convex, w/o conductive paste	Convex, w/ conductive paste
두께 [mm]	3	3	7	7
전도성 페이스트	불 포함	포 함	불 포함	포 함
보형물	없음	없음	실리콘 (4mm)	실리콘 (4mm)

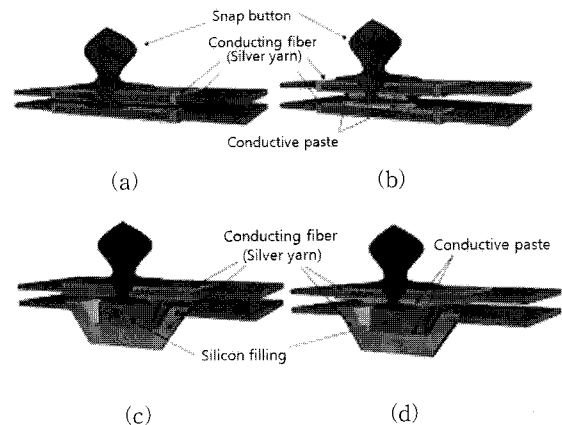


그림 2 섬유전극의 내부 3D 구성; (a)납작하며 전도성 페이스트 불포함, (b)납작하며 전도성 페이스트 포함, (c)볼록하며 전도성 페이스트 불포함, (d)볼록하며 전도성 페이스트 포함

Fig. 2 3D schematic view of textile electrode

그림 2에서 전극의 윗면과 아랫면을 접촉시키는 방법으로 동일 은사 섬유를 이용하여 가장자리를 봉제하였으며 전도성 물질로는 은(Ag) 페이스트(PK-9031B, Pasco Scientific, USA)를 사용하였으며, 보형물로 사용된 실리콘은 직접 조합하여 제작하였고 실제 제작된 전극의 모양은 그림 3과 같다.

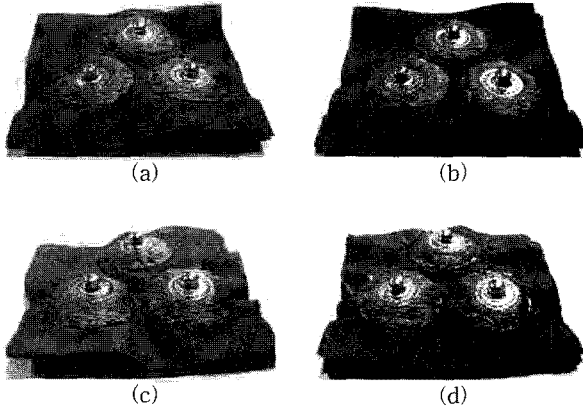


그림 3 실제로 제작된 4가지 종류의 섬유전극 모형, (a)납작하며 전도성 페이스트 불포함, (b)납작하며 전도성 페이스트 포함, (c)볼록하며 전도성 페이스트 불포함, (d)볼록하며 전도성 페이스트 포함.

Fig. 3 Prototypes of four types of textile electrodes

2.2 소형 전극을 이용한 심전도 측정 원리

쌍극 유도 심전도 측정은 심장을 하나 또는 복수개의 전기쌍극자(dipole) 소스(source)로 간주하고, 소스로부터 떨어진 두 지점간의 전위를 구하는 방식이다.

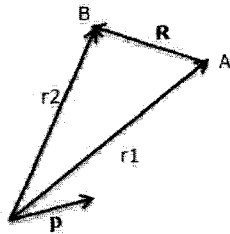


그림 4 A-B 구간의 전위차
Fig. 4. Electric potential difference between A and B

일반적으로 심장을 하나의 전기쌍극자로 간주하면, 쌍극자 벡터 \vec{P} 에서 r_1, r_2 거리에 있는 두 지점 A, B 사이의 전위차 v 는 그림 4와 같이 표현되며 식(1)처럼 계산할 수 있다[5-6].

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

측정 전극 간 방향벡터 $r_2 - r_1$ 을 \vec{R} 로 표시하면, 식 (1)은 다음과 같이 식 (2)로 표현된다.

$$v = \frac{\vec{P} \cdot \vec{R}}{4\pi\sigma_0 r^3} \tag{2}$$

여기서 v 는 이격된 측정 전극간의 전위차이며, r 은 임의의 점 r_1, r_2 를 포함하는 구의 반지름, σ_0 는 반지름이 r 인 구의 전도성을 나타낸다. 즉, 전극 간의 거리벡터 \vec{R} 이 감소할수록 신호의 크기가 감소하지만 r 또한 감소하기 때문에 신호가 감소되는 문제점을 보상할 수 있다. 본 연구에서는 2cm 간격으로 배열한 전극들을 이용하여 심전도 신호를 효과적으로 획득할 수 있다.

