

실시간 생체임피던스 측정 시스템을 이용한 사지와 흉부 임피던스에 대한 전기적인 차이 연구[†]

(A Study on the Electrical Difference for The Limbs
and Thoracic Impedance using Real-Time
Bio-impedance Measurement System)

조영창*, 김민수**, 윤정오***

(Young-Chang Cho, Min-Soo Kim, and Jeong-Oh Yoon)

요약 생체임피던스 측정 시스템은 비침습적이고, 환자의 수분함량을 쉽게 측정할 수 있게 한다. 생체임피던스 측정에서 정확하고 재현성 있는 결과를 얻기 위해서는 측정조건과 하드웨어 사양의 선택 및 구성이 매우 중요하다. 본 연구에서는 1kHz에서 100kHz 주파수 범위에서 락인앰프, 랩뷰 제어시스템을 이용하여 사지와 흉부에 대해 생체임피던스 측정을 각각 수행하였으며, 측정 및 모의실험 결과를 통해 제안한 모델의 파라미터와 인가 전원의 주파수에 따른 저항 및 리액턴스 변화가 인체실험 결과와 유사한 결과로 나타남을 확인하였다. 제안한 실시간 생체임피던스 측정 시스템은 높은 신뢰성을 가지며, 인체에 대한 임피던스의 임상적인 특성 연구에도 적용될 수 있을 것이다.

핵심주제어 : 실시간 생체임피던스 측정 시스템(BMS); 비침습적; 락인앰프; 랩뷰제어시스템; 사지; 흉부

Abstract Bio-impedance measurement system(BMS) is non-invasive and easy to implement a measurement method that allows determining the water content of a patient. The measurement conditions, the hardware specifications and the configurations of BMS devices must be well chosen in order to get correct and reproducible results. BMS was then conducted for the limbs and the thoracic using a lock-in amplifier and LabView control system with a frequency range of 1kHz-100kHz. From both the measurement data and the simulation results, we verified that the parameters in the proposed equivalent model and the trend of impedance variation according to the multi-frequency of applied current source are similar to those of human body. We believe that the real-time BMS developed in this study is highly reliable and applicable to the research on the clinical characteristics of the human being's impedance.

Key Words : Real-time Bio-impedance Measurement System(BMS); non-invasive; lock-in amplifier; LabView control system; limbs; thoracic

* 경운대학교 항공정보통신공학과, 제1저자

** 계명대학교 연구교수, 제2저자

*** 경운대학교 항공정보통신공학과, 교신저자(e-mail:joyun@ikw.ac.kr)

1. 서 론

최근, 생체임피던스 측정을 이용하여 체내 진단정보를 효과적으로 획득하기 위한 여러 가지 방법들이 연구되고 있으며, 대표적인 연구로는 임피던스 단층촬영(impedance tomography) 장치의 개발, 체액 성분 및 체지방 성분 분석을 위한 연구 등이 있다[1]-[3]. 특히, 임피던스 단층촬영 장치 등에서 사용되고 있는 임피던스 분석방법은 X선, 초음파 혹은 자기공명(fMRI)을 이용한 영상진단 등에서 얻을 수 없는 정보의 획득이 가능할 뿐만 아니라, 규모가 작고 간단한 장치로서도 비침습적으로 장시간, 연속적인 진단이 가능한 장점을 가지고 있다. 그리고 피부에 대한 임피던스는 피부의 노화 및 병리적 상태나 약물의 주입에 따르는 특성을 반영할 수 있기 때문에 많은 연구들이 이루어져 왔다 [4]-[7]. 특히 임상환자들에게 적용한 기술로서 만성심부전 환자 및 폐부종 환자를 대상으로 임피던스 측정을 통한 수폐검출을 위해 최적의 생체임피던스 측정 시스템 구성에 필요한 최적의 전극위치 및 주파수 범위를 결정하는 기술들이 연구되고 있다[8]-[11].

