

인간 피부에 삽입형 전극설계를 위한 생체임피던스 특성

(Characteristics of Bio-impedance for Implantable Electrode Design in Human Skin)

김민수¹⁾, 조영창²⁾
(Min Soo Kim and Young-Chang Cho)

요약 전극 접촉저항은 생리학적 측정에 중대한 인자이며, 전기적 임피던스 측정을 수행할 때 정확성에 제한적 요인이 될 수 있다. 생체전기임피던스 값들은 인간피부에 삽입되는 전극을 이용하여 하부 조직의 도전율과 유전율에 의해서 계산할 수 있다. 본 연구에서는 피지, 각질층, 표피층, 진피, 피하조직 및 근육층의 인체 피부의 생리적 변화를 검출하는데 주안점을 두고 있으며, 피하조직에 삽입되는 전극의 최적설계를 위해 유한요소법을 사용하였다. 이를 위해 전극의 길이(50 mm, 70 mm), 재질(금), 모양(직사각형, 동근사각, 육각기둥) 및 깊이(22.325 mm)에 따른 전극설계의 차이를 유한요소법을 통해 피하조직 층으로부터 얻어지는 정보를 바탕으로 기하학적으로 평가하였다. 생체임피던스 실험에서 전극모양과 인가전압에 따라서 피하조직에서 생체임피던스 차이가 가장 크게 나타남을 확인하였다. 본 연구의 모의실험은 피부의 전기적 임피던스 측정과 해석에 관한 물리적 현상뿐만 아니라 다른 형태의 전극 설계에 관한 특성들을 설명할 수 있을 것이다.

핵심주제어: 전극접촉저항, 도전율, 유전율, 진피, 피하조직, 삽입형 전극

Abstract Electrode contact resistance is a crucial factor in physiological measurements and can be an accuracy limiting factor to perform electrical impedance measurements. The electrical bio-impedance values can be calculated by the conductivity and permittivity of underlying tissue using implant electrode in human skin. In this study we focus on detecting physiological changes in the human skin layers such as the sebum layer, stratum corneum layer, epidermis layer, dermis layer, subcutaneous fat and muscle. The aim of this paper is to obtain optimal design for implantable electrode at subcutaneous fat layer through the simulation by finite element methods(FEM). This is achieved by evaluating FEM simulations geometrically for different electrodes in length(50 mm, 70 mm), in shape(rectangle, round square, sexangle column), in material(gold) and in depth(22.325 mm) based on the information coming from the subcutaneous fat layer. In bio-impedance measurement experiments, according to electrode shapes and applied voltage, we have ascertained that there was the highest difference of bio-impedance in subcutaneous fat layer. The methodology of simulation can be extended to account for different electrode designs as well as more physical phenomena that are relevant to electrical impedance measurements of skin and their interpretation.

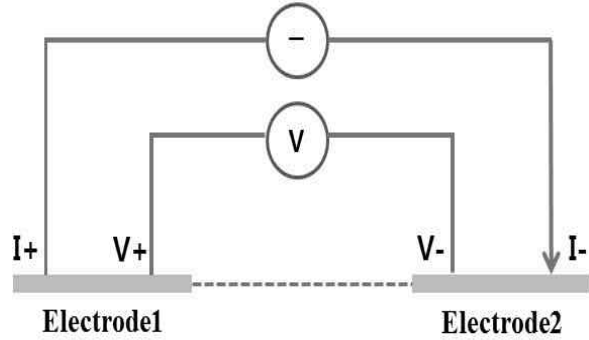
Key Words : electrode contact resistance, conductivity, permittivity, subcutaneous fat, implantable electrode

