

# 자세에 따른 생체임피던스 변화와 혈압 특성 분석

## (Analysis of Bioimpedance Change and the Characteristics of Blood Pressure according to Posture)

조 영 창<sup>1)</sup>, 김 민 수<sup>2)</sup>  
(Young Chang Cho and Min Soo Kim)

**요 약** 생체전기 임피던스 해석은 체 성분 측정에 있어 비침습적이며, 비용이 적게 들고 안전성과 재현성이 우수하여 체 성분의 변화를 평가하기 위해 널리 사용되고 있는 방법이다. 본 연구에서는 자세에 따른 생체임피던스와 혈압차이에 대해 연구하였으며, 피 실험자를 대상으로 생체전기 임피던스 측정시스템을 통한 저항 및 리액턴스의 실시간 측정 실험과 등가모델을 통한 모의실험 그리고 자세 변화에 대한 혈압 차이를 비교하는 실험을 실시하였다. 생체임피던스는 다중 주파수(1 kHz, 10 kHz, 20 kHz, 50 kHz, 70 kHz, 100 kHz)에서 4분간 측정하였다. 실험결과, 선 자세, 앉은 자세, 누운 자세 순으로 몸의 임피던스는 저항과 리액턴스의 변화로 인해 증가하는 것으로 나타났다. 특히, 누운 자세에서의 저항은 50 kHz에서 앉은 자세에서의 저항보다 평균 16.49% 높았으며, 누운 자세에서의 리액턴스는 5 kHz일 때에 앉은 자세보다 평균 26.05% 높았다. 혈압의 경우에는 다른 자세에 비해 선 자세에서의 평균 최고치(125.14±12.30) 및 평균 최저치(75.57±10.31) 혈압이 높게 나타났다. 본 연구의 생체임피던스 및 혈압 차이에 관한 연구는 급성 질환, 고도 비만, 신체 기형 등의 연구에 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

**핵심주제어** : 생체전기 임피던스 해석, 다중 주파수, 자세 임피던스, 비침습형, 체 성분

**Abstract** Bioelectrical Impedance Analysis(BIA) is a widely used method for estimating body composition changes which is a non-invasive, inexpensive, safety and reproductive method. We studied the bioimpedance change and the distinction of blood pressure according to body posture and conducted three kinds of experiments: the real-time bioimpedance measurement, the simulation using equivalent circuit model and the blood pressure measurement. Bioimpedance is measured during 4 minutes at the multi-frequency(1 kHz, 10 kHz, 20 kHz, 50 kHz, 70 kHz, 100 kHz). From the experiment results, the changes in body postures result in changes of resistance and reactance, with an average rapid increase of body impedance when going from standing, sitting to supine. Specially, the laying resistance on average was 16.49% higher than supine resistance at 50 kHz and the laying reactance measurement was also 26.05% higher than sitting reactance at 1 kHz. Blood pressure in standing posture was higher than those in other postures both in maximum(125.14±12.30) and in minimum(75.57±10.31). The results of BIA and blood pressure in this study will be contributed to the research on acute illness, extreme fat, and body shape abnormalities.

**Key Words** : bio-electrical impedance analysis(BIA), multi-frequency, posture impedance, non-invasive, body composition

1) 경운대학교 항공정보통신공학과, 제1저자  
2) 경운대학교 항공정보통신공학과, 교신저자

## 1. 서론

최근, 의료-IT분야에서는 생체임피던스 측정기술을 적용하여 손쉽게 체지방, 체액 및 생체정보 등을 획득하고, 효과적으로 분석하는 연구가 이루어지고 있다 [1]-[4]. 이는 생체임피던스가 피부의 상태 및 병리적 상태 등을 반영할 수 있기 때문이다[5]-[7]. 일반적으로 피부는 표피(epidermis), 진피(dermis) 및 피하조직(subcutaneous fat) 층으로 구성되어 있다. 이 중에서 표피는 각질층이 포함되어 있어서 생체 내의 다른 조직보다 임피던스가 크고 상이한 특성을 보인다. 반면에 살아있는 세포들로 구성되어 있는 진피와 피하조직은 서로 유사한 특성을 갖는다.