2.3 생체 신호 측정 증폭단 구현

일반적으로 생체신호는 측정된 신호의 크기가 미약하기 때문에, 이를 수천 배 증폭해야하며 동시에 여러 잡음들을 제거해야하는 회로구성이 필요한데 이러한 문제점을 해결하기 위해서 그림 5는 바이폴라(bipolar) 전극구성을 위한 신호 증폭 회로도를 보여준다. 그림 5에의 입력부에는 기저선 변동을 제거하기 위한 AC-Coupling회로가 설계되었으며 [7-8] Pre-Amp 단에 사용된 INA326 은 저전압 제장 증폭기로서 2.7V에서도 동작하며 CMRR(Common Mode Rejection

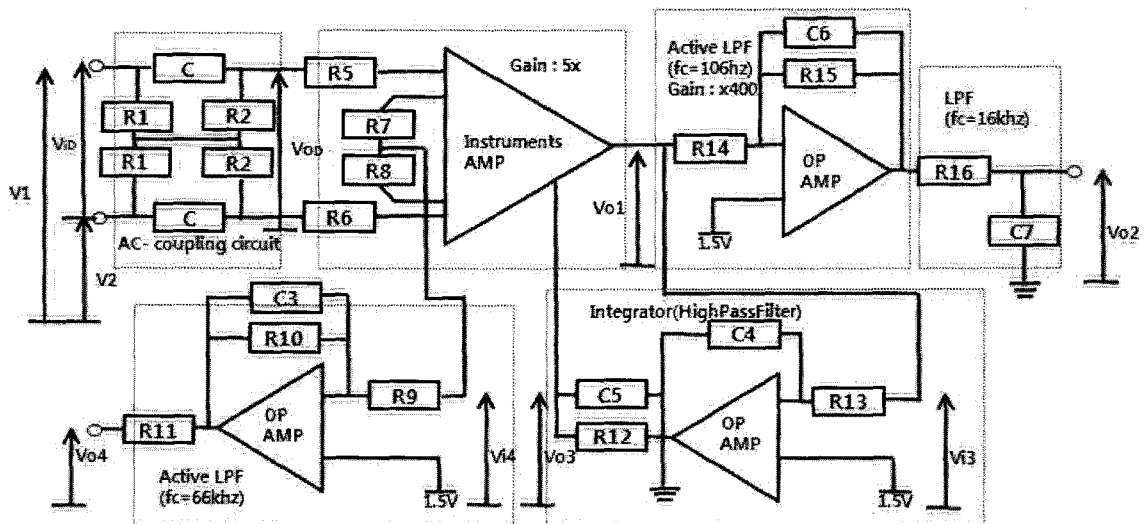


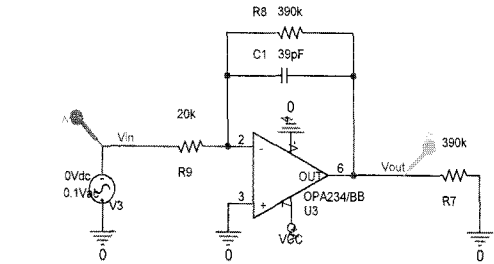
그림 5 수정된 바이폴라 전극을 위한 신호 증폭 회로도
Fig. 5 Schematic diagram of bio-signal amplifier for modified bipolar electrode

Ratio)가 114dB 로서 매우 높은 성능을 가진다. 또한 연산 증폭기(Operational Amplifier)의 최대 출력전압 범위가 입력 전원 전압과 같은 범위를 가지는 Rail-to-Rail 방식을 통해 그 증폭도의 효율이 높다. 이 증폭기의 비반전, 반전 입력 단자에 390kΩ 1% 저항을 연결시켜 피부와의 접촉에 따라 변화하는 피부 전극간 임피던스(skin-electrode impedance) 값의 변화를 상대적으로 감소시켰는데, Pre-Amp 단에서의 증폭도는 주파수에 의존하지 않으므로 식 (3)과 같이 계산 될 수 있다.

