

간접접촉 심전도 측정용 전극의 주파수 특성

임용규

상지대학교 한방의료공학과

Frequency Response of the electrode for Indirect-contact ECG

Yong Gyu Lim

Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Republic of Korea

(Received April 30, 2008. Accepted May 26, 2008)

Abstract

The indirect-contact ECG (IDC-ECG) was introduced by a prior study for daily non-intrusive measurements. To improve the signal quality and to extend the application area of IDC-ECG, close study of the frequency characteristics of the IDC-ECG is necessary. In this study, the frequency response of the active electrode for several sample clothes was measured under conditions of actual IDC-ECG measurement with human body. Higher gain in low frequency range than expected by prior study was observed. In addition to it, wide variation in gain according to the cloth type in the low frequency range was observed. Variation in gain caused by moisture variation in the clothes was also observed. This study shows that the parallel R-C connection is proper for electrode model and the resistive factor is influenced by moisture in the clothes. This study is the first that provides the frequency response of the electrode in the actual indirect-contact ECG measurement and it is expected that the results will be helpful to improve the indirect-contact ECG method.

Key words : indirect-contact ECG, capacitive electrode, active electrode, electrode impedance

1. 서론

질 병의 조기 발견과 질병의 진행의 지속적인 모니터링을 위한 목적으로 가정에서의 생체신호 측정 필요성이 증대되고 있으며, 생활의 질적 향상을 위한 일상생활에서의 건강 모니터링의 필요성 또한 증대되고 있다. 이상의 용도로, 가정에서의 장기적 측정에 적합한 간접접촉 심전도 측정 방법[1]이 소개되었는데, 이것은 인체의 피부와 측정 장치간에 직접 접촉이 없이 옷을 통해서 심전도를 측정할 수 있는 방법이다. 이 논문에서는 이 심전도 측정 방법을 간접 접촉 심전도 측정 (Indirect-Contact ECG, IDC-ECG) 이라 부르기로 한다.

무구속 혈압 측정과 같은 다양한 무구속 측정에 대해서, 이 IDC-ECG의 응용 연구가 활발히 진행되고 있다[2-5]. 그렇지만 이러한 IDC-ECG의 응용 범위를 확대하기 위해서는 IDC-ECG의 측정상의 여러 특성들이 파악 되어야 한다. 그 특성 중의 중요한 하나는

실제 간접 접촉 심전도 측정 상태에서의 측정 장치의 주파수 응답이다. 이에 대해서 선행 연구[1]는 구리 판과 전극 사이에 옷감을 놓은 실험 장치에서 주파수 응답을 측정한 결과를 제시하였다. 그렇지만 이 결과는, 실제 심전도 측정 상태에서의 인체 피부와 전극 사이의 특성을 반영하지 못하는 한계가 있었다. 실제의 인체를 대상으로 한 심전도 측정 상황에서의 주파수 응답은 구리 판을 이용한 측정 결과와 다를 것이라는 점은 상식 수준에서 추측할 수 있다. 특히 발한(發汗)에 의한 직물 내의 수분 증가는 전기 전도도 (conductivity)를 증가시켜서 전극과 피부간의 임피던스를 낮추는 역할을 할 것으로 예상할 수 있는데, 이러한 수분에 의한 직물의 전기적 특성 변화에 대해서는 선행연구[6-7]가 있으나 간접접촉 심전도 측정의 조건 (0~100Hz 주파수 영역)에서의 선행연구는 되어 있지 않은 실정이다.

본 연구에서는, 인체를 대상으로 심전도를 측정할 때와 같은 상태에서 전극의 주파수 특성을 측정하는 방법을 개발하였고, 이 방법을 몇 가지 직물에 적용하여 주파수 특성을 측정하였다.

Corresponding Author : 임용규

강원도 원주시 우산동 상지대학교 한방의료공학과

Tel : +82-33-738-7612 / Fax : +82-33-738-7652

E-mail : yylim@sangji.ac.kr

이 논문은 2007년도 상지대학교 교내 연구비 지원에 의한 것임.