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

1. 서론

인체 임피던스 측정 장치는 병원뿐만 아니라 가정용, 휴대용 의료기기로 활용하는 연구가 활발하게 진행되고 있다. 전기적 임피던스 측정법은 간단하게 체내정보를 효과적으로 획득하는 기술로 체액 성분, 체지방 및 질병을 진단하는 연구들이 수행되고 있다 [1-3]. 인체조직은 각질층, 표피층, 진피층, 피하조직 및 근육층으로 구성되어 있으며 그 구조는 복잡하다. 최근에 생체 삽입형 의료용 기기는 병원에서 많이 사용되고 있고 이로 인해 생체에 삽입하는 건식 전극의 특성을 해석하는 많은 연구가 수행되어 왔다 [4-6]. 생체전극용 건식전극은 접촉제 없이 착용하기에 편리하며 추가적인 측정준비 시간 이 필요치 않아 빠르게 장착하여 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 그러나 데이터 획득과정에서 인공산물에 쉽게 영향을 받아서 신호가 증폭기를 통해서 증폭될 때 포화의 주된 원인이 되곤 한다[7]. 특히 금속전극은 생체내 정보를 얻기 위해 접촉저항을 통해서 생체신호를 검출하는 중요한 도구이며, 임피던스에 따라서 신호의 검출율을 높일 수 있는 최적의 재질 및 크기 등에 의한 시뮬레이션 연구가 수행되었다[8-13].

본 연구에서는 최적의 전극 설계를 위해서 생체전기를 인체와 동일한 조건으로 모델링하여 피하조직에 금 재질의 전극을 삽입하여 전극과 전극사이에 전압을 인가하여 미소한 전류를 흐르게 하여 임피던스를 측정하였다. 특히 지름이 작은 전극은 몸의 다른 부분보다 전극 근처에서 의 전류밀도가 너무나 높아 원하는 데이터를 얻기가 어려우며, 임피던스 측정에 영향을 미친다[14]. 따라서 본 연구는 이와 같은 문제점을 최소화할 수 있도록 양극의 전극 크기를 동일하게 설계하여 실험을 실시하였다. 임피던스 값은 생체의 유전율과 도전율에 따른 특성차이가 존재하며, 또 전극의 모양, 길이 및 인가전압에 따라 다름을 확인하였다. 측정전극시스템은 2전극 방법을 사용하였으며, 측정전압 전극과 인가전류전극을 한 쌍으로 하고, 기준전압과 접지전류 전극을 한 쌍으로 두었으며, 각 두 쌍의 전극을 두고 전극시스템을 구성하였다. <Fig. 1>은 본 연구에서 사용된 2전극 임피던스 측정시스템을 나타낸 것이다.



<Fig. 1> 2 electrode impedance measurement system

2. 방법 및 재질

본 연구에서는 납작한 모양의 직각사각형, 둥근사각형, 육각기둥 모양의 전극을 사용하여 2D 모의실험을 수행하였다. 모의실험 환경의 측정영역은 30 mm~40 mm이며, 전기장이 미치는 공간은 100 mm길이와 22.325 mm 깊이로 설계하였다. 실험에 사용된 전자기장 이론을 이용하여 유한요소법으로 해석하였으며, 인체피부 조직 내 금속전극을 삽입하여 2전극법으로 임피던스를 측정하였다. 생체 내에 삽입된 재질은 금(gold) 재질의 전극으로 유전율(permittivity) ϵ 는 1, 도전율(conductivity)은 4.1×10^7 (S/m) 및 주파수는 1 kHz로 사용하였고, 전극 길이는 50 mm 및 70 mm, 두께는 0.1 mm로 설계하였다. 생체는 다층 구조로 피지(sebum), 각질(stratum corneum), 표피(epidermis), 진피(dermis), 피하조직(subcutaneous tissue) 및 근육(muscle)층 등 6계층으로 구분하여 측정하였고, 피부조직계층은 각 12계층으로 분할하여 영역을 구분하여 측정하였다. 전극이 삽입된 위치는 피하조직으로 주로 심혈관 질환에 많이 사용되는 심박동계 등이 시술되고 있는 위치이다. 본 논문에서는 모의실험을 통하여 임피던스를 측정하였으며 각 계층은 다중 계층으로 두께, 유전율 및 도전율을 달리하여 설계하였다. 본 연구의 시뮬레이션을 위한 메시(mesh) 구조는 <Fig. 2>와 같으며, 64개의 삼각형구조를 나타내고 있다. 시뮬레이션에 적용된 피부계층에 따른 두께 정보 및 매질의 전기적 특성은 <Table 1>과 같다.

