

슬관절 운동 평가를 위한 생체 임피던스 측정용 전도성 섬유 센서 개발 및 평가

이병우¹ · 이충근¹ · 조하경² · 이명호¹

¹연세대학교 전기전자공학과

²(재)한국섬유소재연구소

Development and Assessment of Conductive Fabric Sensor for Evaluating Knee Movement using Bio-impedance Measurement Method

Byung Woo Lee¹, Chungkeun Lee¹, Hakyung Cho² and Myoungho Lee¹

¹Department of Electrical & Electronic Engineering, Yonsei University

²Korea High Tech Textile Research Institute

(Received November 14, 2010. Accepted January 10, 2011)

Abstract: This paper describes the development and assessment of conductive fabric sensor for evaluating knee movement using bio-impedance measurement method. The proposed strip-typed conductive fabric sensor is compared with a dot-typed Ag/AgCl electrode for evaluating validity under knee movement condition. Subjects are composed of ten males (26.6 ± 2.591) who have not had problems on their knee. The strip-typed conductive fabric sensor is analyzed by correlation and reliability between a dot-typed Ag/AgCl electrode and the strip-typed conductive fabric sensor. The difference of bio-impedance between a dot-typed Ag/AgCl electrode and the strip-typed conductive fabric sensor averages $7.067 \pm 13.987 \Omega$. As the p-value is under 0.0001 in 99% of t-distribution, the strip-typed conductive fabric sensor is correlated with a dot-typed Ag/AgCl electrode by SPSS software. The strip-typed conductive fabric sensor has reliability when it is compared with a dot-typed Ag/AgCl electrode because most of bio-impedance values are in ± 1.96 standard deviation by Bland-Altman Analysis. As a result, the strip-typed conductive fabric sensor can be used for assessing knee movement through bio-impedance measurement method as a dot-typed Ag/AgCl electrode. Furthermore, the strip-typed conductive fabric sensor is available for wearable circumstances, applications and industries in the near future.

Key words: Strip-typed Conductive Fabric Sensor, Bio-impedance Measurement, Knee Movement Evaluation, Wearable-typed Sensor

1. 서 론

최근 인터넷 및 휴대전화 등의 통신 기술이 발달함에 따라 이러한 기술에 바탕을 둔 ICT(Information and Communication Technologies) 즉, 정보통신 기술이 정치, 경제, 사

회, 문화 등의 모든 분야에서 급속도로 접목되며 각 분야의 발전을 이끌고 있다. 또한 이러한 ICT 기술과 건강관리 분야의 융합으로 대부분 사람들의 관심사가 건강관리 산업 및 의료복지 분야를 향하고 있다. 아울러 고령화 사회에 급속도로 진입함에 따라 좀 더 건강하게 오래 살고자 하는 사람들의 바람이 스포츠 및 레저 산업의 증가 추세로 이어지고 있다. 예를 들어, 많은 사람들이 헬스 센터, 수영, 등산 및 자전거 등의 운동을 즐기며 평소 병원에서의 건강 검진을 통해 건강을 관리하고 있다.

하지만 운동을 무리하게 할 경우, 종종 부상을 입는 경우

Corresponding Author : 이명호
Electrical & Electronic Engineering Department, Yonsei University, 50 Yonsei-Ro, Seodaemun-Gu, Seoul Korea
TEL: +82-2-2123-4947 / FAX: +82-2-312-2770
E-mail: mhlee@yonsei.ac.kr

가 발생한다. 원인은 자신의 건강상태를 충분히 알지 못한 상태에서 운동을 진행함으로써 비롯된다. 이런 경우 보통 병원을 방문하여 적절한 치료 및 재활 치료를 받기도 한다. 재활 치료 시에는 항상 치료 전후의 상태를 평가하는데 특히, 슬관절(Knee Joint) 재활 치료 시에는 슬관절의 각도를 측정하기 위한 각도계 및 비디오 카메라, 슬관절 주위의 근육 피로도를 측정하기 위한 EMG(Electromyography) 등을 사용하여 슬관절의 운동 상태를 평가하고 있다[1].

기존의 이러한 슬관절 운동 평가 방법은 비디오 카메라 및 EMG 측정법 이용 시 비교적 가격이 비싼 장비를 이용해야 하는 단점 및 운동 측정 장소의 제약 등의 문제가 발생하고, 또한 각도계를 이용한 슬관절 운동 범위 각도의 정확한 수치 측정 어려움 등이 존재한다. 따라서 비교적 측정 장비의 가격이 저렴하며 기존 측정 방법의 단점을 보완할 수 있는 슬관절 운동 평가 기법으로 생체 임피던스를 측정하는 방법이 있다. 이 방법은 4개의 Ag/AgCl의 전극을 이용하여 하지에 정전류를 인가하는 방법으로 인체에서 비교적 저항 성분이 낮은 근육과 혈관으로 정전류를 흘려준다. 이것은 슬관절 주변의 근육과 혈관의 부피 변화량으로 생체 임피던스 변화를 측정하여 운동 평가를 하는 것이다[1-3].

하지만 Ag/AgCl의 전극을 이용한 생체 임피던스 측정법에는 한계가 있다. Ag/AgCl의 전극은 도트형(Dot-typed)의 타입으로 근육 한 부분의 국소적인 면적만을 측정할 수 있기 때문이다. 본 논문에서는 기존의 Ag/AgCl 전극보다 비교적 많은 근육 면적을 포함하여 생체 임피던스를 측정할 수 있는 스트립형의 전도성 섬유 센서를 제안한다. 많은 면적의 근육으로부터 측정된 생체 임피던스 변화량은 좁은 면적의 근육으로부터 측정된 생체 임피던스 변화량과 비교 시, 더욱 변화량이 클 것이고 이것은 곧 슬관절의 운동 평가 시 감도가 좋은 센서로써 이용할 수 있다. 또한 전도성 섬유 센서를 이용함으로써 향후 웨어러블 타입의 운동 평가 방법을 선도할 수 있다. 슬관절 운동 평가 시, 개발한 전도성 섬유 센서를 이용하여 측정한 생체 임피던스 변화량과 기존의 Ag/AgCl 전극을 이용하여 측정한 생체 임피던스 변화량을 임피던스 크기 비교 및 Bland-Altman 분석, 슬관절 운동 각도의 기준이 될 틸트 각도 신호와의 Ag/AgCl 및 전도성 섬유 센서의 선형성 비교 분석을 제시하여 개발한 전도성 섬유 센서를 평가한다.

