

슬관절 운동 평가를 위한 생체 임피던스 측정용 전도성 섬유 센서의 여기 주파수별 특성 평가

논 문
60-7-20

Excitation Frequency Characteristics of a Conductive Fabric Sensor Using the Bio-impedance for Estimating Knee Joint Movements

이 병 우* · 이 충 근** · 김 진 권*** · 정 완 진§ · 이 명 호†
(Byung Woo Lee · Chungkeun Lee · Jin Kwon Kim · Wanjin Jeong · Myoung-ho Lee)

Abstract - This study describes a conductive fabric sensor and determines an optimum excitation frequency of the sensor to evaluate knee joint movements. Subjects were composed of 15 males (age: 30.7±5.3) with no known problems with their knee joints. The upper side of subjects' lower limbs was divided into two areas and the lower side of subjects' lower limbs was divided into three areas. The sensors were attached to 1 for 3 spot from a hip joint and to 3 for 4 spot from a knee joint which are the optimum conductive fabric sensor configuration to evaluate knee joint movements. As a result, the optimum excitation frequency for evaluating knee joint movements using conductive fabric sensors was 25 kHz. Average and standard deviation of bio-impedance changes from 15 subjects were 92.1±137.2 Ω at 25 kHz. The difference of bio-impedance changes between 25 kHz and 50 kHz was statistically significant ($p<0.05$) and the difference of bio-impedance changes between 25 kHz and 100 kHz was also statistically significant ($p<0.001$). These results showed that conductive fabric sensors are more sensitive to measure bio-impedance for evaluating knee joint movements as an excitation frequency decreases.

Key Words : Conductive fabric sensor, Excitation frequency characteristics, Bio-impedance, Knee joint movement evaluation

1. 서 론

부상으로 인한 관절 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 Electromyography(EMG) 등을 사용하여 슬관절의 운동 상태를 평가하고 있다[1].

기존의 이러한 슬관절 운동 평가 방법 중에서 비디오 카메라 및 EMG 측정법은 비교적 가격이 비싼 장비를 이용해야 하는 단점을 가지며, 운동 측정 장소의 제약 등의 문제 및 별도의 신호처리가 필요하는 등의 문제가 발생한다. 또한 각도계를 이용하면 연속적인 슬관절 운동에 따른 정확한 여러 범위의 각도를 측정하는데 있어 어려움이 존재한다 [2-5].

하지만 생체임피던스 방법을 이용한 슬관절 운동 평가는

앞서 기술한 기존의 문제점을 해결할 수 있다. 저비용, 장소의 제약문제 해결, 검출된 신호에서 별도의 신호처리가 필요 없는 점 등의 장점이 있으며 연속적인 운동에 따른 여러 범위의 각도를 비교적 정확하게 측정할 수 있다[4].

생체임피던스 방법은 상지 및 하지의 움직임을 분석하는데 이용된 연구 사례가 있다[4,6]. 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[7,8]. 이러한 생체 임피던스 측정법을 이용하여 장기간의 앉은 상태 조건 아래에서, 하지의 부어오름을 측정하기 위한 최적의 주파수를 비교한 연구 사례가 있다 [9].

하지만 Ag/AgCl의 전극을 이용한 생체 임피던스 측정법에는 한계가 있다. 이 전극을 이용하면 생체 임피던스의 변화 폭이 작다. Ag/AgCl의 전극은 도트형(Dot-typed)의 타입으로 근육 한 부분의 국소적인 면적만을 측정할 수 있기 때문이다. 또한 일회용 타입으로 지속적인 사용이 불가능하다.

본 논문에서는 기존의 Ag/AgCl 전극보다 많은 근육 면적을 포함하여 비교적 변화 폭이 큰 생체 임피던스를 측정할 수 있으며 지속적 사용이 가능한 전도성 섬유 센서를 이용하여 슬관절 운동 시의 전도성 섬유 센서의 여기 주파수별 특성을 비교 평가하였다.

* 정 회 원 : 연세대학교 공대 전기전자공학과 박사과정

** 정 회 원 : 연세대학교 공대 전기전자공학과 박사과정

*** 정 회 원 : 연세대학교 공대 전기전자공학과 박사과정

§ 비 회 원 : 연세대학교 공대 전기전자공학과 박사과정

† 교신저자, 시니어회원 : 연세대학교 공대 전기전자공학과
정교수

E-mail : mhlee@yonsei.ac.kr

접수일자 : 2011년 3월 17일

최종완료 : 2011년 5월 29일

2. 실험 방법

2.1 생체 임피던스 측정 장비

생체 임피던스의 변화를 측정하기 위해 MP150(Biopac Systems, U.S.)과 EBI100C(Biopac Systems, U.S.), Lead130(Biopac Systems, U.S.)모듈을 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[7,8]. EBI100C는 Electro Bio Impedance 증폭기로써 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.