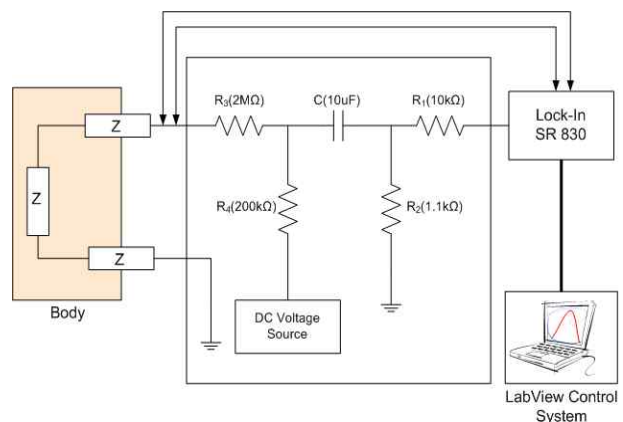
본 연구에서는 생체임피던스 측정을 위한 실시간 생체임피던스 측정 시스템의 개발과 사지 및 흉부부위에 대해 제안한 등가 생체전기모델의 파라메타 값 결정 및 생체 임피던스의 주파수에 따른 특성변화에 대해 연구하였다.

생체임피던스 측정 데이터를 기반으로 주파수 응답을 표현한 등가 생체전기모델은 Cole에 의해 1941년에 처음으로 제안되었으며[12], 등가 생체전기모델의 파라메타 값은 정확한 임피던스 측정방법으로부터 얻은 데이터를 사용하는 것이 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서 제안한 등가 생체전기모델의 파라메타는 실시간 생체임피던스 측정 시스템에서 얻은 측정데이터와 함께 생체의 정량적 해석을 통한 임상연구의 기초자료로 활용할 수 있다.

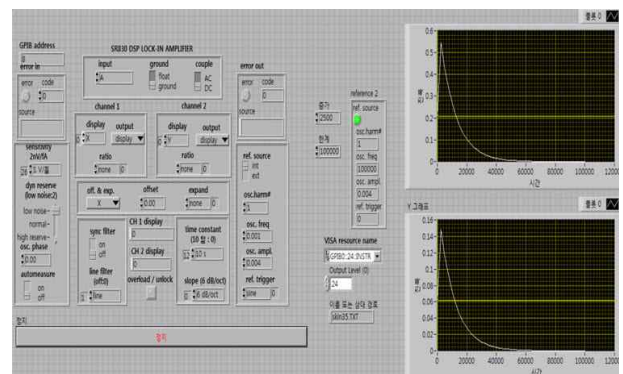
2. 생체임피던스 측정 시스템 및 측정방법

본 연구에서는 생체임피던스 측정 시스템의 개발에 대해 다루었으며, 사지와 흉부부위에 대한 등가 생체전기모델을 제안하였다. 그리고 개발된 생체임피던스 측정 시스템을 사용하여 제안한 모델에 대한 최적의 파라메타 값을 결정하기 위해 생체임피던스 측정실험

을 직접 수행하였으며, 나아가 주파수에 따른 생체 임피던스의 특성변화에 대해 연구하였다. <그림 1>과 <그림 2>는 생체임피던스를 실시간으로 측정하기 위해 본 연구에서 개발한 측정 시스템의 구성과 LabView 제어 시스템 및 생체 임피던스 측정결과 화면을 각각 나타낸 것이다. 일반적으로 생체를 대상으로 하는 신호측정은 잡음에 취약하며, 전체 시스템의 구성에 영향을 받기 때문에 측정의 정확성을 높이는 것에는 많은 어려움이 뒤따른다. 따라서 본 연구의 생체임피던스 측정 시스템은 측정 신호의 감도와 정확성을 높이기 위해 Lock-in amplifier (stanford research systems, SR830)와 정전압원(Keithley, 2400), LabView 제어 시스템(NI 9223)으로 최적의 측정환경을 구성하였으며, LabView 제어 시스템과 계측기 상호간의 제어 및 데이터 저장에는 GPIB 통신을 사용하여 측정된 신호를 실시간으로 처리할 수 있도록 구성하였다.

