

Home Healthcare 장치들 위한 차동 전극 임피던스의 상대적인 측정

우영재<sup>1,3</sup>, 유선국<sup>2,3\*</sup>

연세대학교 생체공학협동과정<sup>1</sup>, 연세대학교 의과대학 의학공학교실<sup>2</sup>,  
이동형응급의료정보시스템개발센터<sup>3</sup>.

Relative Measurement of Differential Electrode Impedance for Home Healthcare Device

Y. J. Woo<sup>1,3</sup>, S. K. Yoo<sup>2,3</sup>

Graduate School of Biomedical Engineering, Yonsei Univ<sup>1</sup>  
Dept. of Medical Engineering, Yonsei Univ. College of Medicine<sup>2</sup>  
Center for Emergency Medical Institute<sup>3</sup>

**Abstract** - In this paper, we propose a simple and relative electrode contact monitoring method. By exploiting the power line interference, which is regarded as one of the worst noise sources for bio-potential measurement, the relative difference in electrode impedance can be measured without a current or voltage source. Substantial benefits, including no extra circuit components, no degradation of the body potential driving circuit, and no electrical safety problem, can be achieved using this method. Furthermore, this method can be applied to multi-channel isolated bio-potential measurement systems and home health care devices under a steady measuring environment.

1. 서 론

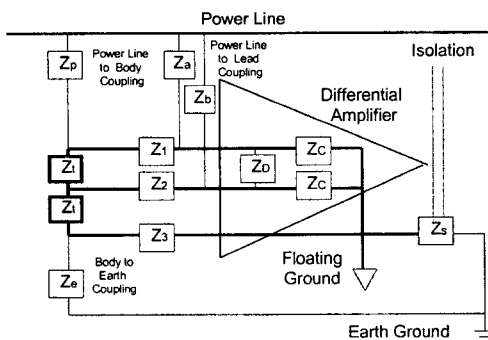
전극의 접촉 모니터링은 생체전위 증폭기의 중요한 분야이다. [1] 소스 임피던스는 피부와 전극 사이의 임피던스와 전극리드에서 증폭기 사이의 임피던스 조합으로 전원선 잡음의 양과 증폭기의 CMRR (Common Mode Rejection Ratio)에 결정적 영향을 미친다. [2,3,5,6] 한편 전극과 피부 표면의 접촉 불량 또는 전극 리드가 끊어지면 생체전위 증폭기의 동작에 심각한 결과를 초래하게 될 것이다.

검출 회로에서 전류나 전압원은 소스 임피던스 측정을 위해 사용되고, [1,3] oscillating 주파수가 선택되어지지 않았다면 심전계내의 오픈다리 구동회로와 같은 생체전위 증폭기내에는 접촉 모니터링 회로가 분산[5,7]되어 있게 된다. 기존 임피던스 검사 회로는 외부 전극 부착 검사회로를 별도로 설계하여 시스템 set-up단계에서 전극의 접촉 상태를 검사하도록 하였다. 특히 외부 부착 회로에서 전극의 접촉상태를 검사하기 위하여 입력되는 외부 전류원 즉 전극의 접촉 상태 검사는 임피던스 검사회로와 동일한 외부 전류원을 인가해야 한다. 따라서 만약 외부 전류원에 고장이 발생하면 인체에 부착된 전극에 고장 전류가 유입되어 환자의 안전도에 문제를 발생시키게 된다.

따라서 본 연구에서는 외부 전류원을 유입하지 않고, 기존의 생체전위 증폭기 회로를 이용하여 전극의 접촉 상태를 검사하는 새로운 방법을 제시하였다. 즉 환자의 안전에 영향을 주지 않는 전원선에 의한 유도전류 불평형으로 사용하여 양극전극간의 불평형의 상대적인 값을 거출하여 불평형 값이 크면 전극의 접촉 상태가 나쁜 것으로 판단할 수 있다.