2.2 전도성 섬유 센서의 구성 및 특징

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, 원주형 사지 단면적을 A, 사지 내의 혈액 및 근육의 고유저항을 ρ 라 할 때, 생체 임피던스는 식(1)과 같이 표현된다.

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

또한 혈관(ΔA_b) 및 근육의 단면적(ΔA_m)이 증가한다면 이것은 증가된 혈액량(ΔV_b) 및 근육의 부피(ΔV_m)에 의한 것으로 각각 식(2)와 식(3)처럼 표현된다.

$$\Delta V_b = L \Delta A_b \quad (2)$$

$$\Delta V_m = L \Delta A_m \quad (3)$$

따라서 슬관절 운동 시, 증가되는 혈관 및 근육의 단면적과 증가된 하지의 부피(ΔV)와의 관계는 식(4)와 같이 표현된다.

$$\Delta V = \Delta V_b + \Delta V_m = L \Delta A_b + L \Delta A_m \quad (4)$$

식(4)에 근거하여 슬관절 운동 시에 혈액량과 근육의 부피 증가를 살펴보기 위해서는 원주형 사지의 단면적($\Delta A = \Delta A_b + \Delta A_m$)이 증가하여야 한다. 따라서 혈액량과 근육의 부피 증가 폭을 민감하게 측정하기 위해서는 원주형 사지의 단면적을 증가시켜야 하며 이것은 원주형 사지에 있어서 센서의 접촉 면적을 증가시켜야 한다는 의미가 된다.

따라서 센서 접촉 단면적을 증가시키기 위해 전도성 섬유 센서를 가로 25 cm, 세로 1 cm의 크기를 가지도록 제작하였다. 또한 피험자마다 근육의 부피 및 크기가 다르므로 전도성 섬유 센서의 외곽 부분을 수축 가능한 섬유로 25 cm X 3 cm 크기로 제작하면서 밴드를 추가하여 센서의 크기를 25 cm X 3 cm ~ 50 cm X 3 cm 범위까지 조절 가능하도록 하였다. 그림 1은 설계된 전도성 섬유 센서를 보여준다.

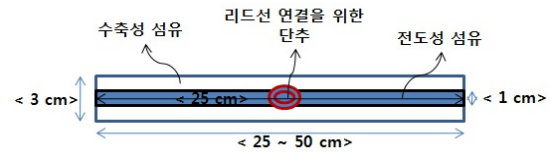


그림 1 설계된 전도성 섬유 센서

Fig. 1 Designed Conductive Fabric Sensor

기존의 Ag/AgCl 전극 자체의 임피던스 특성은 10 Hz ~ 10 kHz 사이 주파수 대역에서 170 Ω ~ 200 Ω 의 임피던스 값을 가진다[10]. 반면에 4294A 임피던스 분석기(Agilent Technologies, U.S.)에 의해 측정된 전도성 섬유 센서 자체의 임피던스 특성은 그림 2와 같이, 40 Hz ~ 100 kHz 주파수 대역에서 6.62 Ω ~ 6.76 Ω 의 비교적 작은 임피던스 값을 가지며 이로 인해 전도성 섬유 센서가 Ag/AgCl 전극보다 비교적 잡음 신호에 약한 점을 가지는 특징이 있다.

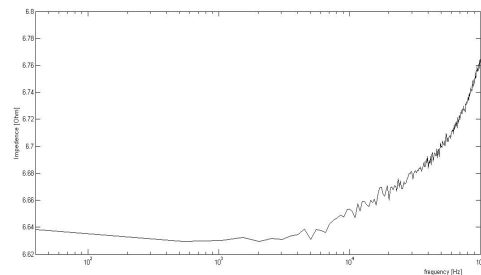


그림 2 전도성 섬유 센서의 임피던스 특징

Fig. 2 Impedance Characteristics of Conductive Fabric Sensor

2.3 실험 과정

슬관절 운동 평가를 위한 최적의 여기 주파수를 찾기 위해서, 먼저 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서의 최적 부착 위치를 찾아야 한다. 따라서 전도성 섬유 센서의 최적 부착 위치를 찾기 위해, 먼저 슬관절 운동 평가를 위한 기존 표준 전극인 Ag/AgCl 전극을 사용한 하지 생체 임피던스 변화를 비교해 보기 위해 나누어 놓은 위치[4]를 근거로 전도성 섬유 센서를 부착하였다. 다음 슬관절 굴곡/신전(20초), 족관절 굴곡/신전(20초), 고관절 굴곡/신전(20초)을 통해, 각 관절의 움직임에 따른 생체 임피던스 변화량과 슬관절 굴곡/신전 대비 족관절 굴곡/신전인 SNR I, 슬관절 굴곡/신전 대비 고관절 굴곡/신전인 SNR II를 계산하였다.