II. 본 론

1. 실험 방법

(1) 스트립형의 전도성 섬유 센서

Nyboer(1970) 및 Swanson(1976)이 제안한 사지 모델에

대한 생체 임피던스 측정 공식을 이용하면, 원주형 사지의 임피던스를 Z , 원주형 사지에서 전극 간의 간격을 L 및 원주형 사지 단면적을 A , 사지 내의 혈액 및 근육의 고유저항을 ρ 라 할 때, 생체 임피던스는 식(1)과 같이 표현된다.

$$Z = \rho \frac{L}{A} \quad (1)$$

즉, 원주형 사지에서 혈액 임피던스(Z_b)와 근육 임피던스(Z_m)는 식(2)와 식(3)과 같이 표현된다[4-5].

$$Z_b = \rho_b \frac{L}{\Delta A_b} \quad (2)$$

$$Z_m = \rho_m \frac{L}{\Delta A_m} \quad (3)$$

또한 혈관 및 근육의 단면적 A 가 증가한다면 이것은 증가된 혈액량(ΔV_b) 및 근육의 부피(ΔV_m)에 의한 것으로 각각 식(4)와 식(5)처럼 표현된다.

$$\Delta V_b = L \Delta A_b = \rho_b \frac{L^2}{Z_b} \quad (4)$$

$$\Delta V_m = L \Delta A_m = \rho_m \frac{L^2}{Z_m} \quad (5)$$

따라서 슬관절 운동 시, 증가되는 생체 임피던스(ΔZ)와 증가된 하지의 부피(ΔV)는 식(6)과 식(7)과 같이 표현된다.

$$\Delta Z = Z_b + Z_m = \rho_b \frac{L}{\Delta A_b} + \rho_m \frac{L}{\Delta A_m} \quad (6)$$

$$\Delta V = \Delta V_b + \Delta V_m = L \Delta A_b + L \Delta A_m = \rho_b \frac{L^2}{Z_b} + \rho_m \frac{L^2}{Z_m} \quad (7)$$

식(7)에 근거하여 슬관절 운동 시에 혈액량과 근육의 부피의 증가를 살펴보기 위해서는 원주형 사지의 단면적($A = \Delta A_b + \Delta A_m$) 즉, 센서의 접촉 면적이 증가하여야 함을 알 수 있다. 따라서 센서 접촉 단면적을 증가시키기 위해 스트립형 전도성 섬유 센서를 기존의 스트립 Ag/AgCl 전극(Disposable EL506)처럼 가로 25 cm, 세로 1 cm의 크기를 가지도록 제작하였다. 생체 임피던스 측정 시, 스트립형의 Ag/AgCl 전극(Disposable EL506)을 이용하면 기존의 도트형의 Ag/AgCl 전극을 이용한 것에 비해 비교적 많은 부위의 근육으로부터 생체 임피던스를 측정할 수 있어 생체 임피던스의 변화량이 더욱 커짐을 확인할 수 있다. 이것은 생체 임피던스 측정 시, 스트립형의 Ag/AgCl 전극(Disposable EL506)이 감도가 더욱 좋은 센서로써 사용될 수 있다는 것을 의미한다.

도트형의 Ag/AgCl 전극으로 생체 임피던스 변화량을 측정하는 것에 비해 더욱 감도가 좋으면서 스트립형의 Ag/AgCl

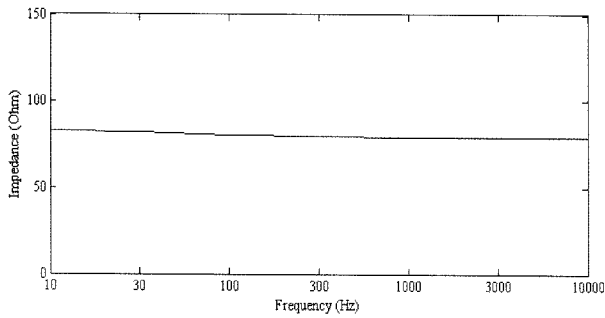


그림 1. 스트립형의 전도성 섬유 센서 자체의 임피던스 특성
Fig. 1. Impedance Characteristic of Strip-typed Conductive Fabric Sensor

전극(Disposable EL506)의 일회성 문제를 해결할 수 있는 센서가 바로 스트립형의 전도성 섬유 센서이다. 스트립형의 전도성 섬유 센서는 기존의 스트립형의 Ag/AgCl 전극(Disposable EL506)과 비교하여 일회성이 아닌 여러 번 재사용할 수 있으며 센서 주위에 밴딩 처리를 함으로써 수축과 이완을 가능하게 만들어 차별화하였다. 센서의 수축과 이완이 가능해짐에 따라 피험자마다의 하지 근육의 기본 크기가 달라 생체 임피던스 측정이 어려웠던 점을 개선할 수 있게 하였다. 피험자마다 근육의 부피 및 크기가 다르므로 전도성 섬유 센서의 외곽 부분을 수축 가능한 섬유로 25 cm × 3 cm 크기로 하면서 밴드를 추가하여 센서의 크기를 25 cm × 3 cm ~ 50 cm × 3 cm 범위까지 조절 가능하도록 하였다.

기존의 Ag/AgCl 전극 자체의 임피던스 특성은 10 Hz~10 KHz 사이 주파수 대역에서 170~200 Ω의 임피던스 값을 가진다[6]. 반면에 제안한 스트립형의 전도성 섬유 센서 자체의 임피던스 특성은 그림 1과 같이, 10 Hz~10 KHz 주파수 대역에서 79.012~83.196 Ω의 비교적 작은 임피던스 값을 가지며 이로 인해 제안한 스트립형의 전도성 섬유 센서가 Ag/AgCl 전극보다 비교적 잡음 신호에 약한 점을 가지는 특징이 있다.