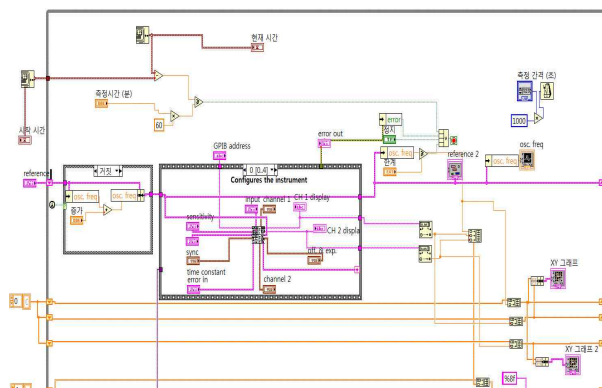


<그림 1 > Bioimpedance 측정 시스템 구성

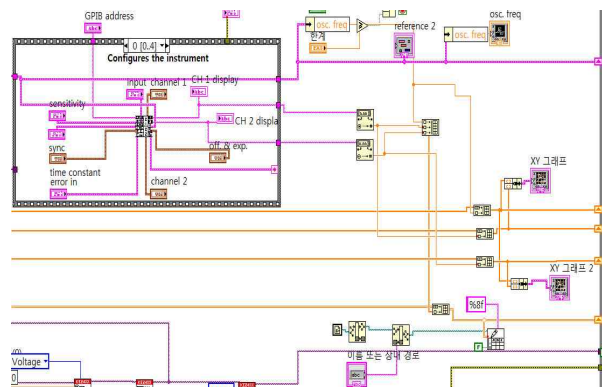


<그림 2> LabView 제어 시스템의 제어패널 구성 및 생체임피던스 측정결과 화면

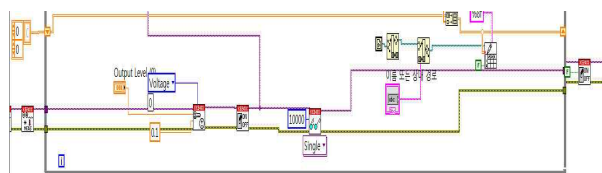
<그림 3>은 <그림 2>의 LabView 제어시스템에 대한 생체임피던스의 측정과 측정값의 저장 그리고 외부에 전원을 인가하는 기능을 구현하는 프로그램의 블록다이어그램을 각각 나타낸 것이다. 본 연구에서는 정전류원으로부터 출력된 100 μ A의 사인파를 외부전원으로 사용하고 있으며, 주파수는 1 kHz-100 kHz 범위 내에서 가변되도록 설정하여 전체 90 개의 주파수에 대한 임피던스를 측정하도록 하였다. 전체 주파수에 대한 측정시간은 본 연구의 실험에서는 대략 1분이 소요되었다.



(a) 임피던스 측정



(b) 측정 임피던스 값 저장



(c) 외부 전원인가

<그림 3> LabView 제어 시스템 프로그램 블록다이어그램

일반적으로 생체임피던스 측정 시스템에서 임피던스 측정방법은 피부에 부착하는 전극의 개수에 따라 2-전극법, 3-전극법, 4-전극법으로 나뉜다[11]. 본 연구에서는 4-전극법을 사용하여 측정영역 바깥쪽에 부착한 전류 인가 전극과 측정하고자 하는 체적 양단의 측정 전극을 통해 생체의 체적 임피던스를 측정한다. 전류인가 및 측정전극으로는 Biopac System사의 Bioimpedance Strip electrode(EL 506) 8 mm전극을 사용하였다. 측정 임피던스는 두 곳으로 오른손목 부위 2곳과 오른쪽 발목부위 2곳을 정하여 사지 측정용 밴드전극을 부착하였다. 이와 같이 오른쪽 팔과 오른쪽 다리에 전극을 부착한 이유는 전류가 심장으로 흐르는 것을 방지하여 감전위험을 줄이기 위함이다. 또한, 흉부 부위의 임피던스를 측정하기 위해 흉부의 좌, 우 측에 각각 전극을 부착하여 실험을 실시하였으며, 측정의 외란을 줄이기 위해서 피실험자는 측정 전에 20분 정도 휴식을 취하게 하고 측정부위는 알코올을 이용해서 깨끗하게 닦아낸 다음 측정을 실시하였다. 그리고 측정하는 동안 주변온도는 23~25 $^{\circ}$ C를 유지하였다.

본 연구에서 생체임피던스 측정방법으로 사용한 4-전극법은 전체 4곳 중에서 2곳을 선택한 후, 두 측정점 사이의 전압 차이를 Lock-in 측정하는 Lock-in Amp.의 차분 모듈을 사용하여 측정한다. <표 1>은 본 연구의 실험에서 사용한 Lock in Amp. 설정 파라미터를 나타낸 것으로 정확한 측정을 위해 반복 실험으로 얻어낸 최적의 설정값을 정리한 것이다.