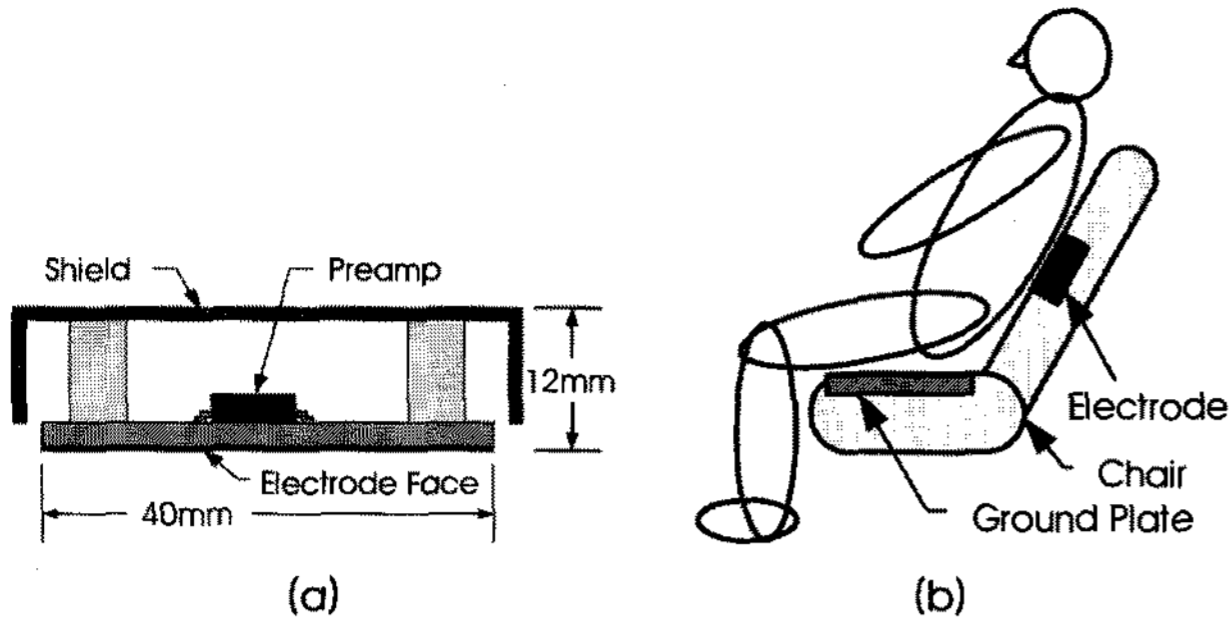


그림 1. (a) IDC-ECG 전극의 단면, (b) 의자 IDC-ECG 측정 시스템 구성도
 Fig. 1. Profile of active electrode for IDC-ECG (a), and experimental system for IDC-ECG on chair (b)

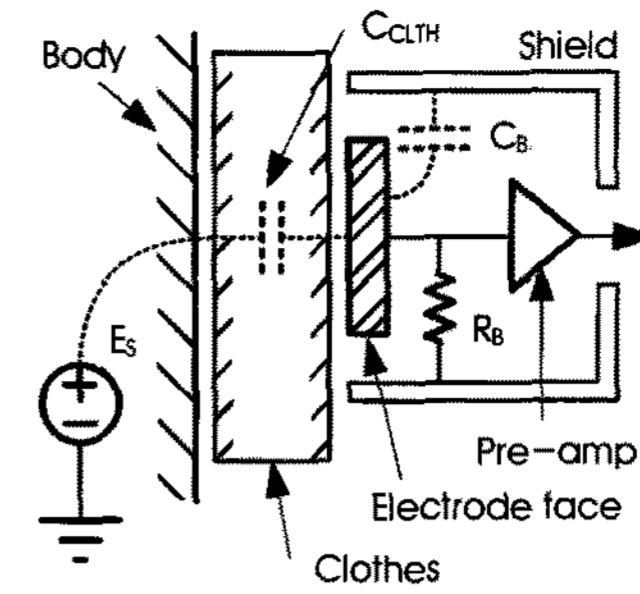


그림 2. 인체와 전극간의 capacitive coupling
 Fig. 2. Capacitive coupling between body and electrode

II. 연구방법

A. 간접접촉 심전도 측정

간접접촉 심전도 측정이란 전극과 피부간의 직접접촉이 없이 심전도를 측정하는 방법이다. 이 방법은 주요한 두 가지의 요소로 구성된다. 한 요소는, 의복의 높은 임피던스를 극복하고 심전도를 측정할 수 있게 하는 높은 입력 임피던스의 능동 전극이며, 다른 한 요소는 의복을 통한 간접 접촉 접지 (Indirect-contact grounding) 기술이다.