생체전기 임피던스 분석법(Bio-electrical impedance analysis: BIA)은 인체성분을 평가하는 방법으로 비용이 적게 들며, 비침습적으로 빠르고, 손쉽게 측정 및 분석이 가능하여 많이 이용되고 있는 방법이다. 또 다른 장점으로는 낮은 전압과 전류의 사용으로 측정과정 동안 전기 충격에 의한 감전 등의 위험요인이 적어 비교적 안전한 측정법으로 알려져 있다. 그러나 단점으로는 체성분의 변화를 긴 시간동안 검출할 경우, 다른 방법에 비해 민감도가 떨어진다.

자세에 따른 체성분의 변화를 분석하기 위해 생체전기 임피던스 분석법을 사용할 경우, 생체 임피던스 측정은 여러 요인들의 영향을 받는다. 이러한 요인들은 자세에 따라 발생하는 체내 수분량의 재분배가 주된 원인이 되어 나타난다. 특히, 반듯이 누운 자세 또는 긴 시간동안 고정 자세를 유지하거나 호흡 및 체격 등에 따라 측정값들은 큰 차이를 가질 수 있다.

몸의 자세를 수직에서 수평으로 바꾸게 되면 사지에서 몸통으로 체액 이동이 발생하게 되어 사지 임피던스는 증가하고 몸통 임피던스는 감소한다는 연구가 수행된 바가 있다[8]-[11]. 즉, 사지 임피던스에 대한 체액의 대략 5% 정도가 몸통으로 분산되어 전신 임피던스 측정값이 증가하게 되는 원리이다. 또한, 수평에서 수직자세로 바꾸게 되면 상황이 반대로 될 것이므로 몸통에서 사지로 체액이 이동되어 전신 임피던스를 줄어든게 작용한다. Gudivaka 등은 피부온도는 임피던스 측정값에 영향을 주어 온도와 측정값은 반대 특성을 지니고 있어서 피부온도가 증가할 때 임피던스는 감소하고 피부온도가 낮을 때는 임피던스는 증가한다는 연구를 수행하였다[12].

본 연구에서는 생체임피던스 측정시스템을 이용하여 실시간으로 자세변화에 따른 생체임피던스 측정을 실시하였고, 정량적 해석을 위해 실제 측정 데이터에 기초로 한 등가전기모형을 설계하여 시뮬레이션 연구를 수행하였다. 건강한 피 실험자를 대상으로 나이, 몸무게, 키 등에 따라 팔에서 다리로 다중 주파수의 정전류를 흐르게 한 다음, 선 자세, 앉은 자세 및 반듯이 누운 자세(supine)를 반복적으로 취할 때의 생체임피던스와 혈압을 측정하였다.

본 연구는 자세 변화에 따른 생체임피던스의 차이 및 체지방 측정 오류의 원인을 쉽게 파악하도록 하며, 또한 혈압의 차이에 관한 정량적 비교 연구를 통해 질병을 예방하는 도구로서 활용되도록 할 목적을 가지고 있다.

## 2. 재료 및 방법

본 연구에서는 자세 변화에 따른 임피던스 변화를 알기 위해 다중 주파수 대역에서 측정된 생체임피던스의 특성과 혈압 차이에 관한 연구를 수행하였다. 그리고 생체임피던스는 주파수 제어 및 신호측정을 위한 Lock-in Amplifier(SR 830), 정전압 발생기(Keithley, 2400), 계측 장비간의 인터페이스 및 데이터 획득 역할을 하는 NI(National Instrument)사의 Labview control system(NI 9223-4, 9263, 9401)으로 직접 구성한 측정 장비를 통해 실시간으로 측정하였다.

다중 주파수 측정을 위해 1 kHz, 10 kHz, 20 kHz, 50 kHz, 70 kHz, 100 kHz에서 측정하였으며, 정전류는 국제 및 이탈리아 안전 규정에서 정한 범위에 따라 500 uA를 사용하였다. 이러한 안정규정은 저주파수 대역에서는 100 uA까지 흘려줄 수 있으며, 2 kHz 이상에서는 통상 800 uA까지 생체에 전류를 흘릴 수 있도록 규정하고 있다[13].