2. 본 론

2.1 전원선과 차동증폭기의 전기적 모델



<그림 1> 차동 전극 임피던스의 상대적 측정을 위한 회로 모델

전원선과 생체간의 유도 커패시턴스(Zp)와 두 개로 분리된 차동 증폭기의 입력에 연결된 유도 커패시턴스(Za, Zb)은 전원 잡음이 함께 측정된 생체전

위 신호들이다.

전원선과 생체간의 유도 커패시턴스(Zp) 때문에 생긴 변위 전류(ip)는 접지저항(Zs) 양단에 걸리는 전압(Vz)는

$$V_z = i_p \frac{Z_e}{Z_e + Z_s} Z_s \quad (1)$$

Ze와 Zs는 각각 생체와 대지간 임피던스와 대지 접지간의 분리 임피던스이다. 또한 변위전류 ip는 Z1(생체와 전극들간의 임피던스) 양단에 걸리는 전압(Vz1), Vz2와 Vz3은 차동 증폭기의 두 개의 입력단 사이의 차동전압(VD)로 전압 차(VzD)로 나타내어진다. 그러므로 Vz2와 Vz1은 다른 전극과의 접촉(Z1과Z2 사이 차) 때문에 불안정한 임피던스에 의해 VzD로 나타낼 수 있다. 회로 요소들을 Thevenin equivalent voltage(VTH)와 ZD에 연결되어진 equivalent resistance(RTH)로 간단히 나타내어진다.

$$V_{TH} = V_z \frac{Z_2 - Z_1 - Z_t}{Z_c}, \text{ and } R_{TH} = Z_1 + Z_2 + Z_t \quad (2)$$

Zc는 차동 증폭기의 입력 임피던스, Z1과 Z2는 피부와 전극 사이의 임피던스, Thevenin equivalent circuit을 기반으로 한 Pallas-Aremy의 회로 모델[8] 의해 VD1(ZD에 걸리는 전압)은

$$V_{D1} = k_1 \Delta Z + C_1, \quad (3)$$

$$k_1 = \frac{i_p}{Z_c} \frac{Z_e Z_3}{Z_e + Z_s}, \quad C_1 = i_p \left( Z_t + \frac{Z_e Z_3}{Z_e + Z_s} \frac{Z_t}{Z_c} \right)$$

만약 Z3의 접촉 상태가 좋다면, ip, Zs, Zc가 측정을 통해 조심씩 변화함을 알 수 있다. VD1은 K1과 C1을 상수로 놓고 ΔZ = Z2 - Z1으로 불평형에 비례한다.

VD2 유도 커플링 때문에 ZD에 걸리는 전압은 Metting vac Rijn 모델[7]에 의해 임피던스 불평형에 비례하므로

$$V_{D2} = k_2 \Delta Z + C_2, \quad (4)$$

$$k_2 = \frac{V_{Zs}}{Z_s}, \quad C_2 = V_{Zs} \frac{Z_1 + Z_2}{2} \frac{Z_a - Z_b}{Z_s Z_s}$$

$$Z_s = \frac{Z_a + Z_b}{2}$$

Vz는 Ze에서의 분리모드 전압이다. 만약 Zp, Za, Zb가 조금씩 변한다면 그때의 K2는 상수로 근사화 할 수 있다. C2는 피부위에 전극의 고정 상태와 시간이 지남에 따른 변화인 Z1, Z2에 의해 상수로 근사화 할 수 있다. Z1과 Z2와 관련하여 half-cell potential이 일어날 때 피부와 전극 사이의 분극현상에 의해 직류성 잡음이 생기게 된다. 그래서 DC 제거 필터를 사용하면 되는데 보통 차동 증폭기 후단에 삽입하여 옴셋(DC) 전압을 제거하게 된다. 결과적으로 60Hz 성분이 강조되는 것이다. 옴셋을 제거한 후에, 식(1)과 (2)의 조합으로 상수 k와 c를 ΔZ식으로 나타 낼 수 있다.