1) 용량성 능동 전극 (capacitive active electrode)

1960년대 이래로 건식 전극 (dry electrode)과 절연 전극 (insulated electrode)이라는 두 가지 형태의 전극[8-11] 등이 연구되어 왔는데, 이들은 겔 형태의 Ag-AgCl 전극의 단점을 보완하기 위해 개발되었다. 건식과 절연 전극들은 일반적으로 전극과 인체간의 임피던스(이 논문에서 ‘전극 임피던스’라고 부르겠다.)가 Ag-AgCl 전극보다 훨씬 높으며, 용량성(capacitance) 특성을 보인다. 이러한 전극들은 비교적 낮은 SNR을 보이는데, 이 낮은 SNR을 개선하기 위한, 초단증폭기가 전극 내부에 내장된 능동 전

극이 소개되었다[10-11]. 선행연구[1]에서 소개된 IDC-ECG에서는 금속판으로 만들어진 전극면과 전극면 뒤에 실장된 고입력 임피던스 초단 증폭기 그리고 전극의 뒷면과 그 뒷면에 장착된 초단증폭기 전체를 덮은 shield의 3가지 요소로 구성된 용량성 전극이 사용되었다. Fig. 1에 그 전극의 구성을 나타냈다. 전극면은 4cm × 4cm으로 동박을 전면에 덮은 PCB로 만들었으며, 뒷면에 op-amp OPA124를 사용한 초단 증폭기가 장착 되었다. 그리고, 초단 증폭기는 저항 R_B 3GΩ과 op-amp로 구성되었다 (Fig.2).

2) 간접 접촉 접지 (Indirect-contact grounding)

IDC-ECG에서는 측정 장치와 인체 피부간의 직접 접촉을 모두 없애기 위해, 접지까지도 간접 접촉 방법을 사용했다. 넓은 전도성 직물을 의자의 앉은 부분에 깔아서 접지 역할을 하도록 했다. 옷을 통함으로써 발생하는 높은 임피던스를 유효 면적을 크게 해서 낮추도록 한 것이다.

3) 간접 접촉 심전도 측정 시스템의 구성

Fig.3에 실험에 사용된 전체 측정 시스템의 다이어그램을 나타냈다. 인체 내에서 발생한 심전도를 의복의 임피던스 Z_E 를 통하여

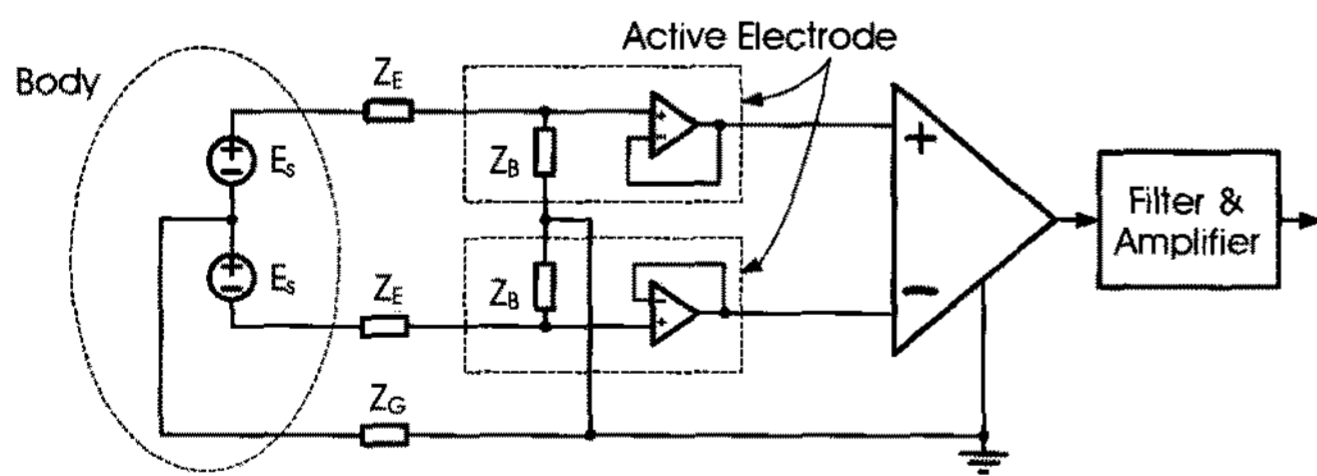


그림 3. IDC-ECG 측정의 diagram 전극 임피던스(Z_E), 전치 증폭기의 입력 임피던스(Z_B), 인체와 접지간의 임피던스(Z_G)
 Fig. 3. Diagram of the IDC-ECG measurement system showing the electrode impedance (Z_E), input impedance of the preamp (Z_B), and impedance between the body and ground (Z_G).