재료적 측면에서 비교하여 보기 위하여 산화-환원 반응에서의 분극전위를 측정된 결과는 다음 표 1과 같다.

기존의 Ag/AgCl 전극의 분극전위는 25°C 상태에서 $Ag^+ + e^- \rightarrow Ag$: +0.780 V, $AgCl + e^- \rightarrow Ag + Cl^-$: +0.222 V를 가지며, 이는 산화-환원 반응에서의 분극전위가 작은 편이며,

표 1. 분극 전위
Table 1. Polarizing Potential

이온 반응	전위
$Ag^+ + e^- \rightarrow Ag$	+0.780 V
$AgCl + e^- \rightarrow Ag + Cl^-$	+0.222 V
$Ni^{2+} + 2e^- \rightarrow Ni$	-0.257 V
$Cu^{2+} + 2e^- \rightarrow Cu$	+0.342 V

안정적이어서 의료용 표준 전극이 되었다. 하지만 Ag/AgCl 전극은 장기적으로 사용함에 따라 특성이 변하는 소모적인 특성을 지닌다[7]. 개발한 스트립형 전도성 섬유 센서(W-290-PCN, 아진일렉트론)는 폴리에스테르와 Ni-Cu-Ni로 구성되어 있으며, 이 센서의 분극전위는 25°C 상태에서 $Ni^{2+} + 2e^- \rightarrow Ni$: -0.257 V, $Cu^{2+} + 2e^- \rightarrow Cu$: +0.342 V를 가지며 분극전위 측면에서 살펴볼 때, 가장 이상적인 전극이라 할 수 있는 분극전위가 0.000 V가 되는 수소전극과 비교하여 이 센서 또한 비교적 작은 분극전위를 가지고, 장기적 사용에 따른 특성이 변함이 작아 안정적이라 할 수 있다. 또한 한국전자통신연구원 기반기술연구소의 센서정보처리팀에서 실시한 유헬스(u-health)를 위한 착용형 생체신호 측정시스템 개발연구에 따르면, 기존의 Ag/AgCl 전극을 ECG 측정용 전극으로 사용할 때, 전기 전도성 직물로 대체하기 위하여 전기저항, 분극성, 표면 특성을 등을 고려하여 Ni/Cu 폴리에스테르를 선택하여 정지된 자세에서는 물론 운동 시에도 선명한 심전도의 대표적인 파형을 측정할 수 있었다[8]. 앞서 기술한 결과들을 바탕으로 의료용 전극으로써 생체에 사용 시 재료적 안전성을 가짐을 알 수 있다. 전도성 섬유의 표면 저항은 1 스퀘어 당 0.005~50 Ω의 범위를 갖는다[9]. 제안한 스트립형의 전도성 섬유 센서는 그림 2와 같다.

(2) 피험자

피험자는 총 10명으로 모두 슬관절에 이상이 없는 건강한 남성으로 구성하였으며 연령은 26.6 ± 2.591 이다. 피험자마다의 평소 운동량에 따라 하지 근육의 크기가 달라 생체 임피던스 측정의 어려움의 문제점은 스트립형 전도성 섬유 센서의 밴딩 처리를 통한 센서 크기를 자유롭게 조절함으로써 해결할 수 있었고, 피험자 개개인의 하지 상완 및 하완의 길이가 달라 실험 시에 센서 최적 부착 위치 상이함의 문제는 피험자 하지의 상완(고관절부터 슬관절 사이)을 3등분으로 하완(슬관절부터 족관절사이)은 4등분으로 나눈 뒤, 상완은 고관절부터 2/3 지점, 하완은 슬관절부터 1/4 지점에 도트형의 Ag/AgCl 전극을 부착하는 방법으로 피험자

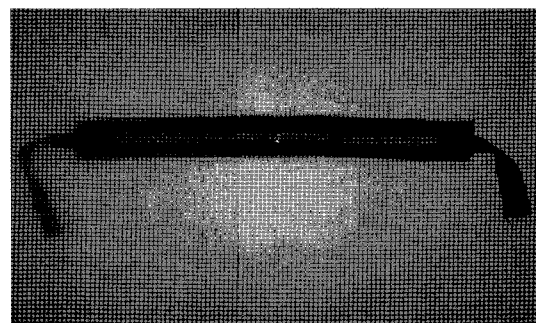


그림 2. 스트립형의 전도성 섬유 센서
Fig. 2. Strip-typed Conductive Fabric Sensor

다의 최적 위치를 찾았다[10-14].

(3) 실험 프로토콜 및 실험 장비

생체 임피던스의 변화를 측정하기 위해 MP150과 EBI100C, Lead130(BIOPAC Systems) 모델을 사용하였다. 생체 임피던스를 측정하기 위해서는 전도성 섬유 센서에 20 kHz에서 100 kHz 범위의 여기 주파수(Excitation Frequency)를 사용하여야 하며, 최대 4 mA까지 정전류를 생체 조직에 인가할 수 있다[2-3]. EBI100C는 Electro Bio Impedance 증폭기로서 12.5 kHz 및 25 kHz, 50 kHz, 100 kHz의 여기 주파수(Excitation Frequency)를 사용할 수 있으며, 100 μ A의 정전류를 생체 조직에 인가할 수 있으므로 본 논문의 생체 임피던스 변화 측정에 적합하다.

또한 슬관절 움직임의 변화를 보여주기 위한 기준 신호를 측정하기 위해 $\pm 90^\circ$ 의 범위를 가진 틸트 센서(SCA61T-FA1H1G, VTI Technologies)를 사용하여 슬관절의 운동에 따른 각도 변화를 측정하였다. 각도 변화에 대한 틸트 센서의 민감도는 35 mV/1 $^\circ$, 2 V/1 g을 가지며, 오프셋 전압은 2.5 V를 가진다.