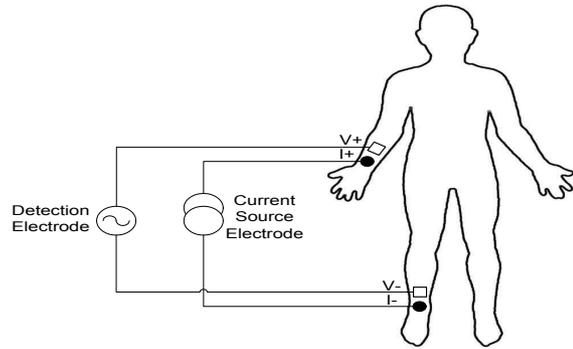
피 실험자는 정상인이라고 판단되는 대학생 30명을 대상으로 키, 몸무게, 나이에 따라 구분하였으며, 측정 시간은 일정하게 점심식사 전 오전 10시부터 12시 30분 사이에 실시하였고, 측정 1주일 전에 실험에 영향을 줄 수 있는 과도한 음주나 흡연 등을 삼가도록 하였다. 생체임피던스 측정 장소는 주변온도가 측정에 영향을 주지 않는 실험실 환경에서 실시하였다. 팔에

서 다리까지의 임피던스를 측정하기 위해서 측정부위 및 전극 부착 부위를 알코올로 깨끗하게 닦아내고 밴드형 전극(Biopac EL, 506)을 오른쪽 다리와 팔에 각각 한 쌍(팔 2개, 다리 2개)씩 부착하였다. 각 신체의 자세 변경은 측정 전에 각각 약 10분간의 간격을 유지하고 선 자세, 앉은 자세, 반듯이 누운 자세(supine) 순으로 측정을 실시하였다.

생체임피던스를 측정하기 위한 전극시스템은 전류를 인가하기 위한 두 개의 전극 단자와 전압을 측정하기 위한 또 다른 두 개의 전극 단자를 필요로 한다. 이러한 4개의 전극을 이용하여 생체에 대해 임피던스를 측정할 수 있고, 피부에 부착하는 전극의 개수를 조정함으로써 2 전극법, 3 전극법, 4 전극법으로 나뉘어 다양한 생체 임피던스 특성을 측정할 수 있다. 두 개의 전극을 이용하여 생체 임피던스를 측정하는 경우, 2개의 전극에 전류를 인가하고 동일한 전극을 이용하여 전압을 측정하여 피부 임피던스를 측정할 수 있다.

통상적으로 피부 임피던스를 측정한다고 하면 특정한 한 지점의 피부 임피던스의 측정을 목적으로 하는데, 만약 동일한 두 개의 전극을 이용하게 되면 전극을 부착한 두 지점의 피부 임피던스가 측정됨으로써 원하는 특정 위치의 피부 임피던스는 측정할 수 없게 된다. 이러한 이유로 2 전극법을 이용할 때는 측정 지점이 아닌 부분에 부착하는 전극의 면적을 상대적으로 매우 크게 하여 원하는 지점의 피부 임피던스를 측정한다. 3 전극법은 측정 지점 하나의 전극에 측정 전극과 전류 인가 전극을 연결하고, 이로부터 일정한 거리만큼 떨어진 지점에 기준 전극(reference electrode)을 부착하고, 여기서 10 cm 이상 바깥 영역에 전류 인가 전극을 부착하여 피부의 임피던스를 측정하는 방법이다. 이 방법을 이용하면 2전극법보다 더 정확하게 한 지점의 피부 임피던스를 측정할 수 있다.

본 연구에서 사용한 4 전극법은 생체의 체적 임피던스를 측정하는 방법으로 측정하고자 하는 체적 양단에 측정 전극을 두고, 그 측정 영역 바깥쪽에 전류 인가 전극을 부착함으로써 팔과 다리 부위의 임피던스를 측정한다. 본 연구에서 사용한 팔과 다리 부위의 임피던스 측정을 위해 사용된 전극 위치는 <Fig. 1>에서 표시한 것과 같다.