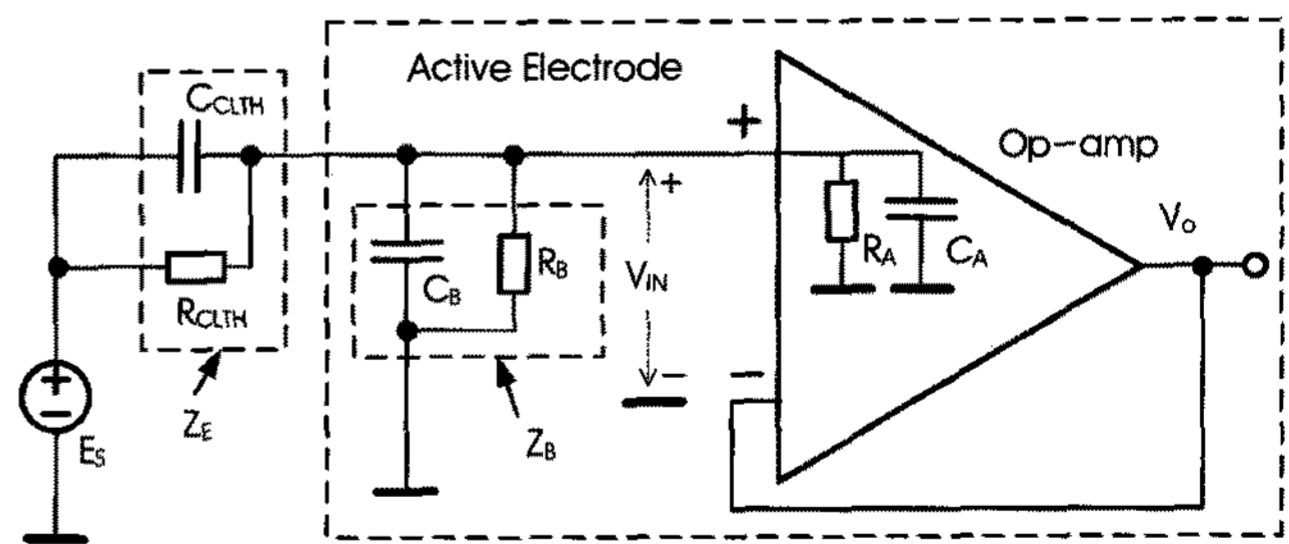


그림 4. 능동 전극의 전기적 모델
 Fig. 4. Model of active electrode with signal source.

두 전극으로 감지하고, instrumentation amp를 사용하여 두 전극 신호의 차를 구하며, 적절한 증폭과 필터를 거쳐서 최종적으로는 0.5-35Hz의 대역폭과 5000의 이득을 갖는 시스템을 설계하였다.

B. 용량성 능동 전극의 주파수 응답 특성

Fig. 4에는 능동 전극의 전기적 모델을 나타냈다. 전극 내에 있는 초단 증폭기는 한 개의 op-amp와 한 개의 저항 소자 (R_B)로 간단히 구성되었다. C_B 는 구체적인 소자가 아니고 입력과 접지간의 기생 용량 (parasitic capacitance)를 나타낸다. R_A 와 C_A 의 병렬 연결은 op-amp의 입력 임피던스를 나타낸다. Z_E 는 전극면과 피부 사이의 임피던스를 의미하며 본 논문에서는 이를 전극 임피던스라 부르기로 한다. 전극 임피던스는 다시 R_{CLTH} 와 C_{CLTH} 의 병렬 연결로 표현한다. 선행 연구[1]에서는 C_{CLTH} 만으로 전극 임피던스를 표현했었다.

심전도 신호원은 전압원 E_S 로 나타냈으며, E_S 에 대한 전극의 이득은 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$G_S(s) = \frac{Z_B // Z_A}{Z_E + Z_B // Z_A} \tag{1}$$

본 연구에서 사용된 전극에서는, op-amp의 입력 임피던스 Z_A 는 Z_B 보다 매우 커서, 위 식(1)에서 Z_A 는 무시될 수 있다. 따라서 Z_A 를 무시한 이득은 다음과 같다.

$$G_S(s) = \frac{R_B + C_{CLTH}R_B R_{CLTH}s}{(R_B + R_{CLTH}) + (C_B + C_{CLTH})R_B R_{CLTH}s} \tag{2}$$

전극 임피던스에 영향을 주는 요소는 피부와 옷감의 전기적 특성이다. 이 중에 피부는 옷감에 비해 전도성이 높아서, 간접접촉 심전도 측정에서는 도체로 간주할 수 있다. 결국 전극 임피던스를 결정하는 가장 중요한 요소는 피부와 전극 사이에 놓여 있는 옷감의 전기적 특성이다. 전기적 관점에서는 옷감의 특성은 간단히 permittivity, conductivity 그리고 옷감의 두께로 결정될 것이다. 하지만 실제 측정환경에서는 옷감의 종류에 따른 다양한 변화와 피측정자의 상태에 따른 큰 폭의 변화가 있을 수 있다. 다양한 종류

의 옷감에 대한 전기적 특성의 심층적 연구는 본 논문에서 다루기에는 너무 넓은 주제가 되므로, 본 논문에서는 범위를 좁혀서, 몇 가지 대표적 직물의 샘플에 대한 전기적 특성을 조사하여 직물 임피던스의 대략적 특성을 파악하는 것으로 한정한다.