그림 3과 같이, 실험 프로토콜은 먼저 MP150, EBI100C (BIOPAC Systems)의 최적 주파수를 50 kHz로 전극에 여기하고 EBI100C에서의 정전류인 100 μ A를 인가한 채, 피

험자 하지의 상완(고관절부터 슬관절 사이)을 3등분으로 하완(슬관절부터 족관절사이)은 4등분으로 나눈 뒤, 상완은 고관절부터 2/3 지점, 하완은 슬관절부터 1/4 지점에 도트형의 Ag/AgCl 전극을 부착하였다. 이러한 위치는 도트형의 Ag/AgCl 전극을 사용한 하지의 생체 임피던스 변화의 최적 위치를 따른 것이다[10-14]. 또한 슬관절 움직임의 기준 신호를 측정하기 위해 틸트 센서를 족관절 바로 위에 부착하여 슬관절 운동에 따른 각도 변화를 측정하였다. 실험 시에 피험자에게 반드시 고관절 및 족관절은 고정된 채, 슬관절만을 움직이도록 주지시킨 후, 슬관절 굴곡/신전(30초)의 운동을 진행하며 기준 신호인 틸트의 신호와 도트형의 Ag/AgCl 전극으로부터 측정된 생체 임피던스 신호를 측정하였다. 다음으로 도트형의 Ag/AgCl 전극을 제거하고 바로 그 위치에 개발한 스트립형의 전도성 섬유 센서를 부착한 후, 마찬가지로 실험 시에 피험자에게 반드시 고관절 및 족관절은 고정된 채, 슬관절만을 움직이도록 주지시켰다. 슬관절 굴곡/신전(30초)의 운동을 진행하며 기준 신호인 틸트의 신호와 스트립형의 전도성 섬유 센서로부터 측정된 생체 임피던스 신호를 측정하였다.

(4) 통계적 분석

도트형의 Ag/AgCl 전극과 스트립형의 전도성 섬유 센서로부터 측정된 생체 임피던스를 분석하기 위해 MATLAB R2010a과 SPSS 소프트웨어를 사용하여 다음과 같은 통계적 분석을 하였다. 첫째, 두 센서의 상관성을 비교해보기 위하여 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서로부터 측정된 생체 임피던스 신호의 변화 폭을 측정하고 한 피험자에 대한 생체 임피던스 값의 최대값과 최소값을 계산하였다. 다음으로 두 센서의 차이를 분석해보기 위해 10명의

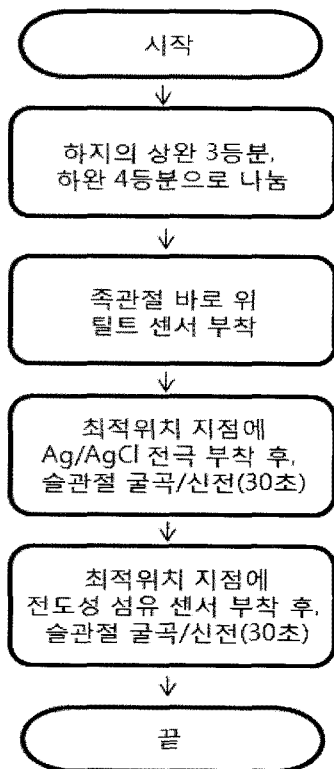


그림 3. 실험 프로토콜
Fig. 3. Experiment Protocol

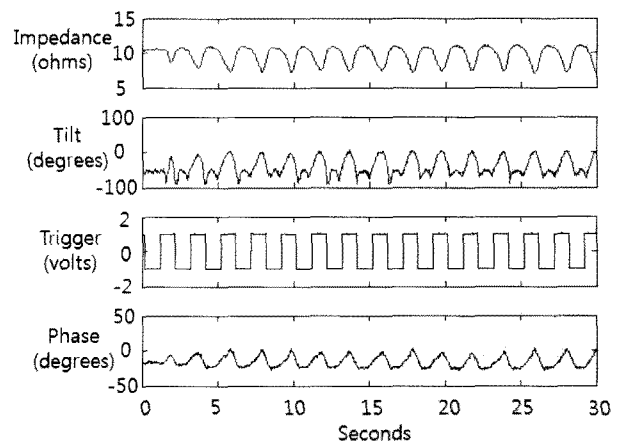


그림 4. 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 변화
Fig. 4. A Subject's Bio-impedance Measured by Dot-typed Ag/AgCl Electrode

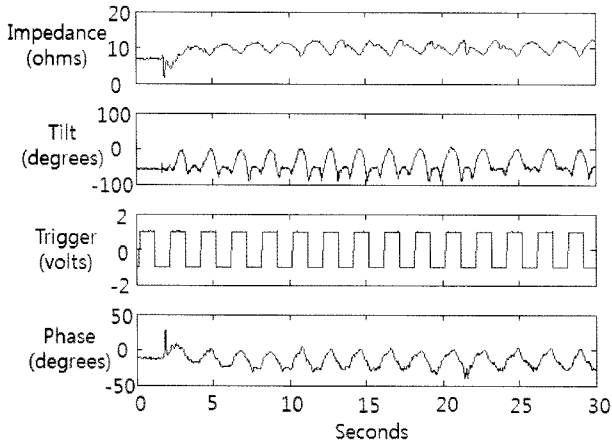


그림 5. 스트립형 전도성 섬유 센서로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 변화

Fig. 5. A Subject's Bio-impedance Measured by Strip-typed Conductive Fabric Sensor

피험자를 대상으로 두 센서로부터 측정된 생체 임피던스 변화 값을 대응 T-test 검정법을 이용하여 비교하였다. 둘째, 두 센서 간의 신뢰도를 평가해보기 위해 Bland-Altman 분석방법[15]을 사용하였다. Bland-Altman 분석방법을 이용하여 도트형 Ag/AgCl 전극의 생체 임피던스 변화 값을 기준으로 스트립형 전도성 섬유 센서의 생체 임피던스 변화 값과의 평균 값 대비 차이 값을 나타내는 것으로 기준 센서에 비해 비교 센서가 얼마나 유사한 지에 대한 지표 분석 방법이다. 셋째, 슬관절 움직임의 기준 신호가 된 틸트 신호와 두 센서로 측정된 생체 임피던스 변화의 선형성을 비교해보기 위해 틸트 신호와 도트형 Ag/AgCl 전극 신호, 틸트 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서 신호를 비교하였다.