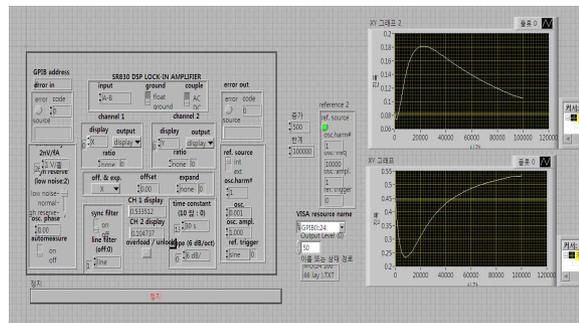


<Fig. 1> Location of the electrodes for whole body

<Fig. 2> (a)는 누운 자세에서 전신에 대한 생체임피던스 측정 장면을 나타낸 것이며, <Fig. 2> (b)와 (c)는 생체임피던스를 실시간으로 측정하고 있는 Labview 시스템의 프론트 패널과 혈압측정 장면을 각각 나타낸 것이다.



(a) 누운 자세의 전신 임피던스 측정

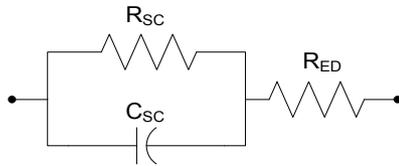


(b) Labview 시스템을 이용한 생체임피던스 측정

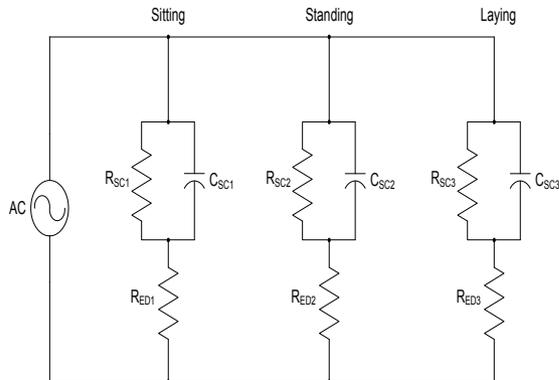


(c) 혈압측정

<Fig. 2> Measurements of real time bio-impedance and blood pressure



(a) 등가모델



(b) 자세 전기회로모델링

<Fig. 3> Electrical circuit modeling of impedance according to postures

<Fig. 3> (a)는 본 연구에서 생체 등가회로 모델에 대해 구현한 생체전기회로를 나타낸 것으로 등가회로 모델의  $R_{SC}$  저항과 커패시턴스  $C_{SC}$  회로는 병렬로 구성된 피부 각질층을 나타내며, 피부 각질층 회로와 직렬로 연결된 저항  $R_{ED}$ 는 살아있는 피부층인 표피층과

진피층을 나타낸다. <Fig. 3> (b)는 선 자세, 앉은 자세, 누운 자세에 대해 설계한 생체전기회로를 나타낸 것이다. 측정에 사용한 주파수 대역은 5 kHz Hz-100 kHz 범위이며, 각 자세에 대한  $R_{SC}$ ,  $R_{ED}$ ,  $C_{SC}$ 는 <Table 1>의 파라메타 값을 적용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

<Table 1> Parameters of equivalent circuit according to posture

Postures	$R_{SC}$	$C_{SC}$	$R_{ED}$
Sitting	700Ω	20nF	100Ω
Standing	550Ω	31nF	102Ω
Supine	710Ω	35nF	110Ω

본 연구의 생체전기회로 모델의 임피던스  $Z$ 는 식 (1)과 같다.

$$Z = \frac{(R_{SC} + R_{ED} C_{SC} \omega)^2}{1 + (R_{SC} C_{SC} \omega)^2} \quad (1)$$

여기서  $\omega$ 는 각주파수 ( $\omega = 2\pi f$ )이고  $f$ 는 주파수이다.