그림 3은 슬관절 운동 평가에서의 최적 여기 주파수 대역을 찾기 위한 전도성 섬유 센서 최적 부착 위치를 나타낸 것이다.

Nyboer(1970) 및 Swanson(1976)이 제안한 사지 모델에 대한 생체 임피던스 측정 공식에 따라 원주형 사지에서 전극센서 간의 간격을 최대한 넓힐수록 슬관절 운동에 따른 생체 임피던스 변화의 폭을 더욱 잘 측정할 수 있다[11]. 또한 앞서 기술한 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서의 최적 부착 위치에 따라 피험자 하지의 상완(고관절부터 슬관절 사이)을 3등분으로 하완(슬관절부터 족관절 사이)은 4등분으로 나눈 뒤, 상완은 고관절부터 1/3 지점, 하완은 슬관절부터 3/4 지점에 전도성 섬유 센서를 부착하였다.

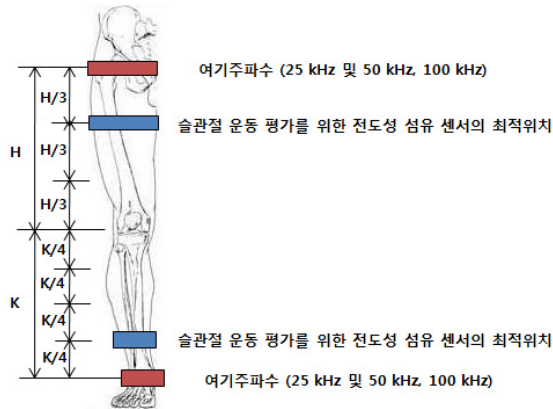


그림 3 슬관절 운동 평가에서의 최적 여기 주파수 대역을 찾기 위한 전도성 섬유 센서 최적 부착 위치

Fig. 3 Optimum Conductive Fabric Sensor Site to Determine Optimum Excitation Frequency of Knee Joint Movement Evaluation

표 1은 25 kHz 여기 주파수에서의 전도성 섬유 센서 부착 위치에 따른 15명 피험자의 평균 생체 임피던스 변화량 및 SNR I, SNR II의 결과를 나타낸 것이다.

하지의 상완 전체를 H라 두었을 때, 3등분을 하고, 하완 전체를 K라 두었을 때, 4등분을 하여 각각을 쌍으로 만들어 생체 임피던스 변화량, SNR I, SNR II의 계산 결과, $(\frac{1}{3}H, \frac{3}{4}K)$ 에서 최적의 부착 위치를 나타내었다. 여기서 생체 임피던스 변화량 및 SNR I, SNR II의 표준편차가 큰 이유는 측정된 생체 임피던스가 피험자의 근육 부피 및 슬관절 운동 시의 근육 증가량이 다르므로 인해, 피험자마다 임의의 값을 가져 이로 인해 편차가 크게 나타났다.

따라서 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서의 최적 위치인 $(\frac{1}{3}H, \frac{3}{4}K)$ 에서 각 여기 주파수 대역별 특성을 평가하였다.

표 1 15명 피험자의 평균 생체 임피던스 변화량 및 SNR I, SNR II 결과로부터의 전도성 섬유 센서 최적 부착위치 순위

Table 1 The Rank of Sensor Pairs by Average Bio-impedance Changes, SNR I and SNR II Measured from 15 Male Subjects