C. 피부와 전극 사이의 직물 임피던스 측정

실제 심전도 측정 환경에서의 IDC-ECG의 주파수 응답을 측정하기 위해 Fig. 5과 같은 실험 장치를 준비하였다. 준비한 실험 장치는 심전도 측정 장치와 비슷하게 의자의 등받이에 용량성 전극을 고정하고, 의자의 시트에는 전도성 직물을 깔았다. 하지만, 심전도 측정 시스템과 다른 점은, 전극은 하나만 사용되었으며 전극의 출력 신호를 바로 측정에 사용했다는 것이고, 또 다른 점은, 전도성 직물에 측정 시스템의 접지를 연결하지 않고, 파형발생기의 출력을 연결한 것이다.

이러한 장치를 사용하여, 파형발생기는 정현파 출력, 0.1Vp의 크기로 주파수를 1에서 200Hz의 범위로 변화시키면서 전극의 출력을 측정하였다. motion artifact와 비교적 큰 잡음의 영향을 줄이고자, 전극의 출력을 ADC로 받아서, Fourier Transformation을 하여 해당 주파수의 크기와 위상을 측정하였다.

파형발생기의 출력은, 시트에 깔린 전도성 직물과 인체간의 접지 임피던스와 인체의 임피던스 그리고 전극 임피던스의 직렬 연결을 통과하여 전극의 출력으로 나타난다. 접지 임피던스와 인체의 임피던스는 전극 임피던스에 비해 작아서 무시될 수 있으므로, 출력은 전극 임피던스를 반영한다고 볼 수 있다.

Fig. 5의 장치에서 실험의 참여자는 상반신은 앉은 면 내의만을 입게 하고, 측정 대상 직물은 의자의 전극 위에 덮어서 측정했다. 샘플 직물은 면 (두께 0.5mm, 평직), 모직 (두께 0.5mm, 능직) 그리고 아크릴 직물 (두께 0.6mm, 능직) 의 세 가지를 준비했다.

식 (2)에서, 전극의 입력 임피던스 Z_B 와 전극의 이득을 알게 되면 전극 임피던스 Z_E 를 구할 수 있다. 전극의 이득은 본 측정 장치를 이용하여 측정하고, Z_B 는 선행 실험을 통해 측정하였다.

III. 결과 및 토의

Fig.6에 샘플 직물 들을 이용하여 측정된 이득을 나타내었다. 각

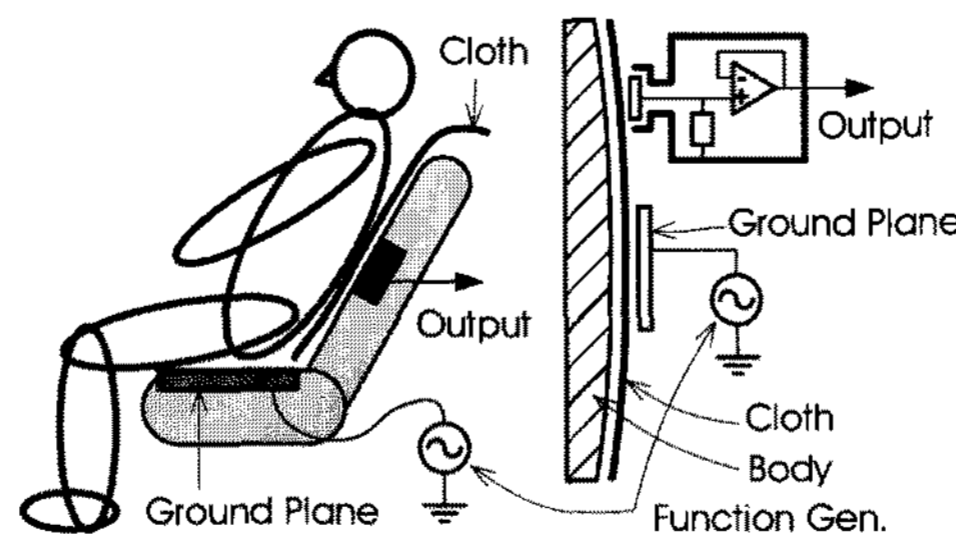


그림 5. 주파수 응답 측정을 위한 실험 장치 구성도 (왼쪽) 그리고 실험 장치의 전기적 diagram (오른쪽)
 Fig. 5. The experimental setup for frequency response measurement (left) and its expanded diagram (right).