본 연구에서 사용된 피부모델의 매질은 선형등방성 도체 재질로 다양한 피부계층 구조에 적용할 수 있다. 또한, 피부모델에 적용하는 주파수 범위는 1 kHz-2.5 MHz 이며, 임피던스 계산은 인가전압과 전류사이의 선형적인 특성에 의존하며, 식 (1)~(9)과 같이 주어진다. 식 (1)은 전하보존법칙을 나타낸 식이다.

$$\text{Conservation of charge: } \frac{\partial \rho}{t} + \nabla \cdot J = 0 \quad (1)$$

식 (1)에서 ρ 는 전하밀도, J 는 맥스웰방정식의 전류밀도를 각각 나타내며, 식 (2), 식 (4)와 같이 주어진다. 그리고 식 (3)의 D 와 식 (4)의 E 는 각각 전류밀도와 전기장밀도를 나타낸다.

$$\rho = \nabla \cdot D \quad (2)$$

$$D = \epsilon \epsilon_r E \quad (3)$$

$$J = \sigma E \quad (4)$$

$$E = -\nabla \phi - \frac{\partial A}{\partial t} \quad (5)$$

식 (3)의 전류밀도(D)에서 ϵ_0 와 ϵ_r 는 진공과 매질의 유전율을 각각 나타내며, 식 (4)의 σ 는 도전율을 나타낸다. 그리고 식 (5)의 ϕ 와 A 는 각각 전위와 벡터 자기포텐셜을 의미한다. 피부모델에 대한 외부 경계 조건은 식 (6)과 같다.

$$n \cdot J = 0 \quad (6)$$

전류 주입과 흡수 전극 사이의 관계는 식 (7)과 식 (8)로 주어진다.

$$\frac{V}{\text{area}} = Z \cdot I \quad (7)$$

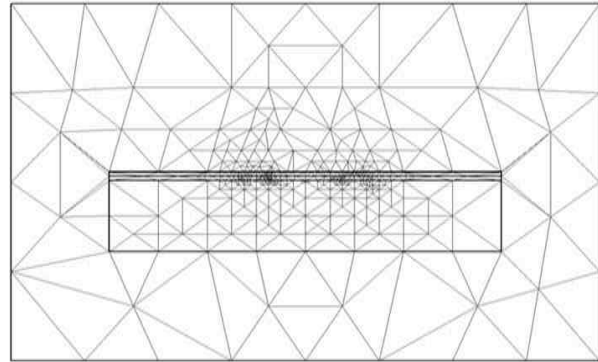
$$V = 0 \quad (8)$$

식 (9)는 실수부와 허수부로 표시한 복소 임피던스를 나타낸 식이다.

$$Z = \text{Re}Z + j\text{Im}Z \quad (9)$$

<Table 1> Electric characteristics and thickness information of mediums in skin

| domain (layer) | thickness [mm] | permittivity [ϵ] | conductivity [S/m] |
|------------------|----------------|-----------------------------|--------------------|
| sebum | 0.01 | 75 | 0.001 |
| stratum corneum | 0.015 | 10 | 0.001 |
| epidermis | 0.1 | 15 | 0.025 |
| dermis | 1 | 110 | 0.2 |
| subcutaneous fat | 1.2 | 15 | 0.06 |
| muscle | 20 | 80 | 0.7 |



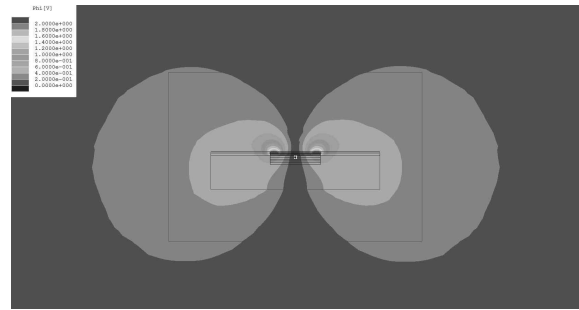
<Fig. 2> Mesh structure for FEM analysis