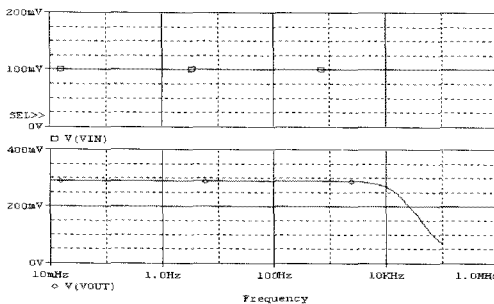
$$\frac{V_{O1}}{V_{OD}} = 2 \times \left(\frac{R12}{R7 + R8} \right) = 2 \times \left(\frac{200k}{40k + 40k} \right) = 5 \quad (3)$$

그리고 공통모드 입력을 귀환시켜서 외부로부터 들어오는 전원 잡음이나 호흡잡음 등을 반전시켜 다시 측정대상에 반전시켜 공급함으로써[9] 신호대 잡음비(SNR)를 증가시킬 수 있는데 이를 위해서 공통모드 피드백 부분의 끝단에 390kΩ 을 연결하여 Pre-Amp 단의 입력단과 같이 임피던스를 매칭(matching)하였다. 결과적으로 공통모드 입력과 출력에 대한 전달함수와 실제 계수에 따른 결과 값은 식(4)와 같이 계산되며 주파수에 따른 시뮬레이션 결과는 그림 6과 같다.

$$\begin{aligned} \frac{V_{O4}(s)}{V_{i4}(s)} &= - \frac{R10 \parallel \left(\frac{1}{C3s} \right)}{R9} = - \frac{R10}{R9} \times \frac{1}{1 + R10 \times C3s} \\ &= - \frac{390k \parallel \left(\frac{1}{39p \cdot s} \right)}{20k} = -19.5s \end{aligned} \quad (4)$$



(a)

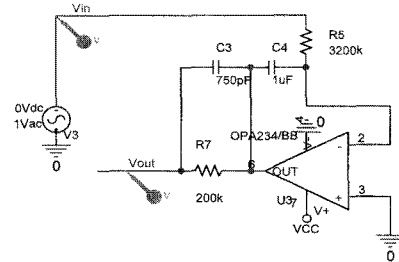


(b)

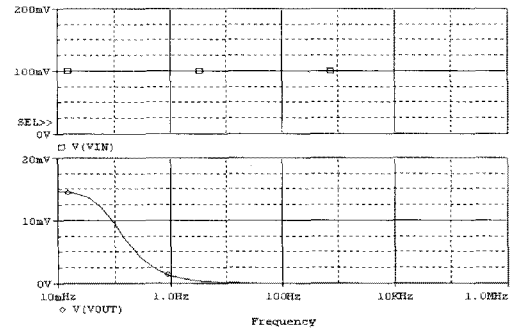
그림 6 (a) 동상모드 전압 귀환 회로와 (b) 주파수 응답
Fig. 6 (a) Common mode voltage feedback circuit and (b) frequency response

그림 5에서, Pre-Amp 단을 지나서 적분기(Integrator)가 추가되었고, 이 회로를 통과한 신호가 INA326의 REF 단자에 연결되어 출력 offset 을 감소시키는 역할을 하며 저주파 대역에서의 떨림을 막고 신속하게 기준 전위로 돌아오도록 하는 기능을 가지고 있다. 이에 따라서 저주파 신호를 반전시켜서 Pre-Amp 단에 입력을 주므로 결과적으로는 전체 시스템에서 고역통과 필터(High-Pass Filter)의 역할을 하며 0.1Hz 이하대역의 호흡 신호를 제거하게 된다. 이와 연관된 회로식과 결과 값은 각각 식 (5)와 그림 7과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \frac{V_{O3}}{V_{i3}} &= - \frac{1}{sC4} = - \frac{1}{R13 \times C4s} \\ &= - \frac{1}{3.2M} = - \frac{1}{3.2 \cdot s} \end{aligned} \quad (5)$$



(a)



(b)

그림 7 (a) 고주파 통과 필터와 (b) 주파수 응답
Fig. 7 (a) High-pass filter and (b) frequency response