2. 실험 결과 및 분석

(1) 실험 결과

본 논문의 목적은 슬관절 운동 평가 시, 기존 도트형의 Ag/AgCl 전극에 비해 제안한 스트립형의 전도성 섬유 센서가 얼마나 유효한지에 대한 평가를 하는 것이다. 따라서 앞서 설명한 실험 프로토콜 순서대로 먼저 도트형의 Ag/AgCl 전극을 피험자에게 부착한 후 슬관절 굴곡/신전(30초)의 운동을 진행하며 신호를 측정하였다. 다음 도트형의 Ag/AgCl 전극을 피험자에게 제거한 후 스트립형의 전도성 섬유 센서를 바로 그 위치에 부착한 후 다시 슬관절 굴곡/신전(30초)의 운동을 진행하며 신호를 측정하였다. 그림 4와 5는 BIOPAC MP150과 EBI100C 장비를 사용하여 측정된 신호이다.

그림 4는 도트형 Ag/AgCl 전극을 부착한 후 한 피험자의 고관절 및 족관절은 고정된 채 슬관절 운동을 실시하였을 경우의 생체 임피던스 변화 신호이다. 가로 축 단위는 초

로써 30초 동안 측정하였다. 첫 번째 열인 임피던스는 슬관절 운동 시의 생체 임피던스 변화이고 단위는 Ω 이다. 두 번째 열은 슬관절 움직임 변화를 나타내는 슬관절 각도 변화의 기준이 될 틸트 신호이다. 세 번째 열은 슬관절 운동 기준 신호인 트리거 신호로써 트리거의 오름 신호 시 슬관절을 굴곡시키고, 트리거의 내림 신호 시 슬관절을 신전시켰다. 총 30초 동안 15번의 오름과 내림 트리거 신호를 발생시켰다. 네 번째 열은 생체 임피던스 변화의 위상 변화 신호이다. 그림 5는 스트립형 전도성 섬유 센서를 부착한 후 피험자의 고관절 및 족관절은 고정된 채 슬관절 운동을 실시하였을 경우의 생체 임피던스 변화 신호로써, 측정 파라미터에 대한 설명은 그림 4의 설명과 같다.

(2) 분석

도트형 Ag/AgCl 전극으로부터 측정된 생체 임피던스 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서로부터 측정된 생체 임피던스 신호의 비교 및 분석하기 위해 3가지 방법을 사용하였다. 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서 사이에서의 상관성을 비교해보기 위해 각 센서의 생체 임피던스 측정 범위를 비교해보았으며, 두 센서 간의 신뢰도를 평가해보기 위해 Bland-Altman 분석방법을 사용하였다. 아울러 슬관절 움직임의 기준 신호가 된 틸트 신호와 두 센서로 측정된 생체 임피던스 변화의 선형성을 비교해보기 위해 틸트 신호와 도트형 Ag/AgCl 전극 신호, 틸트 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서 신호를 비교하였다.

첫째, 두 센서의 상관성을 비교해보기 위하여 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서로부터 측정된 생체 임피던스 신호의 변화 폭을 측정하였다. 30초 동안 총 15번의 트리거 오름 및 내림 주기 내에서 생체 임피던스 값의 최대값과 최소값을 구해보았다. 단, 트리거 신호의 오름과 내림이 임의적으로 진행됨에 따라 처음 2번의 트리거 신호 및 마지막 1번의 트리거 신호 주기에서의 최대값 및 최소값은 제외하여, 총 12번의 주기에서 최대값 및 최소값을 구하였다. 다음 그림 6은 12번의 트리거 주기 내에서 각 센서로부터 측정된 생체 임피던스 변화 값의 최대값 및 최소값을 MATLAB을 이용하여 표시한 것이다.

그림 6은 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 최대값 및 최소값을, 그림 7은 스트립형 전도성 섬유 센서로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 최대값 및 최소값을 각각 원으로 표시한 것이다. 두 가지 센서를 이용하여 생체 임피던스 측정 시, 트리거 신호에 대한 피험자의 적응 주기인 처음 2주기와 30초 시간 내에 완벽한 한 주기가 나오지 않는 마지막 1주기를 제외한 12주기 트리거 오름 및 내림 신호 동안 각각의 최대값 및 최소값을 측정한 것이다. 여기서 최대값과 최소값을 측정하는 이유는 생체 임

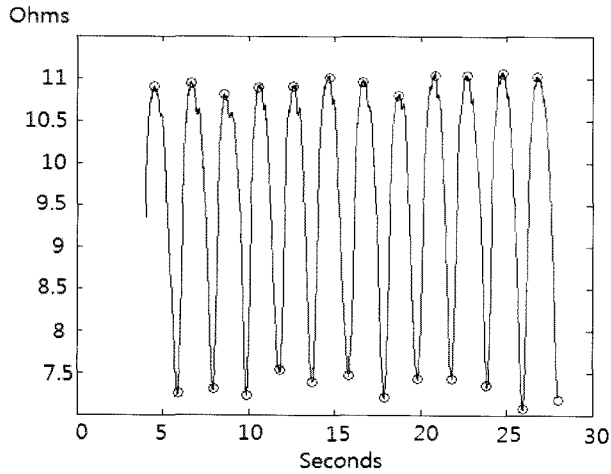


그림 6. 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 최대값 및 최소값

Fig. 6. A Subject's Bio-impedance Maximum and Minimum Value Measured by Dot-typed Ag/AgCl Electrode