센서 부착 위치	생체 임피던스 변화량 (Ω)	SNR I	SNR II	점수	최적 부착 위치 순위
$(\frac{1}{3}H, \frac{3}{4}K)$	92.1±137.2 (1)	3.8±8.4 (1)	6.6±7.9 (3)	5	1
$(\frac{2}{3}H, \frac{3}{4}K)$	23.2±12.2 (5)	2.2±7.3 (2)	7.4±10.9 (2)	9	2
$(\frac{2}{3}H, \frac{1}{4}K)$	81.5±135.4 (2)	0.8±8.7 (4)	2.2±7.4 (5)	11	3
$(\frac{1}{3}H, \frac{2}{4}K)$	25.8±24.8 (4)	0.8±7.1 (3)	4.3±9.6 (4)	11	3
$(\frac{2}{3}H, \frac{2}{4}K)$	18.1±11.5 (6)	0.5±3.6 (5)	9.2±8.6 (1)	12	5
$(\frac{1}{3}H, \frac{1}{4}K)$	54.9±107.3 (3)	-0.5±11.2 (6)	2.2±11.8 (6)	15	6

그림 4는 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서의 최적 부착위치에서의 여기 주파수 대역별 실험 진행 과정을 나타낸다.

EBI100C로부터 정전류인 100 μA 를 인가한 채, 체너레이터에서 발생된 60초에 15번의 주기를 갖는 즉, 250 mHz의 주파수를 가지는 트리거 신호에 맞춰 슬관절 굴곡/신전을 진행하며 전도성 섬유 센서에서 측정된 생체 임피던스 신호를 측정하였다. 이 때, 트리거 신호의 라이징시 슬관절을 굴곡시켰으며, 트리거의 폴링 신호에 맞춰 슬관절을 신전시켰다. 센서의 여기주파수를 25 kHz, 50 kHz, 및 100 kHz로 변경해가며 각각 60초씩 슬관절 굴곡/신전하며 실험을 진행하였다.

피험자는 슬관절에 이상이 없는 건강한 남성 15명(나이: 30.7±5.3)을 대상으로 실험하였다.

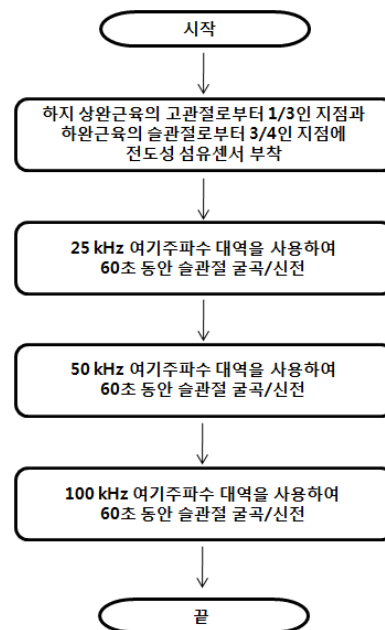


그림 4 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서 최적 부착위치에서의 여기주파수 대역별 실험 진행 과정

Fig. 4 Experimental Procedure to Determine Optimum Excitation Frequency on Optimum Conductive Fabric Sensor Site for Knee Joint Movement Evaluation

2.4 분석 방법

개 개인의 피험자마다 25 kHz, 50 kHz, 및 100 kHz 여기 주파수에서 측정된 생체 임피던스를 이용하여 다음의 3가지 방법으로 비교 및 분석하였다.

첫째, 생체 임피던스 변화량(Bio-impedance Changes)을 계산하였다.

$$\Delta Z = (Z_{\max} - Z_{\min}) \quad (5)$$

슬관절 굴곡/신전 시 트리거 신호에 맞춘 한 주기내의 생체 임피던스 최대값(Z_{\max}) 및 최소값(Z_{\min})의 차이를 계산하

여 생체 임피던스 변화량을 주파수별로 비교하였다.

둘째, 생체 임피던스 변화량의 파워(Power in Bio-impedance Changes)를 구하였다.

$$P = \frac{1}{T} \int_0^T (Z - Z_{mean})^2 \quad (6)$$

Z_{mean} 은 측정된 생체 임피던스 변화의 평균 값이다.

셋째, 생체 임피던스 변화량의 백분율(Percentage in Bio-impedance Changes)[9]을 구하였다.

$$\Delta Z\% = \frac{(Z_{max} - Z_{min})}{Z_{max}} \times 100 \quad (7)$$

Z_{min} 은 트리거 신호의 라이징/폴링 한 주기당 생체 임피던스의 최소값을, Z_{max} 는 트리거 신호의 라이징/폴링 한 주기당 생체 임피던스의 최대값을 나타낸다.

이러한 3가지 방법 즉, 생체 임피던스 변화량과 이에 따른 임피던스 변화량의 파워, 생체 임피던스 변화량의 백분율을 15명의 피험자로부터 측정 및 계산하고 통계적 분석인 대응 검정(Wilcoxon signed test)을 통하여 슬관절 운동 평가를 위한 전도성 섬유 센서의 최적 여기 주파수를 찾아 제시하였다.