최종적으로 동적 저대역 통과 필터(Active Low Pass Filter)를 통과하게 되며 저주파 대역의 신호는 200배 증폭되어지고 높은 주파수 대역의 근전도나 외부 전원, RF 노이즈 등이 제거된다. 여기에서 비반전 단자에 1.5V를 인가시켜서 최종적으로 출력되는 파형이 1.5V를 기준으로 ADC(Analog Digital Converter) 과정을 수행 할 수 있도록 설계하였다. 시뮬레이션 결과는 AC 특성만 고려하였으므로 DC값은 표현되지 않았는데, 회로의 전달함수는 식 (6)과 같이 표현되고 그림 8은 그 결과 값을 보여주고 있다.

$$\begin{aligned} \frac{V_{o2}}{V_{o1}} &= -\frac{R15 \parallel \left(\frac{1}{C6s}\right)}{R14} = -\frac{R15}{R14} \times \frac{1}{1+R15 \times C6s} \\ &= -\frac{1M \parallel \left(\frac{1}{1.5nF \cdot s}\right)}{5k} = -400 \times \frac{1}{s} \end{aligned} \quad (6)$$

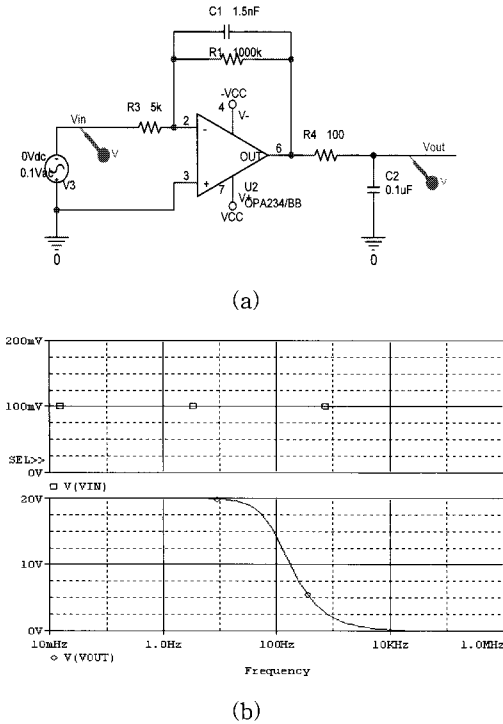


그림 8 저주파 통과 필터(a)와 주파수 응답(b)
Fig. 8 Low-pass filter(a) and frequency response(b)

실제적으로 1mV 정도의 심장의 전기 활동 신호는 전체 이득 2,000배의 증폭회로를 거치면서 2Vpeak-peak의 신호로 증폭이 되어 최종 출력 단자로 신호가 전달된다.

증폭단의 크기는 전극의 크기에 맞게 소형화하여 무게감을 줄이고 전선에 의해 받는 EMI의 영향을 감소시키고자 하였는데, 또한 획득한 신호를 저장하기 위한 목적으로 MSP430F1232(16bit micro-processor)가 탑재되어있으며 전송 경로의 증가에 영향을 미치지 않고 데이터를 보내기 위해서 심전도 신호를 10bit ADC 한 후 UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) 통신을 이용하여 출력하도록 설계하였다. 또한 배터리 전원 무게를 감소시키기 위해서 전원과 UART를 3개의 선으로 같이 묶어서 구성하였으며 데이터 수신단에서 전원을 공급하도록 설계하였다.

2.4 실험

전극의 임피던스와 위상을 측정하기 위해 Precision LCR meter 4284A(20Hz ~ 1MHz, Hewlett Packard) 계측 장비를 사용하였으며 낮은 주파수 대역에서 측정이 가능하므로 생체신호 대역에서의 특성변화를 효율적으로 관찰할 수 있었다. 섬유전극의 임피던스와 위상을 측정하기 위해서 그림 9와 같이 양 끝에 일반 전극을 동일한 간격으로 부착한 후

그 가운데 위치에 측정용 전극을 배열하고, 폭 10cm 정도의 밴드를 이용하여 전극을 고정시킨 가운데 천공을 만들어서 켈빈클립으로 잡을 수 있게 하였다. 또한 섬유전극은 외부의 압력에 따라서 그 특성이 크게 변하므로 압력센서 (IESF-R-5L)를 이용하여서 전극에 미치는 압력을 의복압 최대 허용치인 40gf/cm2로 동일하게 유지하였다. a-b 간의 임피던스는 식 (7)과 같고 b-c 간의 임피던스가 식 (8)과 같으며 a-c 간의 임피던스는 식 (9)로 표현된다. 이때 피부-전극간 임피던스인 Ze1과 Ze2가 같고 내부저항 Zb1과 Zb2가 같다고 가정하면 식 (10)으로 간략화되며 최종적으로 섬유전극의 임피던스와 위상은 식 (11)에 의하여 계산된다.