<표 1> Lock in Amp. 파라미터의 최적값

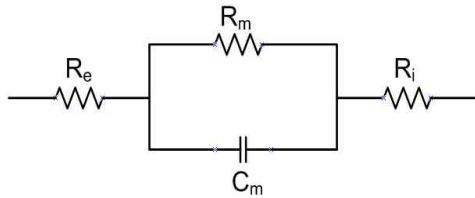
파라미터	값
Time constant(ms)	100
Slop(dB)	18
Ref. Trigger	Sine
Ref. Source	Internal
Sensitivity(mV/nA)	500
Notch Filter Band(Hz)	50 or 60 Hz, 100 or 120 Hz
Sync Filter Mode	Off
Couple Mode	DC

Cole-Cole 모델은 Kenneth Cole이 실험적으로 측정한 생체 임피던스를 수식으로 표현하기 위해 제안한

모델이며, 생체 임피던스를 나타내거나 측정된 생체 임피던스의 해석에 주로 사용되고 있다[12]-[14]. 생체 임피던스의 해석에는 Cole-Cole 모델에 있는 4개의 파라미터 즉, R_0 , R_∞ , α , τ 가 사용된다. 식(1)은 각주파수 ω 에 대한 Cole-Cole 모델에 대한 함수이다.

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \quad (1)$$

식(1)에서 R_0 와 R_∞ 는 주파수가 0 (Hz)와 ∞ (Hz)일 때의 생체 임피던스 값을 각각 나타내며, τ 는 특성주파수 ω_c 의 역수를 나타낸다.



<그림 4> 제안한 등가 생체전기모델

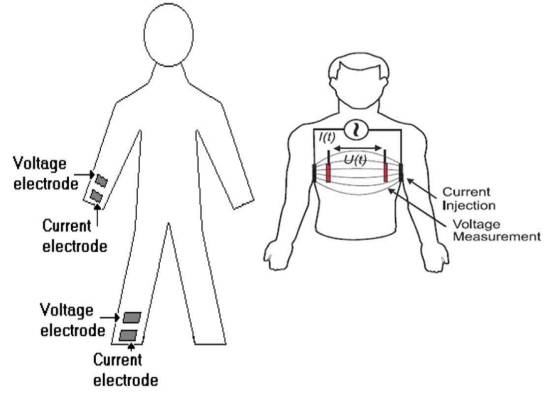
본 연구에서는 사지와 흉부 임피던스의 측정을 위해 측정 전극 사이의 생체 모델을 수동소자 R_e , R_i , R_m , C_m 를 구성하여 Cole-Cole 모델에 근거한 등가 생체전기모델을 <그림 4>와 같이 제안한다. 등가 생체전기모델은 인체조직의 수분함량이 세포막에 의해 세포 내액(intra cellular)과 세포 외액(extra cellular)으로 구분되어 있다는 사실과 외부에서 인가된 전류의 경우, 저주파와 고주파에 따라 차이가 있어 저주파 전류는 세포 외 주변을 흐르고, 고주파 전류는 세포 내를 통해 흐르는 성질이 있다는 사실을 기초로 하였다. 등가 생체전기모델에서 외부유체저항은 R_e 이며, R_m 과 C_m 은 세포막 임피던스, R_i 는 내부세포 저항을 각각 나타낸다. 식(2)는 <그림 4>의 등가 생체전기모델에 대한 임피던스 함수를 나타낸 것이다.

$$Z(j\omega) = R_e + \frac{R_m}{1 + j\omega\tau} + R_i \quad (2)$$

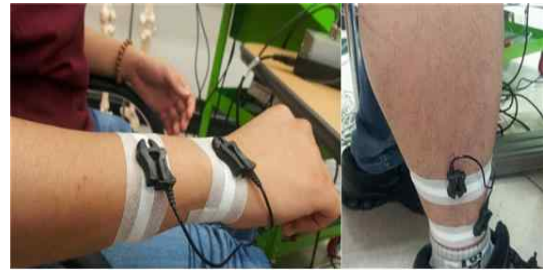
식(2)에서 τ 는 특성주파수 ω_c 의 역수를 나타낸다. 식(2)의 등가 생체전기모델에 대한 최적의 파라메타 값은 실제 측정된 생체임피던스로부터 최소자승법(least square method)을 사용한 곡선 적합법(curve fitting)

을 통해 식(2)의 등가 생체전기모델 함수에 가장 근접한 값을 찾음으로써 얻어진다.