### 3. 실험 결과

본 연구에서는 신체의 자세 변화에 대한 생체 임피던스의 특성을 알기 위해 생체전기 임피던스 측정 시스템을 통한 저항 및 리액턴스의 실시간 측정 실험과 등가모델을 통한 모의실험 그리고 자세 변화에 대한 혈압 차이를 비교하는 실험을 실시하였다. 등가모델을 통한 모의실험에서는 자세에 따른 생체임피던스 전기회로 모델링을 위해 <Fig. 3> (a), (b)와 같이 팔과 다리 사이의 임피던스를 측정하기 위한 전기회로를 구성하였다. 전기회로를 통해 모델링된 피부층은 각질층, 표피층, 진피층으로 구성되며, 각질층은  $R_{SC1-3}$ , 살아있는 조직으로 구성된 표피층과 진피층은 각각  $C_{SC1-3}$ 와  $R_{ED1-3}$ 으로 모델링 하여 실험하였다. 피부 임피던스 측정을 위한 전기회로 시뮬레이션에서는 선 자세, 앉은 자세, 누운 자세에 대해 주파수를 스윕

(sweep)하여 측정된 저항과 커패시턴스 값을 통해 임피던스의 변화 특성을 확인하였다.

<Fig. 4>는 생체전기모델을 이용하여 1 kHz에서 100 kHz 주파수대역에 걸쳐 자세에 따라 실시한 생체 임피던스 시뮬레이션 결과를 나타낸 그래프로써 전체적으로 임피던스는 인가 주파수가 높아짐에 따라 감소하는 것으로 나타났다. 자세에 따른 임피던스 비교에서는 누운 자세(▲)에서 측정된 임피던스가 선 자세(●) 또는 앉은 자세(■)와 비교했을 때 30 kHz 부근에서 가장 큰 차이가 있음을 확인할 수 있었다. 특히, 앉은 자세와 반듯이 누운 자세의 임피던스 차이는 10 kHz~40 kHz 주파수 구간에서 임피던스 차이가 큰 것으로 나타났다.

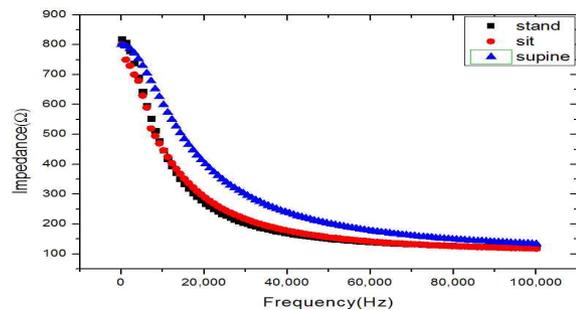
<Table 2>는 생체전기 임피던스 측정시스템을 통해 측정 주파수별로 자세에 따라 측정된 저항값과 누운 자세를 기준으로 산출한 백분율 오차를 비교한 것이다. 자세에 대한 비교결과, 누운 자세와 앉은 자세의 측정 저항값은 50 kHz에서 16.49%의 가장 큰 백분율 오차를 보였으며, 100 kHz의 고주파 대역에서는 누운 자세와 선 자세가 0.83%의 가장 작은 백분율 오차를 보였다. 그리고 누운 자세에서 측정된 저항값이 다른 자세에서 측정된 저항값보다 전반적으로 높게 측정됨을 보였다.

<Table 3>은 자세에 따른 리액턴스의 차이를 보이기 위한 것으로 측정 주파수별로 측정된 리액턴스값과 누운 자세를 기준으로 산출한 백분율 오차를 비교한 것이다. 비교결과, 누운 자세와 선 자세는 1 kHz 대역에서 가장 큰 차이인 56.69%의 백분율 오차를 보였으며, 20 kHz 대역에서는 누운 자세와 앉은 자세에서의 리액턴스가 0.81%의 가장 작은 차이를 보이는 것으로 확인되었다.