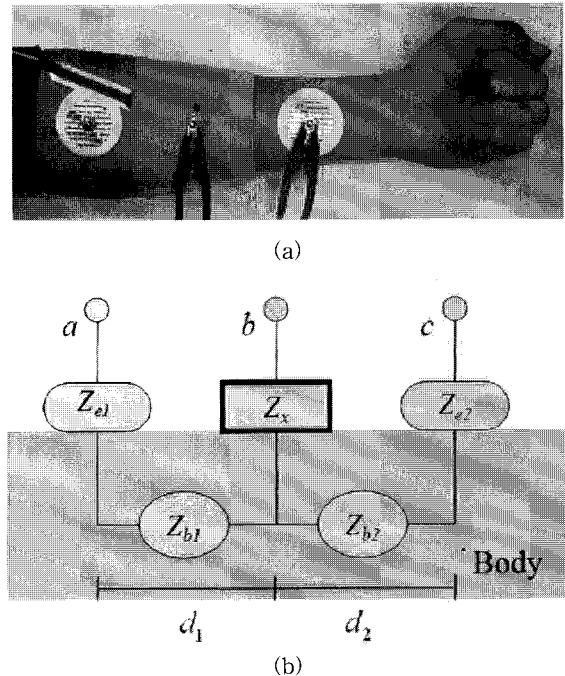


그림 9 섬유전극의 임피던스 및 위상 (a) 실험 방법과 (b) 임피던스 측정 원리
Fig. 9 (a) Method of experiment and (b) principle of impedance measurement

$$Z_{ab} = Z_{b1} + Z_{e1} + Z_x \quad (7)$$

$$Z_{bc} = Z_{b2} + Z_{e2} + Z_x \quad (8)$$

$$Z_{ac} = Z_{b1} + Z_{b2} + Z_{e1} + Z_{e2} \quad (9)$$

$$Z_{ac} = 2(Z_b + Z_e) \quad (10)$$

$$Z_x = Z_{ab} - (Z_{ac}/2) = Z_{bc} - (Z_{ac}/2) \quad (11)$$

신체 피부의 상태에 따라 임피던스의 값이 변동될 수 있는데, 예를 들어 수면을 취하고 난 직후나 운동을 하고 난 후, 또는 날씨가 더운 날에 측정하게 되면 땀과 같은 체액으로 인해 임피던스가 급격하게 떨어지고 심전도 파형의 SNR(signal to noise ratio)도 높아지는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 일반 상태에서의 측정값을 얻기 위해서 실내 온도는 20℃로 유지하고 피검자의 상의를 벗은 후 10분정도 실온 환경에 노출시키고 실험을 수행하였다.

전극의 위치는 흉부유도(Chest Lead) V3 위치에 오도록 한 후 전극을 증폭단에 연결시키고 한번은 손으로 일정한

압력을 준 상태에서 실험하였고 두 번째로는 의복을 입은 상태에서 전극을 바꾸어가며 실험하였다. 실험에 사용한 의복은 스포츠웨어와 같이 몸에 부착감이 높은 의복을 선택하였으며, 전극에서 나오는 신호를 증폭기를 거친 후 MP150(Biopac Inc)을 이용하여 심장 신호 데이터를 수집하였다.

3. 결 과

각 전극에 따른 임피던스를 보면 전극 모양이 납작한 것(그림 2-(a), (b))이 볼록한 것(그림 2-(c), (d))보다 높게 나타났고 그 중에서는 은 페이스트가 첨가된 것이 다소 낮은 임피던스를 보였다. 또한 위상에서는 은 페이스트가 첨가된 것은 주파수에 따른 위상 변화가 거의 없는 것에 비해 첨가되지 않은 것은 주파수가 낮아짐에 따라 위상변화가 많이 일어났다. 각 주파수에 다른 특성 변화는 그림 10과 같다.