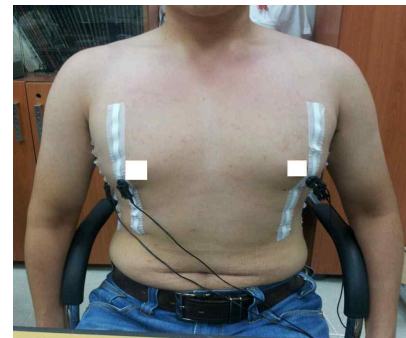
<그림 5>은 피실험자를 통한 사지 임피던스와 흉부 주변 임피던스 측정 방법과 실제 측정 장면을 각각 나타낸 것이다.



(a) 사지 및 흉부 임피던스 측정방법



(b) 팔과 다리의 임피던스 측정 장면



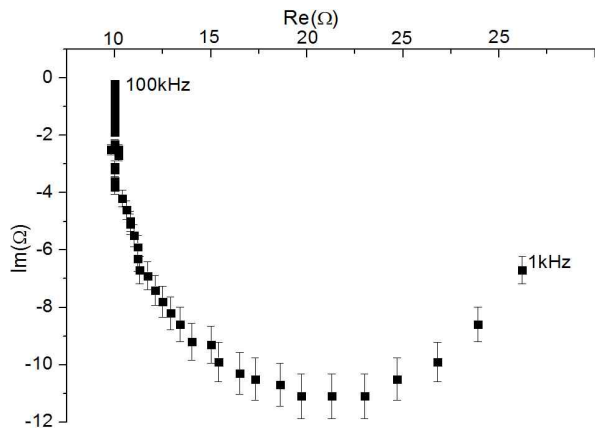
(c) 흉부 임피던스 측정 장면

<그림 5> 사지 및 흉부 임피던스 측정방법 및 실제 측정 장면

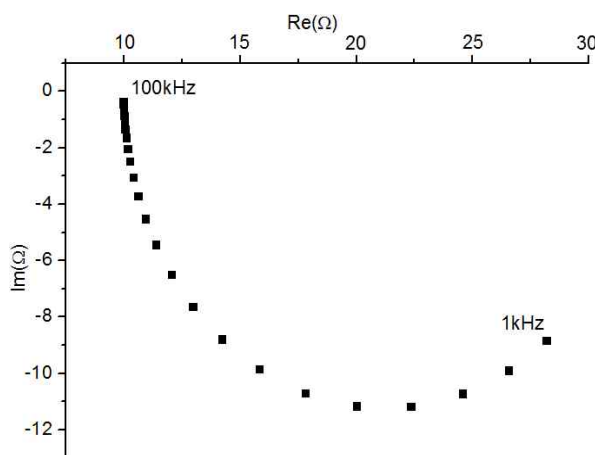
3. 실험 및 연구 결과

본 연구에서 개발한 생체임피던스 측정 시스템을 사용하여 임상적으로 정상이라고 판단되는 20대 성인 남자 25명을 대상으로 각각 사지와 흉부 부위에 대한 임피던스 측정 실험을 실시하였다. 측정 방법으로는 4-전극법을 사용하였으며, 생체의 체적 임피던스 측정을 목적으로 한 쌍은 전류인가 전극으로, 다른 한 쌍은 측정전극으로 피부에 부착하여 생체임피던스를 측정하였다. 그리고 생체임피던스에 대한 측정결과는 피실험자를 대상으로 실시하여 얻은 측정값들의 평균값으로 구하였다.