3. 결 과

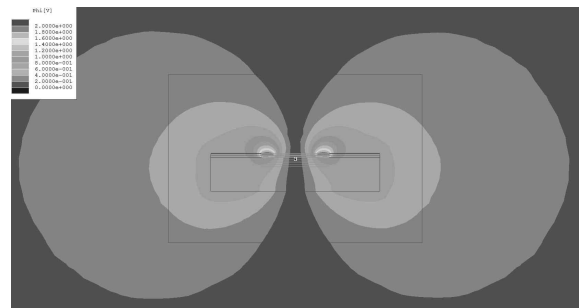
본 연구에서는 50 mm와 70 mm 길이의 전극을 피하조직 부위에 삽입하고 전압을 인가하여 전류를 흐르게 한 후, 임피던스를 측정하는 실험을 실시하였다. 2전극 시스템의 2개 전극은 매질을 통해서 전류를 흐르게 하고, 나머지 두 개 전극은 전압강하 값을 측정하는 전극으로 사용된다. 전극시스템은 각각 두 개의 전극 쌍으로 구성하였으며, 전류를 양극 전극에서 음극 전극의 모양과 전압에 따라 매질을 통해서 흐르게 한 후, 16개 계층의 깊이로 각각 분할된 깊이에 따라 임피던스와 전도도를 측정하였다. <Fig. 3>은 2전극 시스템에서 50 mm와 70 mm 길이의 전극에 각각 2 V, 5 V를 인가하였을 때의 전계 분포를 나타낸 것이다. 본 연구의 전계분포 해석 시뮬레이션 결과, 동일한 전압 라인이 등전위(equipotential)라인들로 나타내고

있음을 확인할 수 있었다. 또한, 전압 값의 각 선은 같고 각 선과의 차이가 존재함을 나타내고 있다. 그러므로 하나의 전압 점은 전류 크기와 전류 방향 값의 유일한 집합임을 의미한다. <Fig. 4>는 전극의 모양에 따라 흐르는 전류의 방향성을 표시한 결과로서 3개의 전극모양(직각사각형, 원형사각, 육각기둥)에 따라 전류밀도가 에지(edge)부분에서 높게 나타남을 그림을 통해서 확인할 수 있으며, 또한 전류가 흐르는 방향이 각각 다름에 따라 각 계층에서 측정되는 임피던스 및 컨덕턴스가 다르게 측정됨을 확인할 수 있다. <Fig. 5>는 생체피부 조직인 진피, 피하조직 및 근육층에 전압을 인가하여 전류가 양단 전극으로 흐를 때의 경로를 나타내고 있다. 이 시뮬레이션 결과에서 근육층은 피하조직보다 높은 유전율 및 도전율 특성을 가지고 있어서 전류밀도가 높게 나타났다. <Fig. 6>(a)와 (b)는 50 mm, 70 mm의 직사각형 전극을 피하조직에 삽입한 상태에서 2 V 전압을 인가하여 임피던스를 측정 한 결과를 나타낸 그래프이며, 피지 부위에서 가장 높은 임피던스가 측정되었고, 전극이 삽입된 피하조직 부위에서 임피던스가 급격하게 낮아짐을 확인할 수 있다. 이와 같은 임피던스의 급격한 차이는 측정전극이 위치한 피부접촉저항의 영향 때문이다. <Fig. 7>(a)와 (b)는 육각기둥형 전극으로 피하조직에 50 mm, 70 mm 전극을 통해서 5 V 전압을 인가하여 측정 한 결과를 나타낸 것으로 피지계층에서 가장 높은 임피던스가 측정되었으며, <Fig. 6>(a), (b)와 같이 10 계층인 피하조직에서는 임피던스가 낮게 측정되는 것을 확인하였다. 또한, 컨덕턴스에 대한 실험결과는 전극과 전극사이의 폭, 도전율 그리고 유전율의 특성에 따라 근육층(16계층)에서 가장 높게 측정됨을 알 수 있었다. <Table 2>는 직각사각형의 50 mm 전극과 70 mm 전극에 5 V를 인가했을 때 측정된 임피던스를 비교한 것으로 삽입된 전극의 위쪽인 5계층의 진피층 (dermis layer)에서는 차이가 크게 나타나지 않았으며, 근육층이 존재하는 11계층에서 16계층으로 갈수록 임피던스 차이가 매우 커짐을 확인할 수 있었다. <Table 3>은 전극의 모양에 따른 측정임피던스의 차이를 비교한 것으로 직각사각형을 기준으로 두 가지 모양(둥근사각 및 육각기둥)의 결과와 비교할 때, 4계층과 7계층에서 가장 작은 차이를 보였다. 4계층은 표피 계층에 위치하며, 7계층은 피하조직의 전극 바로 위 계층에 존재하는 영역으로서 전극의 접촉저항이 가장