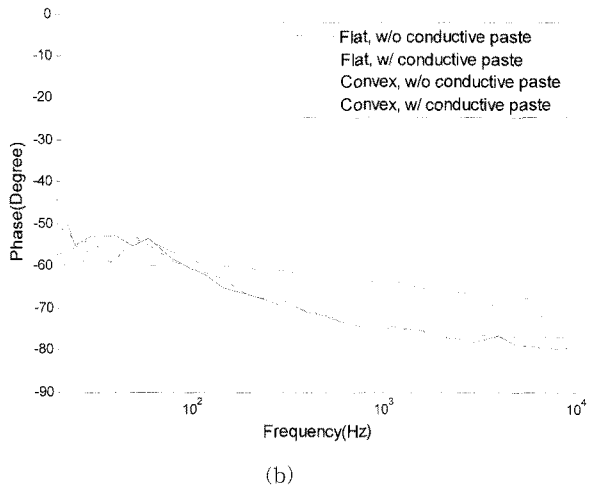
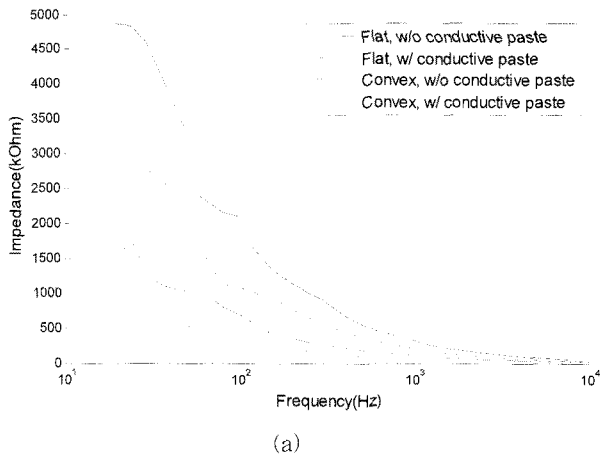


그림 10 (a) 전극의 임피던스 및 (b) 위상
Fig. 10 Illustration of (a) electrode impedance of electrode and (b) phase spectrum

실제로 심전도 신호측정을 위해서, 첫 번째 조건에서는 전극을 손으로 가볍게 누른 후 심전도를 측정하였는데, 이런

상황에서는 접촉에 의한 영향보다는 전극 자체의 성능에 따른 심전도 신호를 측정할 수 있다. 따라서 전극의 전도성이나 신호 왜곡 정도를 파악할 수 있는데, 그림 11에서 표현된 심전도 신호를 분석하면 납작하거나 볼록한 형태에 상관없이 은 페이스트의 첨가 유무가 SNR에 큰 영향을 미치는 것을 알 수 있다.

그러나 실제적인 적용에 있어서 전극을 손으로 붙잡고 일상생활을 영위할 수는 없으므로, 동일 의복을 착용하고 각 전극에 따른 심전도의 SNR 을 비교하는 실험을 수행하였고 그 결과는 그림 12에서 보여주고 있다.

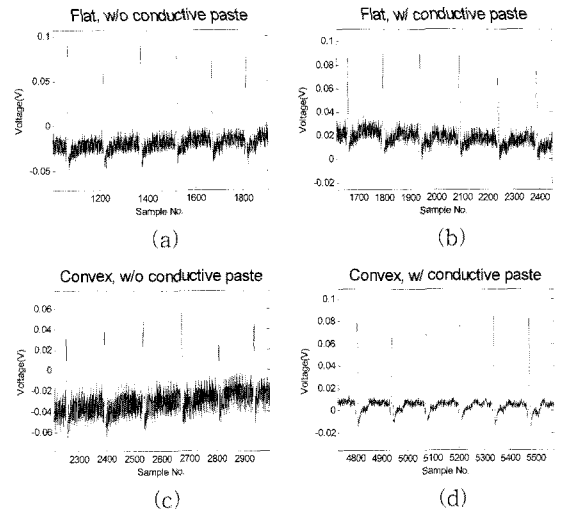


그림 11 노출된 상태로 측정된 심전도 파형 예; (a)납작하며 전도성 페이스트 불포함, (b)납작하며 전도성 페이스트 포함, (c)볼록하며 전도성 페이스트 불포함, (d)볼록하며 전도성 페이스트 포함
Fig. 11 Acquisition of ECG signal in a naked torso.