<그림 6>은 피험자들에 대한 흉부 임피던스 측정결과를 나타낸 것으로 측정 주파수 범위는 1 kHz~100 kHz이며, 각 주파수에서 측정된 임피던스는 저항성분과



<그림 6> 흉부 임피던스 측정결과

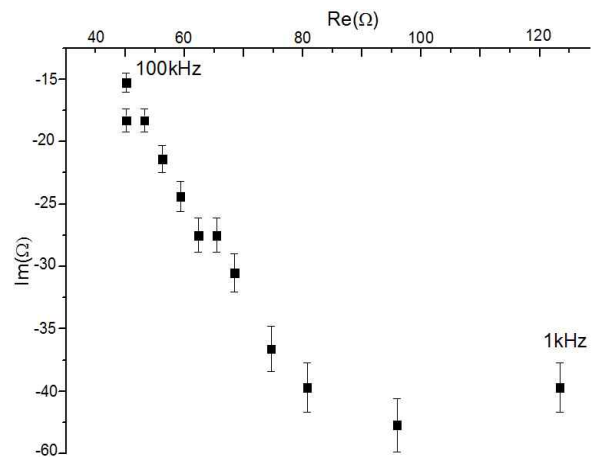


<그림 7> 흉부 임피던스 시뮬레이션 결과

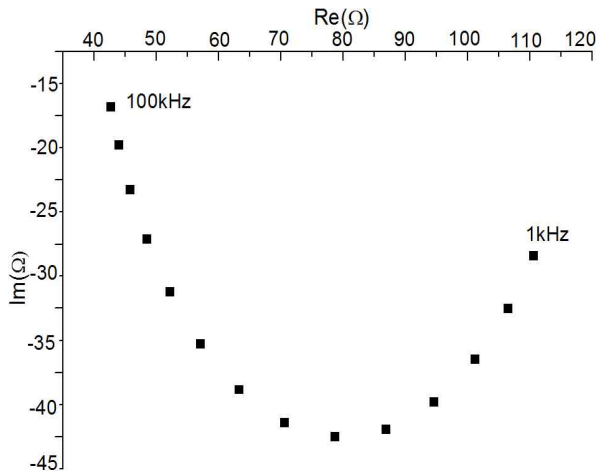
리액턴스 성분으로 나누어 복소평면 상에 나타내었다. 측정 결과, 저항은 비교적 작은 값인 9~25 Ω 범위에 걸쳐 측정되었다.

본 연구의 실험결과를 검증하기 위해 <그림 4>와 같이 수동소자 R_e , R_i , R_m , C_m 를 구성하여 Cole-Cole 모델[12]에 근거한 등가 생체전기모델을 설계한 후, 각 소자에 대해 $R_e=30\sim65\ \Omega$, $R_i=6\sim10\ \Omega$, $R_m=11\sim50\ \Omega$, $C_m=5\sim10\ \mu\text{F}$ 범위 내에서 소자 값을 가변시켜 가면서 모의실험을 반복하여 최적의 파라미터 값을 찾는 실험을 수행하였다. <그림 7>은 본 연구에서 제안한 최적의 값을 갖는 등가 생체전기모델의 적용 가능성을 보이기 위해 흉부 임피던스 측정에 대해 수행한 시뮬레이션 결과를 나타낸 것으로 실제의 임피던스를 측정 후, Cole-Cole 모델에 대해 곡선적합 과정을 수행하는 ZView(Scribner Associates Inc.) 프로그램에서 구한 각 파라미터의 최적치를 기반으로 나타낸 결과이다. 그리고 <그림 7>의 결과는 <그림 6>의 피실험자들을 대상으로 측정한 측정결과와 유사한 임피던스 특성을 보이고 있음을 알 수 있다.

<그림 8>과 <그림 9>는 사지 임피던스 측정에 있어 실제 측정 결과와 시뮬레이션 결과를 각각 나타낸 것이다.



<그림 8> 사지 임피던스 측정결과의 편차



<그림 9> 사지 임피던스 시뮬레이션 결과

<그림 9>의 결과 또한 저항성분이 40~120 Ω 범위에 걸쳐 있어 <그림 8>의 실제 측정 결과와 유사한 결과를 보이고 있다. 사지 임피던스 값과 흉부 임피던스 값의 비교에서는 실제 측정 결과와 시뮬레이션 결과에서 모두 사지 임피던스의 값이 크게 나타났다. 이는 임피던스 값이 측정된 물체의 기하학적인 형태에 의해 크게 영향을 받기 때문이며, 큰 직경의 원통형 물체가 작은 직경의 원통형 물체보다 더 작은 임피던스 값을 가지게 됨을 나타낸다. 이는 사지를 이용한 팔과 다리의 임피던스가 흉부의 임피던스보다 큰 값을 가지게 됨을 의미한다.