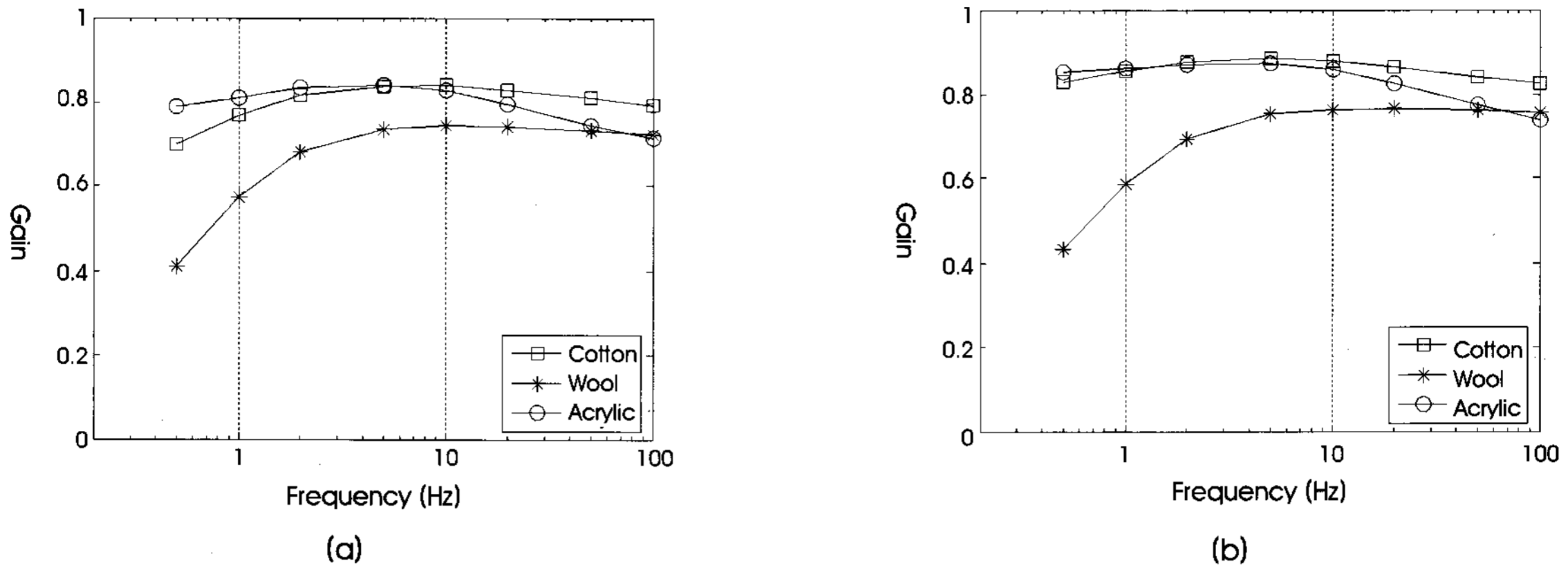


그림 6. 샘플 직물들에 대한 이득 측정 결과
 (a) 피측정자가 의자에 앉은 직후에 측정한 결과, (b) 앉은 이후 약 10분 경과 후에 측정한 결과 샘플 직물: 면 (두께 0.5mm), 모직 (두께 0.5mm), 아크릴 직물 (두께 0.6mm)
 Fig. 6. Gains for three cloth types, cotton (thickness 0.5mm), wool (thickness 0.5mm), and modacrylic (thickness 0.6mm) measured immediately after the participant was seated on the chair (a) and 10 min later (b).

샘플 직물에 대해서, 이득 측정은 두 번 실시되었는데, 처음은 실험 참여자가 의자에 앉자마자 바로 실시되었고, 그 이후 실험 참여자가 의자에 앉아서 약 10분 정도 경과한 후에 두 번째 측정이 실시되었다. Fig.6 (b)의 10분 경과 후에 측정한 이득이 앉자마자 바로 측정된 이득보다 전반적으로 높았으며 특히 약 5Hz 이하의 범위에서는 그 증가가 현저함을 볼 수 있다.

Fig.6은, 옷감을 통한 실제 이득 측정 결과가 선행 연구[1]에서 예측한 것보다 저주파 영역에서 크게 나타남을 보여준다. 이득이 예측보다 크게 나타나는 것은 발한에 의한 옷감내부의 습도 증가에 의한 것으로 보이는데, 이 추측은 시간이 지남에 따라 낮은 주파수 대역의 이득이 증가하는 결과로도 설명될 수 있다.