3. 실험 결과

그림 5는 한 피험자의 25 kHz 및 50 kHz, 100 kHz 여기 주파수 상태에서 트리거 신호에 맞춘 슬관절 굴곡/신전 시의 생체 임피던스를 보여준다. 트리거 신호는 체너레이터에서 발생한 60초에 15번의 주기를 갖는 즉, 250 mHz 주파수를 갖는다.

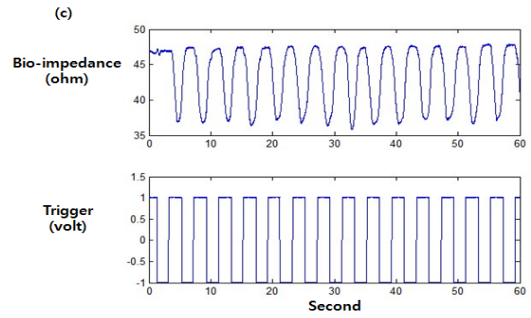
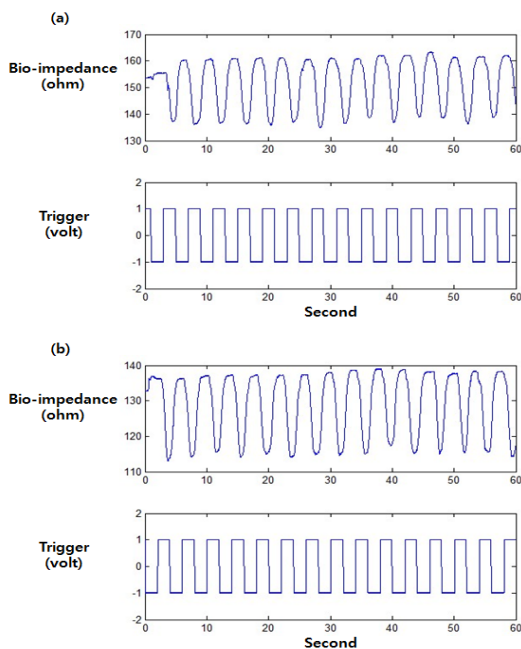


그림 5 25 kHz(a) 및 50 kHz(b), 100 kHz(c) 여기 주파수별 슬관절 굴곡/신전에 따른 생체 임피던스

Fig. 5 Bio-impedance by a Knee Joint Flexion/Extension on 25 kHz (a), 50 kHz (b), and 100 kHz (c) Excitation Frequency

그림 5(a)는 25 kHz 여기 주파수 상태에서 트리거 신호에 맞춘 슬관절 굴곡/신전 시의 생체 임피던스를 측정된 값으로 134.8 Ω ~ 163.3 Ω 의 범위를 가졌다. 그림 5(b)는 50 kHz 여기 주파수 상태에서 트리거 신호에 맞춘 슬관절 굴곡/신전 시의 생체 임피던스를 측정된 값으로 114.0 Ω ~ 139.0 Ω 의 범위를 가졌다. 그림 5(c)는 100 kHz 여기 주파수 상태에서 트리거 신호에 맞춘 슬관절 굴곡/신전 시의 생체 임피던스를 측정된 값으로 35.7 Ω ~ 47.9 Ω 의 범위를 가졌다.

15명의 피험자에 대한 측정된 생체 임피던스 값을 이용하여 제시한 3가지 방법으로 비교 및 분석하였다.

첫째, 생체 임피던스 변화량을 계산하였다. 표 2는 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value를 나타낸 것이다.

표 2 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value

Table 2 Average and Standard Deviation of Bio-impedance Changes from 15 Male Subjects, p -value through Wilcoxon Signed Test

여기 주파수 대역	대응 검정 (Wilcoxon Signed Test)				
	평균	표준 편차	p -value (25 kHz vs. 50 kHz)	p -value (50 kHz vs. 100 kHz)	p -value (25 kHz vs. 100 kHz)
25 kHz	92.1 Ω	$\pm 137.2 \Omega$	$p < 0.05$	-	$p < 0.001$
50 kHz	67.1 Ω	$\pm 94.6 \Omega$		$p < 0.001$	-
100 kHz	51.2 Ω	$\pm 71.7 \Omega$	-	-	$p < 0.001$