<Table 4>는 자세에 따른 혈압 측정결과를 나타낸 것으로 선 자세에서의 평균 최고치 및 평균 최저치 혈압이 각각 125.14±12.30과 75.57±10.31로 측정되어 다른 자세에서 측정된 결과보다 높게 나타났다. 또한, 가장 안정적인 자세라 할 수 있는 누운 자세의 경우, 평균 최고치 및 평균 최저치 혈압은 122.0±9.61과 66.43±9.34로 가장 낮게 나타나는 것으로 확인되었다.

<Fig. 5>는 자세에 따라 측정된 임피던스를 비교하기 위한 것으로 <Fig. 5> (a)는 리액턴스 측정결과를 나타낸 것이며, <Fig. 5> (b)는 저항 측정 결과를 나타낸 것이다. <Fig. 5> (a)에서 리액턴스는 측정 주파

수가 20 kHz 일 때 가장 높게 측정되었으며, 자세에 있어서도 누운 자세에서 측정된 리액턴스가 다른 자세에서 측정된 값보다 더 높게 측정됨을 확인할 수 있었다. <Fig. 5> (b)에서 측정된 저항값은 30 kHz대역에서 자세 변화에 따른 저항 차이가 누운 자세와 선 자세와 앉은 자세보다 높게 나타남을 보였다. 20 kHz에서 60 kHz까지는 누운 자세와 앉은 자세 저항 차이가 많음을 확인할 수 있었다. 80 kHz 대역에서는 선 자세, 앉은 자세, 반듯이 누운 자세의 저항변화가 뚜렷하게 나타나지 않았다. 본 연구를 통해서 자세 변화에 따른 특성 연구에서는 자세변화가 점점지남에 따라서 저항차이는 크게 나타나지 않았다. 이는 자세 변화에 따른 체액의 이동현상에 의한 저항의 변화가 있음을 확인할 수 있었다.



<Fig. 4> Results of simulation using electrical circuit model

<Table 2> Results of resistance according to posture

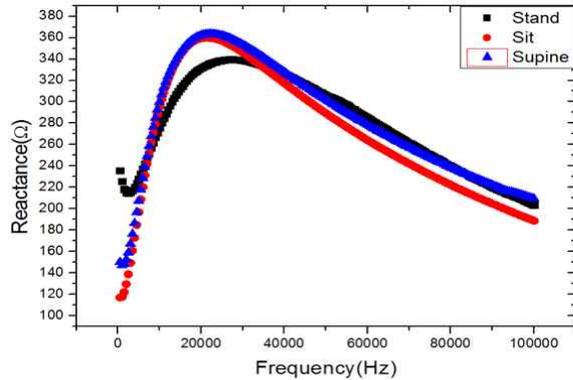
Age (Num.)	24.43 ±0.95(30)					
Weight (kg)	71.14±8.04					
Height (cm)	174.93±4.92					
Freq. (kHz)	Frequency range (Hz)					
	1	10	20	50	80	100
Stand (Ω)	836.43 ±52.12	808.23 ±39.23	708.39 ±33.15	393.70 ±52.56	301.78 ±72.90	291.40 ±39.56
Sit (Ω)	818.36 ±44.88	778.43 ±24.94	703.81 ±33.21	342.38 ±53.88	247.81 ±72.57	230.02 ±31.65
Supine (Ω)	857.36 ±45.61	816.17 ±23.46	764.57 ±35.35	410.45 ±44.28	278.15 ±76.99	268.09 ±37.22
Diff. (S-Std)%	2.44%	0.97%	7.35%	4.11%	-8.53%	-0.837%
Diff. (S-Sit)%	4.55%	4.62%	7.95%	16.49%	11.13%	14.28%