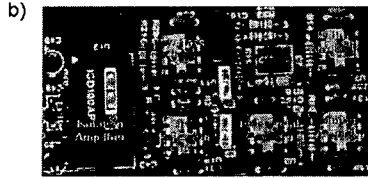
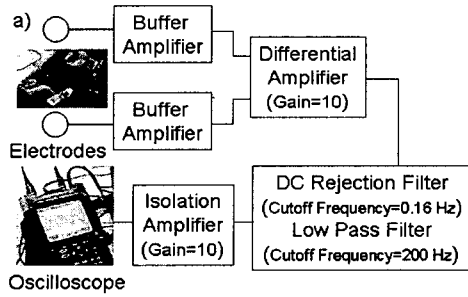
$$V_D = V_{D1} + V_{D2} = k \Delta Z + c \quad (5)$$

VD가 임피던스 불평등에 비례해서 나타날 때 임피던스 불평등을 기초로 한 분리 증폭기의 output은 전원선에 간섭으로 나타내어진다. 거꾸로 말하면 임피던스의 불평형과 유사함을 보이는 전극 임피던스의 차는 추가적인 전류원이나 전압원 없이 전원선 간섭의 관찰로 상대적으로 측정할 수 있다.

2.2 실험 구성

(a) oscilloscope 하나의 채널로 임피던스의 차이를 측정하였고 구성은 두 개의 buffer 증폭기, 차동 증폭기, DC 제거 필터, 저역통과 필터와 분리 증폭기로 구성되었다.

(b) 실제로 실험에 사용된 보드



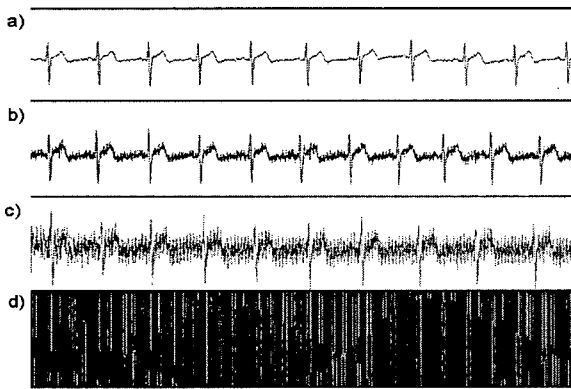
〈그림 2〉 실험 구성

- Different amplifier : Gain 10
- DC reiection filter : cutoff frequency 0.16Hz
- low pass filter : cutoff frequency 200Hz
- isolation amplifier : unti gain

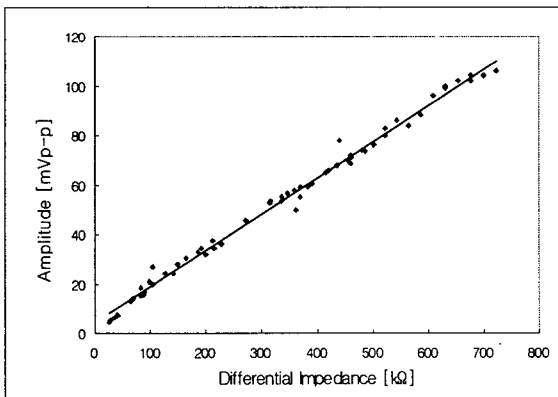
### 2.3 실험 과정

- 외부 전압원과 전류원 사용 대신에 60Hz 잡음원이 되는 전원라인에 의한 변위전류를 전류원으로 사용하였다.
- 접촉저항은 절대값이 아닌 상대값으로 측정한다. (전극 접촉 회로 목적은 접촉 전극의 절대적인 값이 아니라 상대적인 접촉 상태, 즉 생체 신호의 검출이 가능한가를 검사하는 것이다.)
- 전극을 통해 들어오는 생체신호는 수mV에서 수십mV로써 전처리 과정(버터, 차동증폭기, DC제거, 저역통과필터, 분리증폭기)를 통해서 획득된 생체 신호를 60Hz band pass filter로 필터링 해서 전원잡음의 주성분인 60Hz 만을 추출한 후 전극 불평형에 의한 출력 전압값을 비교하였다.