25 kHz에서의 생체 임피던스 변화량은 92.1 \pm 137.2 Ω 의 평균 및 표준편차를 가졌다. 50 kHz에서의 생체 임피던스 변화량은 67.1 \pm 94.6 Ω 의 평균 및 표준편차를 가졌으며, 100

kHz에서의 생체 임피던스 변화량은 51.2±71.7 Ω의 평균 및 표준편차를 가졌다. 앞서 기술한 대로, 생체 임피던스 변화량의 표준편차가 큰 이유는 피험자마다의 근육 부피가 다르고 또한 슬관절 운동 시, 근육 부피의 증가량이 다르므로 인해 피험자마다 임피던스의 생체 임피던스 변화량을 가져 이로 인해 나타난 결과이다. 대응 검정을 위한 Wilcoxon signed test 결과, 각각의 여기 주파수 대역별 생체 임피던스 변화량 차이가 25 kHz 대비 50 kHz $p < 0.05$, 50 kHz 대비 100 kHz $p < 0.001$, 25 kHz 대비 100 kHz $p < 0.001$ 를 가짐으로 통계적으로 유의함을 나타냈다. 따라서 결과적으로 여기 주파수가 증가할수록 생체 임피던스 변화량은 감소하는 것을 확인할 수 있었다.

둘째, 생체 임피던스 변화량의 파워는 측정된 생체 임피던스 신호의 세기를 나타내는 것으로, 표 3은 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량의 파워에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value를 나타낸 것이다.

표 3 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량의 파워에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value

Table 3 Average and Standard Deviation of Power in Bio-impedance Changes from 15 Male Subjects, p -value through Wilcoxon Signed Test

여기 주파수 대역	대응 검정 (Wilcoxon Signed Test)				
	평균	표준 편차	p -value (25 kHz vs. 50 kHz)	p -value (50 kHz vs. 100 kHz)	p -value (25 kHz vs. 100 kHz)
25 kHz	7096.8 Ω ²	±16778.1 Ω ²	$p < 0.05$	-	$p < 0.05$
50 kHz	2566.8 Ω ²	±6101.1 Ω ²		$p < 0.01$	-
100 kHz	894.0 Ω ²	±2147.8 Ω ²	-		$p < 0.05$

25 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 파워는 7096.8±16778.1 Ω²의 평균 및 표준편차를 가졌다. 50 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 파워는 2566.8±6101.1 Ω²의 평균 및 표준편차를 가졌으며, 100 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 파워는 894.0±2147.8 Ω²의 평균 및 표준편차를 가졌다. 대응 검정을 위한 Wilcoxon signed test 결과, 각각의 여기 주파수 대역별 생체 임피던스 변화량 파워의 차이가 25 kHz 대비 50 kHz $p < 0.05$, 50 kHz 대비 100 kHz $p < 0.01$, 25 kHz 대비 100 kHz $p < 0.05$ 를 가짐으로 통계적으로 유의함을 나타냈다. 따라서 결과적으로 여기 주파수가 증가할수록 생체 임피던스 변화량 파워는 감소하는 것을 확인할 수 있었다.

셋째, 생체 임피던스 변화량의 백분율은 슬관절 굴곡/신전 시의 생체 임피던스의 변화량을 백분율로 계산한 것으로, 표 4는 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량의 백분율에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value를 나타낸 것이다.

표 4 15명 피험자의 생체 임피던스 변화량의 백분율에 대한 평균 및 표준편차, 대응 검정(Wilcoxon Signed Test)을 통한 p -value

Table 4 Average and Standard Deviation of Percentage in Bio-impedance Changes from 15 Male Subjects, p -value through Wilcoxon Signed Test

여기 주파수 대역	대응 검정 (Wilcoxon Signed Test)				
	평균	표준 편차	p -value (25 kHz vs. 50 kHz)	p -value (50 kHz vs. 100 kHz)	p -value (25 kHz vs. 100 kHz)
25 kHz	30.1 %	±19.1 %	$p < 0.05$	-	$p < 0.001$
50 kHz	30.3 %	±20.6 %		$p < 0.001$	-
100 kHz	35.0 %	±19.7 %	-		$p < 0.001$

25 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 백분율은 30.1±19.1 %의 평균 및 표준편차를 가졌다. 50 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 백분율은 30.3±20.6 %의 평균 및 표준편차를 가졌으며, 100 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 백분율은 35.0±19.7 %의 평균 및 표준편차를 가졌다. 대응 검정을 위한 Wilcoxon signed test 결과, 각각의 여기 주파수 대역별 생체 임피던스 변화량 백분율의 차이가 25 kHz 대비 50 kHz $p < 0.05$, 50 kHz 대비 100 kHz $p < 0.001$, 25 kHz 대비 100 kHz $p < 0.001$ 를 가짐으로 통계적으로 유의함을 나타냈다. 따라서 결과적으로 여기 주파수가 증가할수록 시간 변화에 따른 생체 임피던스 변화량의 백분율도 함께 증가하는 것을 확인할 수 있었다.