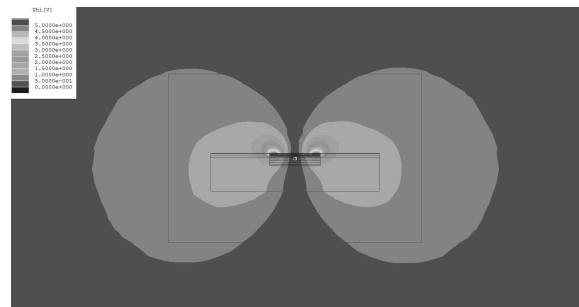
작게 영향을 미치는 부위로 전류밀도 차이가 가장 낮



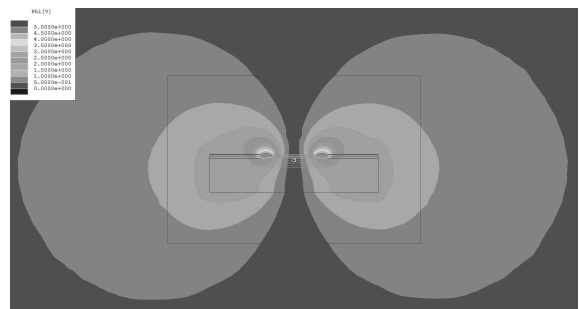
(a) 50 mm electrode electric distribution(2 V)



(b) 70 mm electrode electric distribution(2 V)

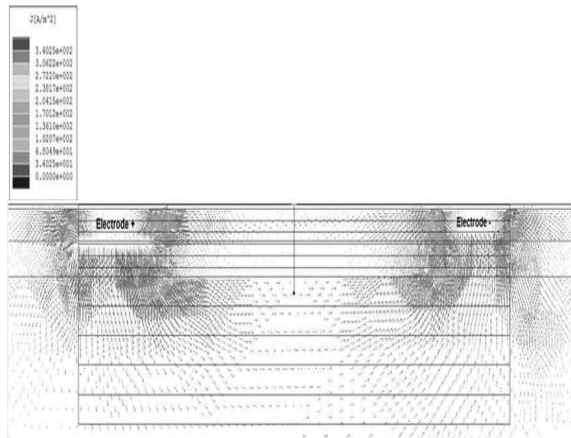


(c) 50 mm electrode electric distribution(5 V)

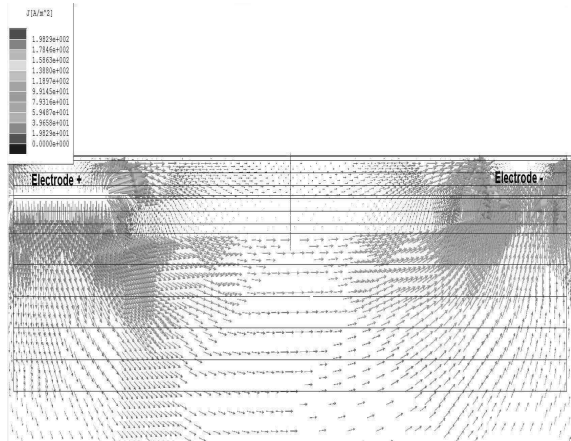


(d) 70 mm electrode electric distribution(5 V)

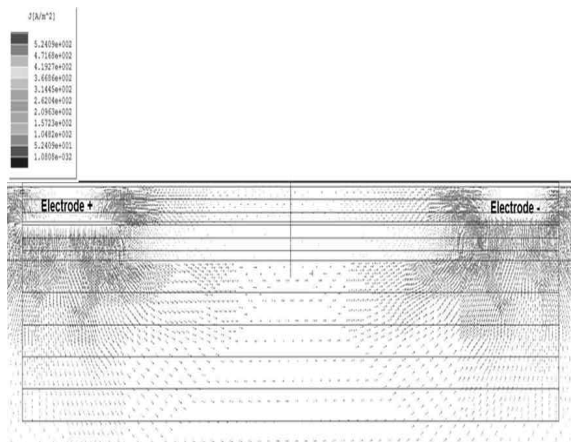
<Fig. 3> simulation of electric distribution of 2 electrode system