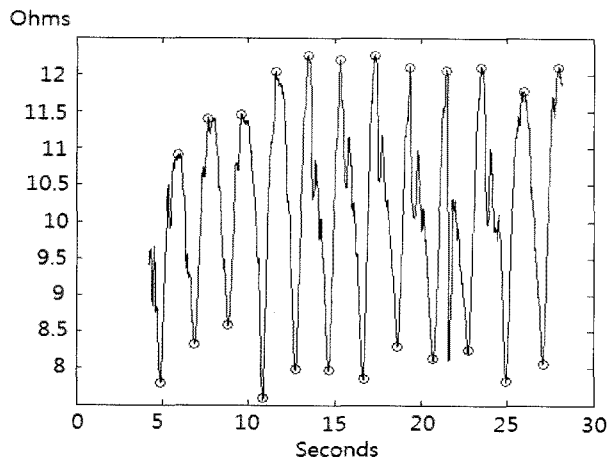


그림 7. 스트립형 전도성 섬유 센서로 측정된 한 피험자의 생체 임피던스 최대값 및 최소값

Fig. 7. A Subject's Bio-impedance Maximum and Minimum Value Measured by Strip-typed Conductive Fabric Sensor

피던스의 변화 폭을 측정하기 위함이다. 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 결과, 생체 임피던스 신호가 비교적 안정적으로 측정되었으며 최대값과 최소값이 일정함을 확인할 수 있다. 12주기에서 최대값은 10.899~11.078 Ω의 범위를 가졌으며 최소값은 7.062~7.501 Ω의 범위를 가짐으로 최대 4.016 Ω의 변화 폭을 가짐을 알 수 있다. 또한 스트립형 전도성 섬유 센서로 측정된 결과는 생체 임피던스 신호가 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 신호보다 안정적이지는 않지만 12주기에서 최대값은 10.907~12.274 Ω의 범위를 가졌으며 최소값은 7.568~8.575 Ω의 범위를 가지며 최대 4.706 Ω의 변화 폭을 가졌다.

다음으로 두 센서의 상관성을 분석해보기 위해 10명의 피험자를 대상으로 두 센서로부터 측정된 생체 임피던스 변화

표 2. 두 센서 간의 대응 표본 T-test 검정 결과

Table 2. T-test Results between Dot-typed Ag/AgCl Electrode and Strip-typed Conductive Fabric Sensor

	대응 표본 검정		
	평균	표준편차	유의확률
도트형 Ag/AgCl 전극	7.934 Ω	± 9.004 Ω	p < 0.0001
스트립형 전도성 섬유 센서	15.001 Ω	± 12.336 Ω	

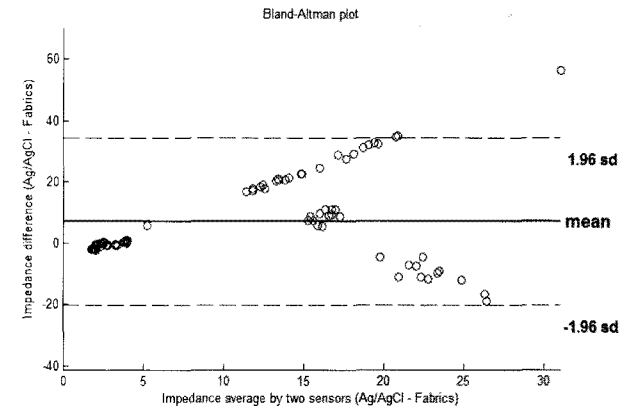


그림 8. 두 센서에서 측정된 생체 임피던스의 평균 값 대비 차이 값
Fig. 8. Comparing Impedance Average with Impedance Difference between both Sensors

값을 대응 T-test 검정법을 이용하여 비교하였다. 도트형 Ag/AgCl 전극으로 측정된 생체 임피던스의 변화 값은 $7.934 \pm 9.004 \Omega$ 을 가졌으며, 스트립형 전도성 섬유 센서로 측정된 생체 임피던스의 변화 값은 $15.001 \pm 12.336 \Omega$ 을 가졌다. 다음 표 2는 두 센서 간의 대응 표본 T-test 검정 결과이다.

T-test 검정 결과에서 확인할 수 있듯이, 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서 간의 생체 임피던스 변화 값의 대응 차이는 평균 $7.067 \pm 13.987 \Omega$ 을 가졌으며, 99% 신뢰구간에서 $p < 0.0001$ 로 유의함을 알 수 있으며 두 센서 간의 차이가 거의 없음을 나타낸다. 이러한 결과는 도트형 Ag/AgCl 전극에 비해 스트립형 전도성 섬유 센서가 비교적 더욱 큰 생체 임피던스 변화를 가지며 슬관절 운동 평가 시에 감도가 좋은 센서임을 의미한다.

둘째, 두 센서 간의 신뢰도를 평가해보기 위해 Bland-Altman 분석방법을 사용하였다. Bland-Altman 분석방법을 이용하여 도트형 Ag/AgCl 전극의 생체 임피던스 변화 값을 기준으로 스트립형 전도성 섬유 센서의 생체 임피던스 변화 값과의 평균 값 대비 차이 값을 나타내었다.