선행연구[1]에서는 수 Hz 이하의 주파수에서는 전극 이득이 낮은 결과를 얻었으나, 이번 연구 결과에서는, 실제 심전도 측정 시

에 낮은 주파수의 이득이 높아지는 긍정적인 현상을 볼 수 있었으며, 일부 옷감에서는 전극의 특성을 저항성으로 보아도 무방할 정도로 전체 측정 범위에서 일정한 이득을 보이는 것을 관찰할 수 있었다.

Fig.6에서, 낮은 주파수 영역에서는 옷감의 종류와 습도의 변화에 따라, 이득이 비교적 큰 범위에서 변화하는 것을 볼 수 있다. 이러한 결과는, 측정되는 심전도 파형이 측정 상태에 따라 변화할 수 있다는 것을 의미한다. 따라서, 간접접촉 심전도를 실제 진단에 사용하기 위해서는 심전도 파형의 변화 보정에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

전극의 입력 임피던스 Z_B 를 알고 있다면, 식(2)를 통해 전극 임피던스를 계산할 수 있다. Z_B 는 op-amp의 바이어스 전류를 흐르게 하여 op-amp를 안정적으로 동작시키기 위해 장착된 저항 (3G

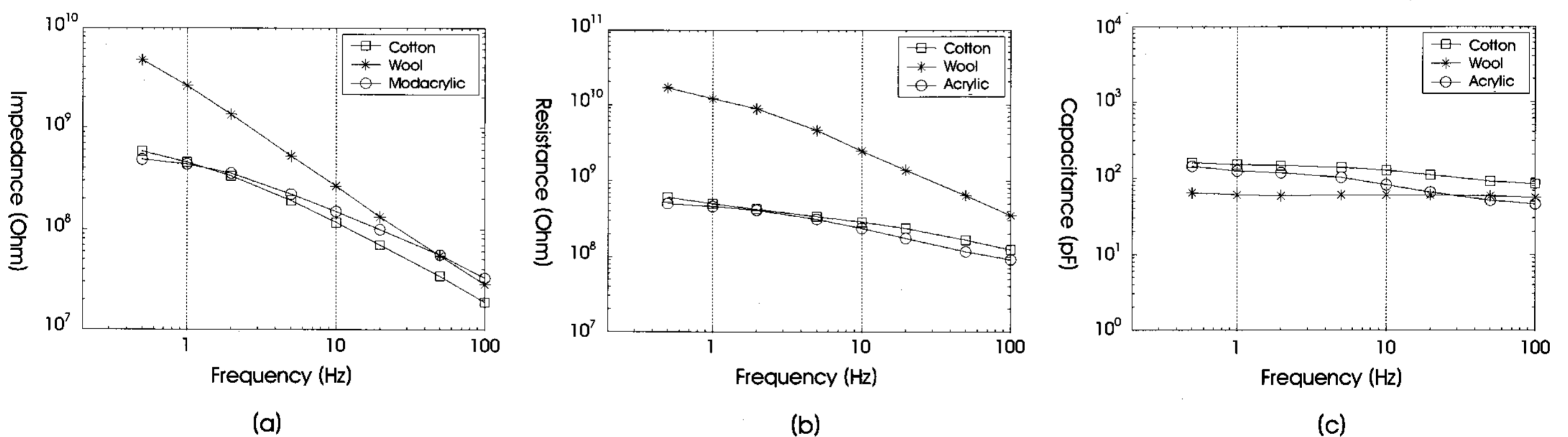


그림 7. 그림 6의 (b)로부터 계산된 전극 임피던스
 (a) 임피던스의 절대값 $|Z_E|$, (b) 저항성분 R_E , (c) 용량 성분 C_E
 Fig. 7. Electrode impedance estimated from the results shown in Fig. 6 (b). Absolute values of $|Z_E|$ (a), resistance R_E (b), and capacitance C_E (c) are shown.

Ω)과 기생capacitance의 병렬 연결 모델로 이해할 수 있으며, 시뮬레이션과 실제 측정을 통해 $R_B=3G\Omega$, $C_B=17pF$ 정도 됨을 미 발표 선행 연구를 통해 확인할 수 있었다. Fig.6의 이득 측정 결과와 Z_B 값을 식(2)에 적용하여 계산한 전극 임피던스를 Fig.7의 (a)에 나타냈으며, 전극 임피던스를 저항 R_E 와 capacitance C_E 의 병렬 연결 모델로 보았을 때, 계산된 R_E 와 C_E 를 Fig.7 (b), Fig.7 (c)에 나타내었다.