(a) rectangle electrode



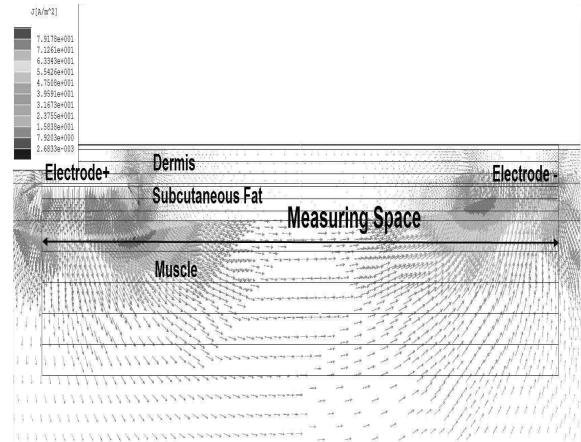
(b) round square electrode



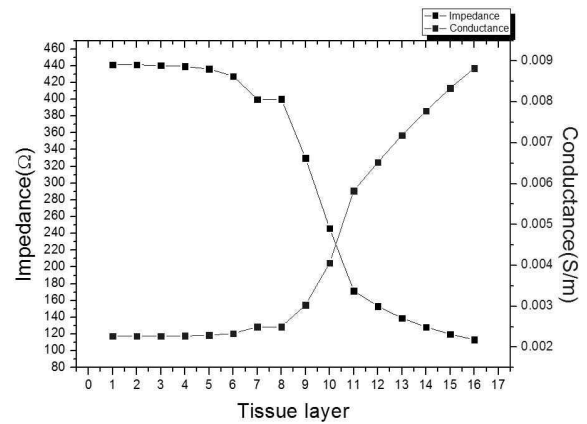
(c) sexangle column electrode

<Fig. 4> Result of electric current flow from electrode shapes

게 측정되었으며, 전극의 모양에 따른 차이가 없음을 알 수가 있었다. 또한, 직사각형 전극을 기준으로 등근 사각형은 진피계층(6계층), 육각기둥에서는 피하조직(9 계층)에서 최대 차이를 보였다. 따라서 육각기둥 모양은 임피던스가 가장 크게 측정되어 생체 삽입형 전극으로 사용하는데 있어 최적의 모양이라고 판단되지 않는다.

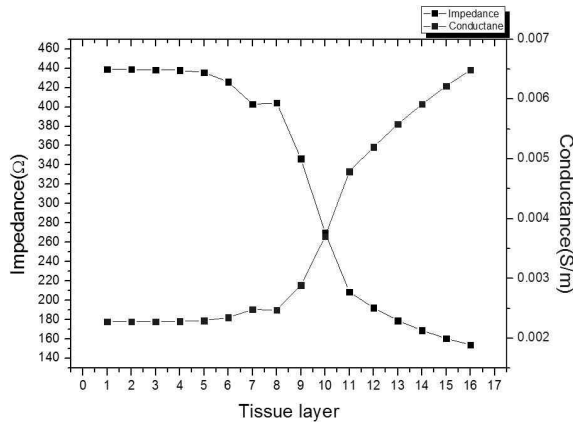


<Fig. 5> Current flow in bio-implantable electrode



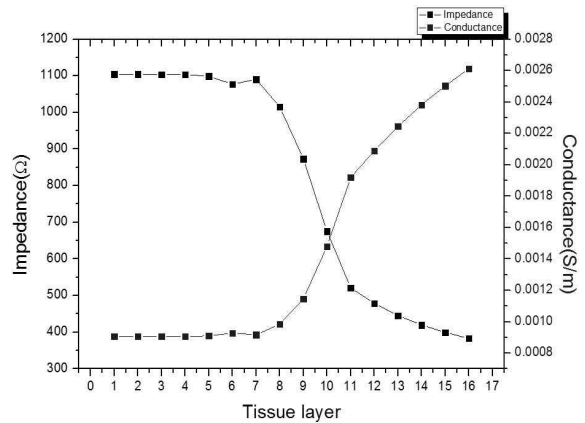
(a) Conductance and impedance of rectangle 50 mm electrode (2 V)