### 3. 결 과



〈그림 3〉 측정된 ECG에서 피부 표면에서의 contact impedance (a)good, (b)(c)poor, (d)broken lead wire



〈그림 4〉 contact impedance 차이에 따라 전원라인 간섭의 Peak -to- Peak amplitude

그림3은 측정된 ECG에서의 임피던스의 불평형을 측정한 것이다. a),b),c)는 60Hz 전원선 간섭이 전극의 나쁜 접촉 상태에 따라 임피던스의 불평형이 증가하는 것을 보여준다. 그림5에서 측정된 임피던스는 a)2.6kΩ, b)16.8 kΩ, c)82.5kΩ이다. d)는 리드가 떨어진 상태로 60Hz artifact가 매우 크게 나타나 신호의 형태를 알아 볼 수 없게 되는 것을 볼 수 있다. 그림 5는 전원선 잡음의 peak-to-peak값이 전극접촉 임피던스에 비례함을 알 수가 있다. 따라서 전극 간 임피던스는 외부의 어떤 current source나 power supply를 인가하지 않고도 생체증폭기의 전극접촉상태를 체크 할 수 있다.

### 4. 결 론

생체전위 측정 시스템에서 측정 채널의 수가 증가하게 되면 수동으로 관찰하는 것은 매우 어렵다. 그리고 외부에서 리드-테스트로 체크하는 일도 번거로운 일이다. 따라서 회로칩이 없이 전극간의 임피던스의 상대적인 값을 측정하는 것은 생체전이 측정 시스템에 유용하다. 전원잡음의 간섭은 생체전의 측정 시 문제가 되는 잡음원이다. 본 연구에서 제안하는 것은 전극들의 접촉 모니터링 방법은 전류원이나 전압원 없이 전극들의 접촉 임피던스를 간편하게 측정하고 추가회로의 첨가 없고, 전기적 안전성에 문제없이 생체전위 측정 시스템에 응용이 가능하다는 것이다.

결론적으로 증폭기로부터 검출한 60Hz 전원 잡음의 크기는 전극간 불평형 값에 직접 비례하는 값을 갖게 되고, 외부의 전류원을 사용하지 않으므로 환자에 대한 안전도를 확보할 수 있다. 또한 외부 첨가 회로가 없으므로 제조 단가를 낮추고, 전극의 커넥터 삽입/분리 과정을 거치지 않으므로 안정적인 동작이 가능하다. 임피던스의 점검 목적은 임피던스의 불평형을 이용하여 신호 획득 시 접촉 상태를 점검한다. 그래서 접촉 상태를 좋게하여 정확하고 안정된 신호 획득할 수 있다.

### [참 고 문 헌]

- [1] C. L. Levkov, "Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performance" Med. Biol. Eng. Comput., vol.26, pp. 389-396, 1988.
- [2] G. I. Petrova, "Influence of electrode impedance changes on the common-mode rejection ratio in bioimpedance measurements," Physiol. Meas., vol.20, no. 4, pp.11-9, 1998
- [3] S. Grimnes, "Impedance measurement of individual skin surface electrodes," Med. Biol. Eng. Comput., vol.21, pp.750-755, 1983.
- [4] T. Öberg, "A circuit for contact monitoring in electrocardiography," I IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, no.5, pp.361-364, 1982.
- [5] A. C. Metting van Rijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "The isolation mode rejection ratio in bioelectric amplifiers," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.38, no.11, pp.1154-1157, 1991.
- [6] R. Pallás-Areny, "Interference-rejection characteristics of biopotential amplifiers: A comparative analysis," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.35, no.11, pp.953-959, 1988.
- [7] K. Seo, J. Choi, B. Choi, D. Jeong, and K. Park, "The development of noninvasive home-based physiologic signal measurement system," Telem d J. and e-Health, vol.11, no.4, pp.487-495, 2005.
- [8] J.G. Webster, Medical instrumentation: application and design, John Wiley and Sons, 1997