<Table 3> Results of reactance according to posture

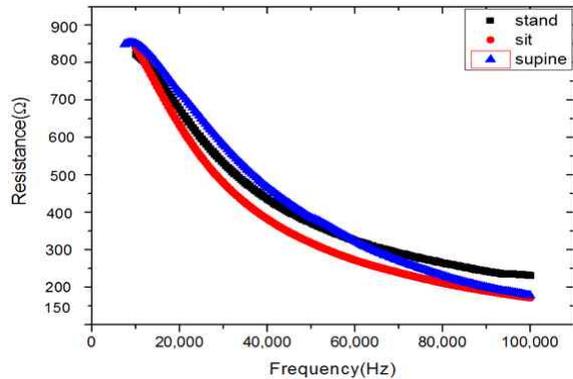
Freq. (kHz)	Frequency range					
	1	10	20	50	70	100
Stand (Ω)	235.84 ±21.22	276.00 ±23.56	331.67 ±27.55	306.15 ±26.71	261.72 ±19.23	203.61 ±20.02
Sit(Ω)	117.31 ±13.33	295.17 ±32.23	359.38 ±28.65	289.31 ±13.22	242.31 ±22.78	188.84 ±22.34
Supine (Ω)	150.51 ±19.88	300.05 ±29.43	362.31 ±27.90	301.88 ±23.76	257.45 ±19.55	209.47 ±18.90
Diff. (S-St)%	-56.69%	8.02%	8.46%	-1.41%	-1.66%	2.80%
Diff. (S-Sit)%	22.06%	1.63%	0.81%	4.16%	5.88%	9.85%

<Table 4> Results of blood pressure according to posture

Postures	Standing		Sitting		Supine	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Blood Pressure	125.14 ±12.30	75.57 ±10.31	122.0 ±10.31	74.21 ±13.57	122.0 ±9.61	66.43 ±9.34



(a) Reactance 자세 비교 결과



(b) Resistance 자세비교 결과

<Fig. 5> Results of impedance according to posture

#### 4. 결론

본 연구에서는 생체전기 임피던스 측정시스템을 이용하여 피 실험자들을 대상으로 자세에 따른 생체임피던스와 혈압차이에 대해 연구하였다. 실험에 사용된 생체전기 임피던스 측정법은 저비용의 장비를 이용하여 손쉽고, 안전하게 인체의 정보를 획득할 수 있게 하며, 생체임피던스의 특성을 간단하면서 효율적으로 해석할 수 있게 한다.

생체임피던스 측정실험에서는 피 실험자가 오랜 시간동안 같은 자세를 유지해야만 측정의 정확성을 기대할 수 있으며, 자세가 변할 경우에는 인체 내 체액의 이동으로 인해 생체임피던스의 측정값이 다르게 나타나게 된다.

자세 변화 실험에서 다중 주파수에 대한 선 자세, 앉은 자세, 누운 자세에 대해 측정된 생체임피던스 비교에서는 누운 자세에서의 임피던스가 가장 높게 측정됨을 확인하였으며, 이러한 사실은 자세를 수평으로 이동할 경우 인체에 존재하는 체액이 사지에서 몸통으로 이동하여 팔과 다리 부위의 임피던스가 증가하기 때문이다. 또한 동일한 시간에 동일인을 대상으로 혈압을 측정한 결과, 가장 편안하고 안정적인 자세인 누운 자세를 취할 때 측정된 혈압의 평균 최고치와 평균 최저치가 가장 낮음을 확인하였다.

생체 임피던스 측정에 대한 실험결과를 객관적으로 해석하기 위해 생체전기모델을 이용한 시뮬레이션 결과와 비교한 결과, 측정결과와 시뮬레이션 결과가 유사함을 확인하였다.

본 연구의 한계성은 짧은 시간 안에 여러 자세를 변화시켜서 체액의 이동시간에 따른 임피던스 변화와 장시간 자세를 취할 때와의 비교가 어려워 정확한 실험결과를 얻는데 어려움이 있었으며, 피 실험자의 성별 및 나이 등에 대한 측정결과를 비교한 실험이 이루어지지 않았다.

향후에는 인공산물 등을 줄이는 실험방법과 다양한 피 실험자 대상의 데이터 수집을 통해 정확한 생체정보를 얻기 위한 연구가 필요하다. 본 연구의 생체전기 임피던스 분석 결과는 질병을 예방하고 예측 치료를 요하는 연구에 그 활용가치가 있다고 사료된다.