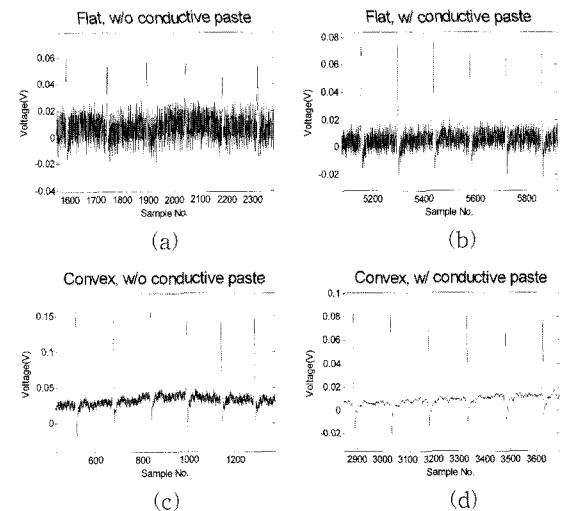


그림 12 의복을 입고 측정된 심전도 파형 예; (a)납작하며 전도성 페이스트 불포함, (b)납작하며 전도성 페이스트 포함, (c)볼록하며 전도성 페이스트 불포함, (d)볼록하며 전도성 페이스트 포함
Fig. 12 Acquisition of ECG signal with wearing clothes

그림 11, 12에서 얻어진 심전도 신호의 SNR은 R-peak의 전압을 PR 분절(PR segment)에서의 잡음 크기로 나누어 구하였다[10]. 두 실험에서 얻어진 SNR은 그림 13과 같으며 (a)전극이 가장 낮고 (d)전극이 가장 높은 값을 가지며, 노출된 상태로 측정된 경우의 SNR은 (b)전극이 (c)전극보다 높은 반면, 의복을 착용한 상태로 측정된 경우의 SNR은 (c)전극이 (b)전극보다 높게 나왔다. 이로서 전극의 자체 성능은 (b)전극이 (c)전극보다 우수하지만 실제 의복에 적용 시 블록한 모양을 갖는 (c)전극이 더 나은 성능을 보인다는 것을 알 수 있다. 결론적으로 심장 신호를 효율적으로 측정하기 위해서, 전극의 접촉문제를 해결하는 것이 가장 중요하다는 사실을 확인할 수 있다.

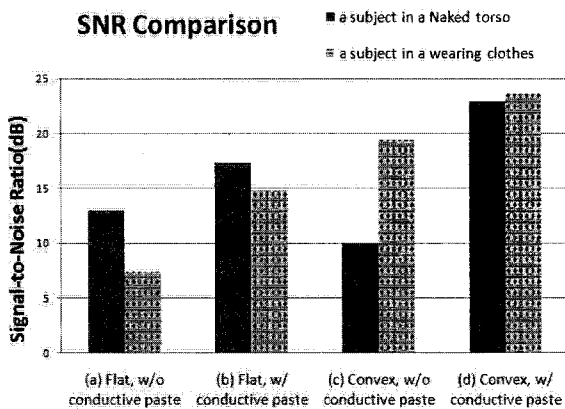


그림 13 두 가지 실험에서의 SNR 비교
Fig. 13 SNR comparison of two experiments

4. 결 론

본 연구에서 수행된 실험은 피검자가 안정적인 상태에서 수행되었으며 의복실험에 있어서도 동일 의복을 착용한 채 앉은 자세에서 측정하였다. 상체를 움직이거나 걷는 경우 파형이 불안정해지며 납작한 모양의 전극의 경우 접촉이 떨어지면서 파형이 포화되어 나타나는 경우가 발생한다. 또한 호흡과 흡기에 따라 전극에 미치는 압력이 달라지면서 호흡성 기저선 변동이 발생하기 쉬우며 체형에 따라서 전극의 3 점이 붙는 압력이 달라지기도 하고 그에 따른 임피던스 불균형으로 인해서 신호가 왜곡되기도 한다.