Characteristics of Bio-impedance for Implantable Electrode Design in Human Skin



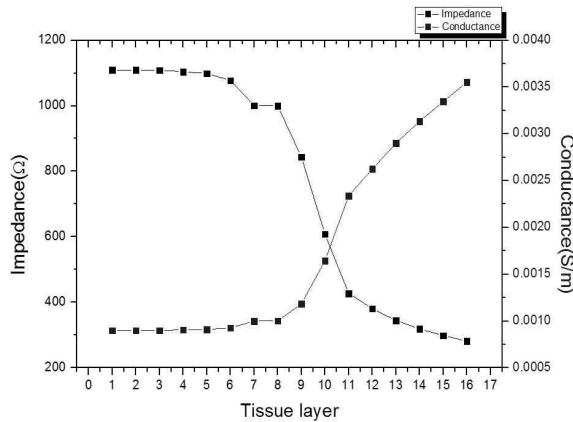
(b) Conductance and impedance of rectangle 50 mm electrode(b) (2 V)

<Fig. 6> Conductance and impedance of rectangle 50 mm, 70 mm (2 V)



(b) Conductance and impedance of sexangle column 70 mm electrode (5 V)

<Fig. 7> Results of conductance and impedance of sexangle column 50 mm, 70 mm electrode (5 V)



(a) Conductance and impedance of sexangle column 50 mm electrode (5 V)

<Table 2> Comparison of bioimpedance difference from rectangle electrode size (5 V)

| Skin layer | electrode size (5 V) | | |
|------------|----------------------|---------------------|---------|
| | 50 mm Resistance(Ω) | 70 mm Resistance(Ω) | % |
| 1 | 1102.74 | 1096.87 | 0.532 |
| 2 | 1102.738 | 1096.87 | 0.532 |
| 3 | 1100.695 | 1095.64 | 0.459 |
| 4 | 1098.014 | 1094.79 | 0.294 |
| 5 | 1090.316 | 1088.73 | 0.145 |
| 6 | 1069.21 | 1064.78 | 0.414 |
| 7 | 1000.02 | 1007.11 | -0.709 |
| 8 | 1000.41 | 1010.46 | -1.005 |
| 9 | 824.358 | 866.15 | -5.070 |
| 10 | 615.407 | 674.7 | -9.635 |
| 11 | 428.96 | 522.01 | -21.692 |
| 12 | 383.101 | 480.99 | -25.552 |
| 13 | 347.817 | 448.1 | -28.832 |
| 14 | 321.212 | 422.7 | -31.595 |
| 15 | 299.845 | 402.15 | -34.119 |
| 16 | 283.223 | 385.51 | -36.115 |