## References

- [1] Y.C. Cho, M.S. Kim and J.O. Yoon, "A study on the electrical difference for the limbs and thoracic impedance using real-time bio-impedance measurement system," *J Korea Industr Inf Syst Res*, Vol 18, No.6, pp. 9-16, 2013.
- [2] U.G. Kyle et al., "Bioelectrical impedance analysis: I. Review of principles and methods," *Clin. Nutr.* Vol 23 No.12, pp. 26-43, 2004.
- [3] S. Mattsson and B.J. Thomas, "Development of methods for body composition studies," *Phys. Med. Biol.* Vol 51, No.13, pp. R203-R228, 2006.
- [4] M.S. Kim and Y.C. Cho, "Characteristics of Bio-impedance form Implantable Electrode Design in Human Skin," *J Korea Industr Inf Syst Res*, Vol 19, No.4, pp. 9-16, 2014
- [5] G.P. Pichler, O. Amouzadeh-Ghadikolai, A. Leis, F. Skrabal, "A critical analysis of whole body bioimpedance spectroscopy (BIS) for the estimation of body compartments in health and disease," *Med. Eng. & Phys.*, Vol 35, No. 5, pp. 616-625, 2012.
- [6] C. Chazot, P. Wabel, P. Chamney, U. Moissl, S. Wieskotten, V. Wizemann, "Importance of normohydration for the long-term survival of haemodialysis patients," *Nephrol Dial Transplant*, Vol 27, No. 6, pp. 2404-2410, 2012.
- [7] J.R. Moon, S.E. Tobkin, M.D. Roberts, V.J. Dalbo, C.M. Kerksick, M.G. Bembem, J.T. Cramer and J.R. Stout, "Total body water estimations in healthy men and women using bioimpedance spectroscopy: a deuterium oxide comparison," *Nutr Metab*, Vol 5, No. 7, pp. 1-6, 2008.
- [8] R.F. Kushner, R. Gudivaka D.A. Schoeller, "Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurement," *Am J Clin Nutr.* Vol 64. No.3, pp. 423S-427S. 1994.
- [9] M. Fenech, M.Y. Jaffrin, "Extracellular and intracellular volume variations during postural change measured by segmental and wrist-ankle bioimpedance spectroscopy," *IEEE Trans Biomed Eng.*, Vol 51, No.1, pp.166-175, 2004.
- [10] F. Zhu, D. Schneditz, E. Wang, N.W. Levin, "Dynamics of segmental extracellular volume during changes in body position by bioimpedance analysis," *J Appl Physiol.* 1998, Vol 85, No.2, pp. 497-504.
- [11] A. De Lorenzo, A. Andreoli, P. Deurenberg, "Impedance ratio as a measure of water shifts," *Ann Nutr Metab.* Vol 41, No.1, pp. 22-28, 1997.
- [12] R. Gudivaka, D. Schoeller, R.F. Kushner, "Effect of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis," *J Appl Physiol.* Vol 81, No.2, pp. 838-845, 1996.
- [13] E. Gualdi-Russo, S. Toselli, "Influence of various factors on the measurement of multifrequency bioimpedance," *HOMO*, Vol 53, No. 1, pp. 1-16, 2002.



조영창 (Young Chang Cho)

- 정회원
- 영남대학교 전기공학과 공학사
- 영남대학교 전자공학과 공학석사
- 영남대학교 전자공학과 공학박사
- 경운대학교 항공대학 항공정보통신공학과 교수
- 관심분야 : DSP, 심전도 신호처리



김민수 (Min Soo Kim)

- 정회원
- 경일대학교 전기공학과 공학사
- 영남대학교 전기공학과 공학석사
- 영남대학교 전자공학과 공학박사
- 토요하시기술과학대학 박사후 연구원
- 경운대학교 항공대학 항공정보통신공학과 교수
- 관심분야 : 생체임피던스, 생체신호처리

논문접수일 : 2014년 05월 19일

1차수정완료일 : 2014년 07월 02일

2차수정완료일 : 2014년 10월 01일

게재확정일 : 2014년 10월 07일