결과적으로 본 연구에서는 일상생활에서의 심전도 데이터를 수집하기 위한 전극과 증폭단 개발을 위해 필요한 여러 가지 요소 중에 소형화와 전극의 의복 적용에 따른 모양과 특성 개선을 주목적으로 실험을 수행하였다. 이 실험에 의해 얻게 된 결론에 따르면 섬유전극으로 생체신호를 측정하고자 할 때 반드시 전극과 트랜스미터 간의 연결부로서 어떤 매개체가 필요하며 섬유와 금속이 맞는 부위에서 전도성과 안정성이 크게 감소한다는 사실을 알 수 있다. 은 페이스트를 금속과 섬유간에 첨가하여 불규칙적인 면을 채워주고 전도성을 증대시키며 그에 따라 임피던스와 위상 변화를 감소시키는 결과를 얻을 수 있다. 또한 실제 의복에 적

용시켰을 때는 전극의 모양이 블록해야 접촉이 떨어지지 않고 의복압으로 인해 섬유의 밀도가 높아져서 신호를 얻는데 용이하다. 또한 이번 실험에서 전극의 보충물로 유연성과 탄력성을 높이기 위해 실리콘을 삽입하였으나 블록하면서 은 페이스트가 첨가되지 않은 전극의 경우 실리콘이 절연체이므로 윗면과 아랫면의 전도도를 오히려 낮추게 되는 결과를 초래하였다. 이런 문제를 해결하기 위해서 전도성 고무나 전도성 스폰지를 사용하면 더 향상된 성능을 보일 것이라 예상된다.

감사의 글

본 연구는 지식경제부 산업원천 기술개발 사업으로 스마트 의류제품화 과제를 진행중에 있다.

참 고 문 헌

- [1] J. Webster, "Medical Instrumentation: Application and Design," Wiley, 1998.
- [2] 지경용, "유비쿼터스 시대의 보건의료," u-Health 서비스와 솔루션, pp. 35-84, 2005.
- [3] L. Rattfalt, M. Linden, P. Hult, L. Berglin, P. Ask, "Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications," Med. Bio. Eng. Comput. vol. 45, pp. 1251-1257, 2007
- [4] 이강희, 이정환, 이영재, 김경섭, 양희경, 신건수, 이명호, "수정된 바이폴라 전극을 갖는 착용형 심장활동 모니터링 시스템 구현 및 임상 심전도와와의 상관관계 분석," 대한전기학회 논문지, vol. 57, No. 6, pp. 1102-1108, no. 6, June, 2008.
- [5] R. Hobbie, "생명과학을 위한 의학물리," 청문각, 3rd, pp. 213-241.
- [6] E. Frank "General theory of heart-vector projection," Cir. Res, vol. 2, pp. 258-270, 1954.
- [7] E. Spinelli, R. Areny, "AC-Coupled front-end for biopotential measurements," IEEE, Trans. Biomed. Eng., vol. 50, no. 3, pp. 391-395, 2003.
- [8] M. Watts and D. Shoat, "Trends in electrocardiograph design," Journal of the Institution of electronic and Radio Eng., vol. 57, No. 4, pp. 140-150, 1987.
- [9] B. Winter, J. Webster, "Driven-right leg circuit design," IEEE, Trans.Biomed.Eng, vol. 1, pp. 62-66, 1983.
- [10] G. Clifford, F. Azuaje, P. McSharry, "Advanced methods and tools for ECG data analysis," Norwood, 2006.

저 자 소 개



이영재 (李映在)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2008년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



강다혜 (姜多惠)

2004년 한남대학교 의류학과 졸업.
2007년 숙명여자대학교 의류학과 석사.
2008년~현재 연세대학교 의류환경학과 박사과정 재학중



이정환 (李定桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업.
1994년 동대학원 석사.
2000년 동대학원 박사. 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조교수.



조현승 (曹賢承)

1991년 성균관대학교 불어불문학과 졸업.
1998년 연세대학교 의류환경학과 석사.
2004년 동대학원 박사.
2004년~현재 연세대학교 생활과학대학내 의류과학연구소 전문연구원



양희경 (梁熙卿)

1992년 인제대학교 의용공학과 졸업.
1995년 가나자와대학 대학원 석사.
2001년 동대학원 박사. 현재 청주대학교 이공대학 전자정보공학부 강의전담교수



안인석 (安寅錫)

1987년 연세대학교 전기공학과 졸업.
1989년 동대학원 석사.
1997년 동대학원 박사.
1989년~1999년 삼성전자(주) 선임연구원.
1999년~현재 위덕대학교 에너지전기공학부 부교수.



이주현 (李柱賢)

1983년 연세대 의류환경학 졸업.
1985년 동대학원 석사.
1990년 동대학원 박사.
1992년 미국 Parson's School of Design 패션 디자인 전공.
1995~현재 연세대 의류환경학과 교수.