4. 토 의

본 논문에서는 슬관절 운동 평가 시, 생체 임피던스 측정용 전도성 섬유 센서를 사용하여 여기 주파수별 생체 임피던스 특징을 비교 및 분석하였다.

따라서 피험자 하지의 상완(고관절부터 슬관절 사이)을 3등분으로 하완(슬관절부터 족관절 사이)은 4등분으로 나눈 뒤, 슬관절 운동 평가 시의 전도성 섬유 센서 최적 부착위치인 두 지점 즉, 상완은 고관절부터 1/3 지점, 하완은 슬관절부터 3/4 지점에 전도성 섬유 센서를 부착하였다.

피험자마다 슬관절 굴곡/신전에서의 생체 임피던스 변화량(Bio-impedance Change), 생체 임피던스 변화량의 파워(Power in Bio-impedance Changes) 및 생체 임피던스 변화량의 백분율(Percentage in Bio-impedance Changes)을 계산하였다.

그 결과, 슬관절 운동 평가 시 전도성 섬유 센서를 사용할 때, 모든 피험자에게 있어서 여기 주파수가 증가할수록 생체 임피던스 변화량 및 생체 임피던스 변화량의 파워는 감소함을 확인할 수 있었다. 특히 100 kHz에서의 생체 임피던스 변화량의 파워는 다른 두 주파수의 생체 임피던스 변화량 파워에 비해 현저히 감소하였다.

이것은 슬관절 굴곡/신전 평가 시에는 여기 주파수가 작을수록 더욱 잘 생체 임피던스 변화를 검출할 수 있음을 의미한다. 즉, 슬관절 운동 평가 시, 25 kHz 여기 주파수 대역을 사용하였을 경우가 50 kHz 및 100 kHz 여기 주파수 대역을 사용하였을 경우보다 생체 임피던스 변화에 민감함을

알 수 있다.

반면에 시간 변화에 따른 생체 임피던스의 변화량 백분율 (Percentage Change in Bio-impedance)은 여기 주파수가 증가함에 따라 함께 증가함을 확인할 수 있었다.

이것은 여기 주파수가 증가함에 따라 인체 내의 더 상세한 파라미터를 측정할 수 있다는 것을 의미한다. 10 kHz 보다 낮은 주파수에서는 세포 외액의 임피던스를 측정할 수 있으며, 50 kHz ~ 100 kHz 사이의 비교적 높은 주파수에서는 세포 외액 뿐만 아니라 세포 내액까지 임피던스를 측정할 수 있다[12, 13]. 결과적으로 여기 주파수가 증가할수록 하지의 혈액과 근육의 세포 외액에서 내액까지 임피던스를 측정할 수 있으므로 이 인덱스에서 증가함을 확인할 수 있는 것이다. 이것은 Nyboer(1970) 및 Swanson(1976)이 제안한 사지 모델에 대한 생체 임피던스 측정 공식[11]에 근거하여 여기 주파수가 증가할수록 원주형 사지의 고유 저항 계수가 증가함에 따라 생체 임피던스 변화 백분율도 증가하였음을 의미한다.

결과적으로 전도성 섬유 센서를 이용한 슬관절 운동 평가 시, 생체 임피던스 변화를 측정하기 위한 최적의 주파수는 25 kHz이었다. 비록 사용한 생체 임피던스 측정 장치의 여기 주파수 대역의 종류가 많지 않았음에 의해 결코 최적의 주파수라 단정 지을 수는 없다 하더라도 여기 주파수가 감소할수록 생체 임피던스 변화에 민감하다는 결론을 지을 수 있다. 또한, 추가적으로 좀 더 해상도 있는 여러 가지 여기 주파수 대역에서의 분석이 필요할 것이다.

전도성 섬유 센서를 이용한 생체 임피던스 측정방법은 기존의 슬관절 운동 평가를 위한 방법인 각도계, Active and Passive marker systems 및 Electromyography (EMG) 등과 비교하여 가격이 저렴하고, 측정 방법이 간편하다. 또한 기존의 생체 임피던스 측정법에 사용하는 Ag/AgCl 전극을 이용한 방법에 비해 생체 임피던스 변화량이 비교적 크며, 일회성이 아니므로 슬관절 운동 평가 시에 지속적으로 사용할 수 있다. 결론적으로 전도성 섬유 센서를 이용한 생체 임피던스 측정방법은 슬관절 운동 평가 시에 본 논문에서 제시한 여기 주파수 대역에 근거하여 폭넓게 사용될 수 있을 것이다.