그림 8은 두 센서에서 측정된 생체 임피던스의 평균 값 대비 차이 값을 나타낸 것으로 대부분의 생체 임피던스 값이 ± 1.96 표준 편차 안으로 나타내 짐으로써 제한한 스트립형 전도성 섬유 센서가 기준이 되는 도트형 Ag/AgCl 전극과 비

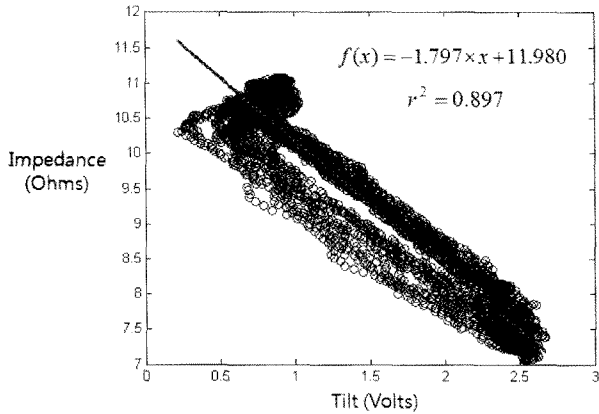


그림 9. 틸트 신호와 도트형 Ag/AgCl 전극의 생체 임피던스 신호
 Fig. 9. Correlation of Tilt Signal and Bio-impedance using Dot-typed Ag/AgCl Electrode

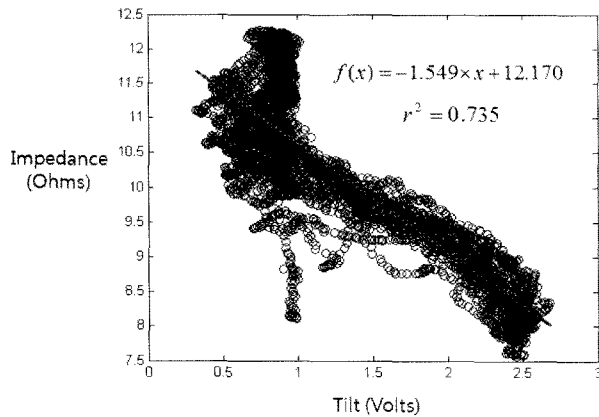


그림 10. 틸트 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서의 생체 임피던스 신호
 Fig. 10. Correlation of Tilt Signal and Bio-impedance using Strip-typed Conductive Fabric Sensor

교 시, 유효한 특성을 가짐으로 신뢰성을 확인할 수 있었다.

셋째, 슬관절 움직임의 기준 신호가 된 틸트 신호와 두 센서로 측정된 생체 임피던스 변화의 선형성을 비교해보기 위해 틸트 신호와 도트형 Ag/AgCl 전극 신호, 틸트 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서 신호를 비교하였다.

그림 9에서 가로 축은 틸트 신호를 세로 축은 도트형 Ag/AgCl 전극의 생체 임피던스 신호를 나타내어 선형회귀분석을 실시하였다. 즉, 틸트 신호인 전압 변화(각도의 변화)에 따른 생체 임피던스의 변화가 선형적인지 분석하는 것이다. 비교 결과 R^2 값은 0.897로 선형성을 가짐을 확인할 수 있었다. 그림 10에서 앞선 비교처럼 가로 축은 틸트 신호를 세로 축은 스트립형 전도성 섬유 센서의 생체 임피던스 신호를 나타내어 선형회귀분석을 실시하였다. 비교 결과 R^2 값은 0.735로 도트형 Ag/AgCl 전극 R^2 값인 0.897보다는 선형적이지 않지만 틸트 신호인 각도의 변화와 비교하였을 때, 비교적 선형성을 가짐을 알 수 있다.

3. 결과 고찰 및 토의

본 논문은 슬관절 운동 평가를 위한 기존의 표준 도트형 Ag/AgCl 전극을 사용하여 생체 임피던스를 측정할 시, 전극의 특성상 근육의 국소적인 부분으로부터 측정하기 때문에 생체 임피던스의 변화 폭이 작고, 또한 일회용의 타입이므로 한번 사용하면 폐기해야 하는 문제점이 발생하여, 생체 임피던스 측정 시의 민감도 관점에서 성능이 개선되고 또한 장시간 사용 가능한 전도성 섬유센서를 제안하고 이를 평가하였다.

실험의 목적은 슬관절 운동 평가를 하기 위한 것으로 피험자에게 고관절 및 족관절은 고정된 채, 슬관절만을 움직이도록 주시시켰고, 슬관절 움직임의 신호를 측정하기 위해 틸트 센서를 이용하였다. 위와 같은 실험 조건 아래에서 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립 전도성 섬유 센서를 번갈아 가며 차례로 같은 위치에 부착시켜 생체 임피던스 신호를 각각 측정하였다. 피험자는 슬관절 움직임에 문제가 없는 건강한 남성 10명으로 구성하였다.

실험 결과를 토대로 분석한 결과 고찰은 다음과 같다.

첫째, 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서 사이에서의 상관성을 비교해보기 위해 각 센서의 생체 임피던스 측정 범위를 비교해 본 결과, 각각의 트리거 신호의 오름과 내림 주기 내에서 최대값과 최소값을 분석한 결과를 토대로 도트형 Ag/AgCl 전극은 최대 4.016 Ω의 변화 폭을 가져 비교적 안정적인 생체 임피던스를 측정해 내었다. 스트립형 전도성 섬유 센서는 최대 4.706 Ω의 변화 폭을 가져 도트형 Ag/AgCl 전극에 비해 비교적 큰 생체 임피던스 변화 폭을 가졌다. 또한 대응 표본 T-test 검정을 실시한 결과, 도트형 Ag/AgCl 전극과 스트립형 전도성 섬유 센서 간의 생체 임피던스 변화 폭의 대응 차이는 평균 $7.067 \pm 13.988 \Omega$ 을 가졌으며, 99% 신뢰구간에서 $p < 0.0001$ 로써 매우 유의함을 알 수 있었다. 따라서 두 센서 사이에는 유사한 상관성이 존재한다는 것을 증명하였다. 이러한 결과는 도트형 Ag/AgCl 전극에 비해 스트립형 전도성 섬유 센서가 비교적 더욱 큰 생체 임피던스 변화를 가지며 슬관절 운동 평가 시에 민감도가 좋은 센서로써 활용될 수 있음을 의미한다.

둘째, 두 센서 간의 신뢰도를 평가해보기 위해 Bland-Altman 분석 방법을 사용하여 분석한 결과, 대부분의 생체 임피던스 값이 ± 1.96 표준 편차 안으로 나타내 짐으로써 제안한 스트립형 전도성 섬유 센서가 기준이 되는 도트형 Ag/AgCl 전극과 비교 시, 유효한 특성을 가지는 것으로 두 센서 간의 신뢰성을 확인할 수 있었다.