<표 2>는 본 연구에서 사지와 흉부에 대한 등가 생체전기모델에 대해 구한 최적의 파라메타 값을 나타낸 것이다. 사지에 대한 등가 생체전기모델의 파라메타가 세포막 임피던스와 내부세포에 대한 저항에서 흉부에 대한 등가 생체전기모델의 파라메타보다 더 큰 값을 가짐을 보여준다.

<표 2> 제안된 생체전기모델의 파라메타 비교

Bioimpedance measurement positions	parameters			
	Re(Ω)	R _m (Ω)	R _i (Ω)	C _m (μF)
Limbs impedance	62-65	47-50	9-10	9-11
Thoracic impedance	28-30	11-12.5	5.5-6.5	4-6

<표 3>은 주파수에 따라 사지와 흉부부위의 임피던

스가 변화하는 특성을 보이기 위해 25명의 피실험자에 대해 측정된 임피던스의 저항과 리액턴스에 대한 평균값과 표준편차를 각각 나타낸 것이다.

<표 3> 피실험자를 통한 측정실험 결과 비교

Variable	Limbs(n=25)		Thoracic(n=25)	
Age	25.2±3.11		24.62±4.22	
Sex	M:25		M:25	
Resistance	Hz	Ω	Hz	Ω
	1kHz	118±4.11	1kHz	27.1±3.11
	30kHz	42.7±3.5	30kHz	24.1±2.9
	50kHz	41.4±2.9	50kHz	19.9±1.8
	70kHz	40.4±2.78	70kHz	13.32±2.1
	100kHz	38.9±2.5	100kHz	9.33±1.22
Reactance	Hz	Ω	Hz	Ω
	1kHz	-40.6±4.3	1kHz	-6.2±1.3
	30kHz	-25.9±4.4	30kHz	-9.9±2.2
	50kHz	-17.3±2.9	50kHz	-12.2±2.3
	70kHz	-16.7±2.5	70kHz	-5.7±2.5
	100kHz	-15.1±2.2	100kHz	0.12±0.077

<표 3>에서와 같이 주파수가 커질수록 저항값은 줄어들며, 표준편차도 주파수가 커질수록 줄어들어 100 kHz에서 가장 작게 나타났다. 이러한 특성은 주파수가 커질수록 측정값에 미치는 잡음의 영향이 작아짐을 의미한다. 또한, 흉부부위와 사지의 임피던스는 직경 차이에 따른 영향으로 흉부부위가 사지(손목, 발목)보다 작은 임피던스를 갖는 것으로 측정됨을 알 수 있다.