5. 결 론

슬관절 운동 평가를 위한 생체 임피던스 측정용 전도성 섬유 센서를 사용할 시, 25 kHz 여기 주파수 대역을 사용하면 비교적 민감하게 생체 임피던스를 측정할 수 있었다. 따라서 전도성 섬유 센서를 웨어러블 타입의 옷으로 제작을 한다면 건강에 관심이 많은 요즘, 무리한 운동을 하다가 부상을 입어 재활치료가 필요할 때, 운동 평가를 위하여 기존 방법의 단점인 여러 가지 전극 및 센서의 부착 그리고 고가 장비의 구비가 필요 없이, 간단한 옷 하나만 입고서도 생체 임피던스 신호의 측정 및 이에 대한 운동 평가가 가능할 것이다. 또한 전도성 섬유 센서는 향후 가까운 미래에 상용화 될 기술인 웨어러블 환경과 그 응용, 그리고 산업 등에도 적합할 것이다.

참 고 문 헌

- [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, 2001.
- [2] R. K. Begg, R. Wytch, and R. E. Major, "Instrumentation used in clinical gait studies: a review," J. Med. Eng. Technol. vol. 13, pp. 290 - 295, 1989.
- [3] M. J. Adrian and J. M. Cooper, Biomechanics of Human Movement, McGraw-Hill, pp. 20 - 31, 1994.
- [4] C. G. Song, S. C. Kim, K. C. Nam, and D. W. Kim, "Optimum electrode configuration for detection of leg movement using bio-impedance," Physiological measurement, Vol. 26, No. 2, pp. S59-68, 2005.
- [5] D. Farina, R. Merletti, M. Nazzaro, and I. Caruso, "Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles," IEEE Eng. Med. Biol. vol. 20, pp. 62 - 71, 2001.
- [6] S. C. Kim, "Optimum electrode configuration for detection of arm movement using bio-impedance," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 41, pp. 141-145, 2003.
- [7] L. E. Baker, "Principles of the impedance technique," IEEE engineering in medicine and biology magazine, pp. 11-15, 1989.
- [8] D. W. Kim, "Detection of physiological events by impedance," Yonsei Medical Journal, Vol. 30, No. 1, 1989.
- [9] A. Seo, M. Rys, and S. Konz, "Measuring lower leg swelling: optimum frequency for impedance method," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 39, pp. 185-189, 2001.
- [10] J. G. Webster, Medical instrumentation: application and design., John Wiley & Sons, Inc., pp. 123 - 138, 1998.
- [11] 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.
- [12] T. J. C. Faes, H. A. van der Meij, J. C. de Munck, and R. M. Heethaar, "The electric resistivity of human tissues (100 Hz - 10 MHz): a meta-analysis of review studies," Physiological measurement, Vol. 20, pp. R1-10, 1999.
- [13] M. Y. Jaffrin, M. Maasrani, A. Le Gourrier, and B. Boudailliez, "Extra- and intracellular volume monitoring by impedance during haemodialysis using Cole-Cole extrapolation," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 35, pp. 266-270, 1997.

저 자 소 개



이 병 우 (李秉祐)

연세대학교 대학원 전기전자공학 석사 (2005), 동 대학원 박사과정.

관심분야: Bio-impedance, Biomedical Signal Processing, e-Health System, Rehabilitation



이 충 근 (李忠根)

연세대학교 대학원 전기전자공학 석사 (2004), 동 대학원 박사과정.

관심분야: Biomedical signal processing, Neural interface, e-Health System



김 진 권 (金鎭權)

연세대학교 전기전자공학과 대학원 석·박사 통합과정.

관심분야: Biomedical signal processing, Artificial intelligence, e-Health system



정 완 진 (鄭頑盡)

연세대학교 대학원 전기전자공학 석사 (2008), 동 대학원 박사과정.

관심분야: Biomedical signal processing, Artificial intelligence, e-Health system



이 명 호 (李明鎬)

연세대학교 전기공학과 졸업(1972), 동 대학원 석사(1975), 동 대학원 박사(1978). University of Wisconsin -Madison, 객원교수(1984-1985).

연세대학교 전기전자공학과 정교수 (1980년~현재).

관심분야: Medical Electronics & Information, e-Health System, Biomedical Signal Processing.