셋째, 슬관절 움직임의 기준 신호가 된 틸트 신호와 두 센서로 측정된 생체 임피던스 변화의 선형성 비교 결과, 틸트 신호와 도트형 Ag/AgCl 전극에서의 생체 임피던스 간의 R^2 값은 0.897로 선형성을 가짐을 확인할 수 있었다. 또한 틸

트 신호와 스트립형 전도성 섬유 센서의 생체 임피던스 간의 R^2 값은 0.735로써 도트형 Ag/AgCl 전극 R^2 값인 0.897 보다는 선형적이지 않지만 틸트 신호인 각도의 변화와 비교하였을 때, 비교적 선형성을 가짐을 알 수 있었다.

결과적으로 제안한 스트립형 전도성 섬유 센서를 이용한 생체 임피던스 측정값과 기존 표준 도트형 Ag/AgCl 전극을 이용하여 생체 임피던스 측정한 결과를 비교해 볼 때, 두 센서는 비교적 동일한 특성을 가졌음을 알 수 있다. 오히려 생체 임피던스의 변화 폭은 기존 도트형 Ag/AgCl 전극을 이용한 결과에 비해 개발한 스트립형 전도성 섬유 센서가 더욱 큰 생체 임피던스 변화 폭을 가짐으로 인해 슬관절 운동 평가 시, 스트립형 전도성 섬유 센서가 더욱 민감한 센서임을 입증하였다. 이러한 이유는 슬관절 운동 시에 측정 면적이 넓은 센서가 슬관절 주위의 근육 및 혈관의 부피가 증가하는 것 즉, 생체 임피던스의 변화량을 더욱 미세하게 측정할 수 있기 때문인 것이다.

이러한 분석 결과를 바탕으로 제안한 스트립형 전도성 섬유 센서가 슬관절 운동 평가를 위한 생체 임피던스 신호 측정 시, 도트형 Ag/AgCl 전극과 더불어 활용될 수 있을 것으로 확신한다.

III. 결 론

본 논문은 슬관절 운동 평가 시, 기존의 표준 도트형 Ag/AgCl 전극을 사용하여 생체 임피던스를 측정하면, 근육의 국소적인 부분으로부터 측정하게 됨으로 인해 생체 임피던스의 변화 폭이 작고, 또한 일회용의 타입이므로 한번 사용하면 폐기해야 하는 문제점이 발생하게 되어 이러한 문제를 해결하기 위한 스트립형의 전도성 섬유 센서를 제안하였다. 스트립형 전도성 섬유 센서를 이용하면 앞선 문제들을 해결할 수 있으며 또한 스트립형 전도성 섬유 센서를 웨어러블 타입으로 제작을 하면 건강에 관심이 많은 요즘, 무리한 운동을 하다가 부상을 입어 재활치료가 필요할 때, 운동 평가를 위하여 여러 가지 전극 센서를 부착할 필요 없이 간단한 옷 하나만 입고서도 신호의 측정 및 평가가 가능할 것이다. 따라서 스트립형 전도성 섬유 센서는 향후 가까운 미래에 상용화 될 기술인 웨어러블 환경과 그 응용, 그리고 산업 등에도 적합할 것이다.

참고문헌

- [1] T. Nakamura and Y. Yamamoto, "Evaluation System of Physical Exercise Ability using Bio-electrical Impedance," *International Symposium on Industrial Electronics Proceedings*, 2001, pp. 2053-2058.
- [2] L.E. Baker, "Principles of the impedance technique," *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, pp. 11-15, 1989.
- [3] D.W. Kim, "Detection of physiological events by impedance," *Yonsei Medical Journal*, vol. 30, no. 1, 1989.
- [4] J. Nyboer, M.M. Kreider, and L. Hannapel, "Electrical Impedance Plethysmography: A Physical and Physiologic Approach to Peripheral Vascular Study," *Circulation*, vol. II, pp. 811-821, 1950.
- [5] J.G. Webster, *Biomedical Measurement Engineering*, Korea: Biomedical Engineering Education and Research Association, pp. 492-494.
- [6] J.G. Webster, *Biomedical Measurement Engineering*, Korea: Biomedical Engineering Education and Research Association, pp. 270.
- [7] Y.H. Heo, W.I. Park, J.S. Whang, and C.O. Park, "Fabrication and Evaluation of Ag/AgCl Reference Electrode," *Electronic Materials Letters*, vol. 3, no. 1, pp. 33-38, 2007.
- [8] Korea Food & Drug Administration(KFDA), *A guideline related to safety evaluation of medical instruments for home-healthcare*, Korea: KFDA, 2008.
- [9] S.D. Min, *Design and Implementation of Respiration and Gait Measurement System Based on Textile Capacitive Pressure Sensor for Ubiquitous Healthcare Service*, Korea: Graduate School, Yonsei University, 2010.
- [10] C.G. Song, S.C. Kim, K.C. Nam, and D.W. Kim, "Optimum electrode configuration for detection of leg movement using bio-impedance," *Physiol. Meas.*, vol. 26, no. 2, pp. S59-68, 2005.
- [11] C.G. Song, *Analysis devices and methods of leg movement using bio-impedance*, Korea: Korean Intellectual Property Office, 2003.
- [12] B.H. Cornish, A. Jacobs, B.J. Thomas, and L.C. Ward, "Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements," *Physiol. Meas.*, vol. 20, pp. 241-250, 1999.
- [13] S.C. Kim, "Optimum electrode configuration for detection of arm movement using bio-impedance," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, pp. 141-145, 2003.
- [14] T. Vuorela, "Bioimpedance Measurement System for Smart Clothing," *Proceedings of the Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers (ISWC'03)*, 2003.
- [15] C. Sobin, N. Parisi, T. Schaub, and E. Riva, "A Bland-Altman Comparison of the Lead Care® System and Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry for Detecting Low-Level Lead in Child Whole Blood Samples," *J. Med. Toxicol.*, 2010.