<그림 6>, <그림 7>, <그림 8>, <그림 9>의 실험 결과에서도 복소평면 상에 표시된 임피던스 궤적과 같이 임피던스의 크기는 인가 전류의 주파수에 따라서 달라지며, 주파수가 수 kHz 정도로 작을 때는 다소 큰 저항값을 갖는 것으로 나타났다. 또한, 생체임피던스는 주파수가 증가할수록 반원 궤적을 따라 변하면서 수십 kHz 대역에서 리액턴스 값이 최대가 되는 특성 주파수를 중심으로 임피던스의 크기는 점차 감소하며, 100kHz의 높은 주파수에 근접할수록 임피던스 값은 작은 값으로 수렴하는 것을 알 수 있다. 이상과 같이, 본 연구에서 제안한 모델의 파라메타와 인가 전류의 주파수에 따른 저항 및 리액턴스 변화가 인체실험 결과와 유사한 결과로 나타남을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 실시간 생체임피던스 측정 시스템을 개발하였으며, 사지와 흉부 부위에 대해 생체전기모델을 제안하였다. 본 연구의 생체임피던스 측정 시스템은 임피던스 측정 및 데이터 처리, 전원 인가, 인가전원의 주파수 제어 등이 프로그램에 의해 자동적으로 제어되도록 개발되었기 때문에 측정이 간편하고 측정에서의 재현성이 우수한 것이 특징이다. 그리고 개발한 측정 시스템을 통해 측정한 생체임피던스 값을 사용하여 인체의 전기적 특성과 유사한 특성을 갖는 모델 파라미터를 구하였으며, 실험을 통해 제안한 등가 생체전기모델의 특성이 인체실험의 결과와 유사함을 보여 본 연구의 측정 시스템과 등가 생체전기모델이 임상연구에서 생체에 대한 정량적 해석에 활용될 수 있음을 보였다. 특히 흉부 임피던스 측정은 만성심부전 환자 및 폐부종 환자들을 대상으로 하는 연구에 적용할 수 있으며, 사지 임피던스 측정 모델은 체지방 정보, 폐질환 관련 정보를 제공하는데 활용될 수 있을 것이다. 향후, 생체 측정 기술은 체중, 성별 등을 고려한 연구로 임상에 적용할 경우, 치료기술에 많은 정보를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] S. Grimnes, "Impedance measurement of individual skin surface electrodes," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 750-755, 1983.
- [2] O.G. Martinsen, S. Grimnes, and J. Karlwen, "Electrical methods for skin moisture assessment," *Skin Pharmacol.*, vol. 8, pp. 237-245, 1995.
- [3] 박성욱, 박종욱, "다층 신경망과 피부색 모델을 이용한 피부영역 검출", 한국산업정보학회 논문지, vol.16, No.2, pp.31-38, 2011년 6월.
- [4] B. E. Lingwood, P. B. Colditz, and L. C. Ward, "Biomedical applications of electrical impedance analysis," *Proc. of ISSAP*, vol. 1, pp. 367-370, Aug. 1999.
- [5] L. Zhao, L. K. Hung, and Y. T. Zhang, "Electrical properties of normal and scarred skin," *Proc. of the IEEE Int. Conf on Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 6, pp. 2917-2920, Nov. 1998.
- [6] A. F. Coston and J. K. -J. Li, "Transdermal drug delivery: An assessment of skin impedance models," *Proc. of the IEEE Conf on Bioengineering*, pp. 319-320, March 2003.
- [7] A. H. Lanckermeier, E. T. McAdams, G. P. Moss, and A. D. Wolfson, "On vivo impedance spectroscopy of human skin. Theory and problems in monitoring of passive percutaneous drug delivery," *Ann. New York Acad. Sci.*, vol. 873, pp. 197-213, 1999.
- [8] G. Medrano, "Modeling the Influence of Body Position in Bioimpedance Measurements," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Lyon, France*, 2007.
- [9] L. Beckmann, D. Riesen, S. Leonhardt, "Optimal electrode placement and frequency range selection for the detection of lung water using Bioimpedance Spectroscopy," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Lyon, France*, 2007.
- [10] S. Grimnes and G. Martinsen, "Bioimpedance", wiley encyclopedia of Biomedical Engineering, John Wiley & Sons Inc 2006.
- [11] S. Grimnes, O. Martinsen, "Bioimpedance and bioelectricity basics", in 1sted. Academic Press, 2000.
- [12] K. S. Cole and R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics. I. Alternating current characteristics," *J. Chem. Phys.*, vol. 9, pp. 110-122, 1941.
- [13] R. Buendia, P. Bogonez-Franco, L. Nescolarde, R. Seoane, "Influence of electrode mismatch on Cole parameter estimation from Total Right Side Electrical Bioimpedance Spectroscopy measurements," *Med. Eng. & Phys.* vol. 34, pp. 1024-1028, 2012.
- [14] R. Buendia, R. Gil-Pita, F. Seoane, "Cole parameter estimation from the modulus of the electrical bioimpedance for assessment fo body

composition. A full spectroscopy approach," J
electr. Bioimp. vol. 2, pp. 72-78, 2011.

조 영 창 (Young-Chang Cho)

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

김 민 수 (Min-Soo Kim)

- 정회원
- 경일대학교 전기공학과 공학사
- 영남대학교 전기공학과 공학석사
- 영남대학교 전자공학과 공학박사
- 계명대학교 연구교수
- 관심분야 : 생체임피던스, 생체신호처리

윤 정 오 (Jeong-Oh Yoon)

- 정회원
- 경북대학교 전자공학과 공학사
- 경북대학교 전자공학과 공학석사
- 경북대학교 전자공학과 공학박사
- 경운대학교 항공대학 항공정보통신공학과 교수
- 관심분야 : DSP, 영상신호처리

논문 접수 일 : 2013년 08월 21일

1차수정완료일 : 2013년 09월 09일

2차수정완료일 : 2013년 09월 26일

게재확정일 : 2013년 09월 30일