Fig.7 (c)에서, 전극의 C_E 는 주파수에 대해서 비교적 일정하며, 옷감에 따른 변화가 크지 않음을 볼 수 있다. 이 결과에 의해, C_E 는 직물의 permittivity에 의해 일정하게 결정되는 값으로 볼 수 있을 것 같다. 반면, 저항 성분 R_E 는 옷감의 종류에 따라, 주파수에 따라 변화가 큼을 볼 수 있는데, 발한에 의한 습도와 관련이 있을 것으로 생각된다.

이 연구에서는 실제 간접접촉 심전도 측정 환경에서의 주파수 특성을 분석하고자 했으며, 그 목적에 의해 실제 인체를 대상으로 한 심전도 측정 조건에서 실험을 진행하였다. 따라서 실제의 인체가 측정 실험의 중요한 요소가 됨으로써 측정 조건을 일정하게 유지하기 힘들어서, 결과의 재현성이 좋지는 않았다. 그리고 3가지의 샘플 직물에 대해서만 실험이 진행되었는데, 이러한 제한된 연구 조건에서 얻은 결과를 일반화하여 모든 직물과 다양한 환경의 측정에 직접 적용하는 것은 주의해야 할 것 같다. 그 대신 본 연구에서 제안된 방법론은 각 개별 측정 환경에서의 전극 특성을 측정하는 목적으로 사용될 수 있을 것이다. 본 연구의 결과는 이후의 (1) 간접접촉 심전도의 왜곡 보정 연구, (2) 전극의 열잡음(Johnson Noise) 등의 잡음 분석 및 잡음 저감 회로 개발 연구, (3) 간접접촉 심전도 측정에서 문제가 되고 있는 동잡음(motion artifact)를 줄이기 위한 연구 등에 적용될 수 있을 것으로 기대한다.

IV. 결론

간접접촉 심전도 측정 방법의 개선 및 응용의 확대를 위해서는 전극의 주파수 특성의 파악이 반드시 필요하다. 본 연구에서는, 인체를 이용하여 실제 심전도 측정 환경에서의 전극의 주파수 특성을 측정하는 방법을 제시하였으며, 제안된 방법을 몇 가지 직물 샘플에 적용하여 주파수 특성을 측정하였다. 측정 결과는 낮은 주파수 부분에서의 이득이 예상보다 높았지만, 낮은 주파수의 이득이

옷감의 종류와 습도에 따라 크게 변동하는 것을 관찰할 수 있었다. 이 측정 결과를 바탕으로 인체와 전극간의 임피던스는 직물의 유전율의 특성에 좌우되는 capacitance 성분과 직물 내 습도의 영향을 많이 받는 저항 성분의 병렬 연결 모델로 설명할 수 있게 되었다. 본 연구를 통해 얻은 전극의 임피던스에 대한 정보는 향후 전극의 개선 및 전극의 잡음 분석에 유용하게 사용할 수 있을 것으로 기대한다.

참고문헌

- [1] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 53, pp. 956-9, 2006.
- [2] K. K. Kim, Y. G. Lim, and K. S. Park, "A New Method for Unconstrained Pulse Arrival Time (PAT) Measurement on a Chair," *J. of Biomed. Eng. Res.*, pp. 83-88, 2006.
- [3] J. Kim, J. Park, K. Kim, Y. Chee, Y. Lim, and K. Park, "Development of a noninvasive blood pressure estimation system for computer users," *Telemed J E Health*, vol. 13, pp. 57-64, 2007.
- [4] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 54, pp. 718-25, 2007.
- [5] K. K. Kim, Y. G. Lim, J. S. Kim, and K. S. Park, "Effect of missing RR-interval data on heart rate variability analysis in the time domain," *Physiol Meas*, vol. 28, pp. 1485-94, 2007.
- [6] S. Boutros and A. A. Hanna, "Some Electrical Properties of Wood Pulp," *J. of Polymer Science*, vol. 16, pp. 1443-1448, 1978.
- [7] E. H. Jones, "A Moisture Meter for Textile Materials," *J. Sci. Instrum.*, vol. 17, pp. 55-62, 1940.
- [8] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiol Meas*, vol. 21, pp. 271-83, 2000.
- [9] R. M. David and W. M. Portnoy, "Insulated electrocardiogram electrodes," *Med Biol Eng*, vol. 10, pp. 742-51, 1972.
- [10] M. E. Griffith, W. M. Portnoy, L. J. Stotts, and J. L. Day, "Improved capacitive electrocardiogram electrodes for burn applications," *Med Biol Eng Comput*, vol. 17, pp. 641-6, 1979.
- [11] C. H. Lagow, K. J. Sladek, and P. C. Richardson, "Anodic insulated tantalum oxide electrocardiograph electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 18, pp. 162-4, 1971.