<Table 3> Comparison of bioimpedance from electrode shapes and applied voltage

| 계층 | Electrode type(2 V) | | | | | Electrode type(5 V) | | | | |
|----|---------------------|----------|----------|--------|--------|---------------------|----------|----------|-------|-------|
| | 직사각 (Ω) | 등근사각 (Ω) | 육각가동 (Ω) | % | % | 직사각 (Ω) | 등근사각 (Ω) | 육각가동 (Ω) | % | % |
| 1 | 441.1 | 440.5 | 443.7 | 0.146 | -0.595 | 1102.7 | 1101.1 | 1109.3 | 0.15 | -0.59 |
| 2 | 441.1 | 440.5 | 443.7 | 0.146 | -0.596 | 1102.7 | 1101.1 | 1109.3 | 0.146 | -0.60 |
| 3 | 440.3 | 440.6 | 443.6 | -0.081 | -0.749 | 1100.7 | 1101.6 | 1108.9 | -0.08 | -0.75 |
| 4 | 439.2 | 439.1 | 441.6 | 0.034 | -0.545 | 1098.0 | 1097.6 | 1104.0 | 0.03 | -0.54 |
| 5 | 436.1 | 436.7 | 439.5 | -0.130 | -0.774 | 1090.3 | 1091.7 | 1098.8 | -0.13 | -0.77 |
| 6 | 427.7 | 423.6 | 431.1 | 0.951 | -0.799 | 1069.2 | 1059.0 | 1077.8 | 0.95 | -0.80 |
| 7 | 400.0 | 399.8 | 400.2 | 0.041 | -0.040 | 1000.0 | 999.6 | 1000.4 | 0.04 | -0.04 |
| 8 | 400.2 | 399.6 | 399.8 | 0.139 | 0.086 | 1000.4 | 999.0 | 999.6 | 0.14 | 0.09 |
| 9 | 329.7 | 329.9 | 337.6 | -0.041 | -2.396 | 824.4 | 824.7 | 844.1 | -0.04 | -2.40 |
| 10 | 246.2 | 246.9 | 243.3 | -0.295 | 1.165 | 615.4 | 617.2 | 608.2 | -0.29 | 1.17 |
| 11 | 171.6 | 172.0 | 171.0 | -0.225 | 0.351 | 429.0 | 429.9 | 427.5 | -0.22 | 0.35 |
| 12 | 153.2 | 153.8 | 152.4 | -0.376 | 0.562 | 383.1 | 384.5 | 380.9 | -0.38 | 0.57 |
| 13 | 139.1 | 139.6 | 137.9 | -0.369 | 0.863 | 347.8 | 349.1 | 344.8 | -0.37 | 0.86 |
| 14 | 128.5 | 129.0 | 127.6 | -0.397 | 0.657 | 321.2 | 322.5 | 319.1 | -0.39 | 0.66 |
| 15 | 119.9 | 120.6 | 119.6 | -0.515 | 0.311 | 299.8 | 301.4 | 298.9 | -0.52 | 0.31 |
| 16 | 113.3 | 113.8 | 112.6 | -0.488 | 0.604 | 283.2 | 284.6 | 281.5 | -0.49 | 0.60 |

4. 결론

본 연구에서는 생체 내에 전극을 삽입했을 때, 전극을 통해서 흐르는 전류밀도에 따라 다중 피부계층의 깊이에 따른 생체 내의 임피던스 특성과 전극의 모양 및 길이에 따른 특성에 대해 확인하였으며, 전극 설계를 통해서 최적의 모델을 얻는 방법을 고안하였다. 또한, 본 연구에서 실시한 시뮬레이션을 통해 3가지 전극모양에 따른 임피던스 특성을 비교해 본 결과, 피부의 계층 깊이에 따라 발생하는 차이를 확인할 수 있었으며, 전극의 길이에 따라 얻어진 결과를 통해서 미소한 차이점을 확인할 수 있었다. 따라서 본 연구의 시뮬레이션에서 얻은 생체 내 각 부위의 임피던스 결과는 삽입형 전극을 설계하는데 유용한 정보를 제공할 것으로 판단된다. 나아가 본 연구결과는 생체 삽입형 의료기기 시술 연구에서 전극을 삽입하기 전에 임피던스 특성을 확인하는데 있어 유용한 정보로 활용 가능하다. 끝으로 본 연구에서는 유한요소 시뮬레이션을 통해 전극의 기하학적 특성과 접촉 저항에 따른 임피던스 차이에 대한 연구결과를 얻은 반면, 생물학

적인 효과에 대한 모델링에 대해서는 더 많은 연구가 이어져야 할 것으로 생각된다.

향후, 본 연구결과는 생체 적합형 소형전극, 생체 삽입형 금속전극 제작 및 측정 등을 이용하여 생체정보를 검출하는 응용 연구에 그 활용가치가 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] Y. Cho, M. Kim, J. Yoon, "A study on the electrical difference for the limbs and thoracic impedance using real-time bio-impedance measurement system," *J. Korea Industr. Syst. Res.* Vol. 18, No. 6, pp. 9-16, 2013.
- [2] O. Martinsen, S. Grimnes and J. Karlwen, "Electrical methods for skin moisture assessment," *Skin Pharmacol.*, Vol. 8, No. 5, pp. 237-245, 1995.
- [3] S.W. Park, J.W. Park, "Skin Region Extraction using Multi-layer Neural Network and Skin Color Model", *Korea Industr. Syst. Res.*, Vol. 16, No.2, pp.31-38, 2011.
- [4] M. Sawan, Y. Laaziri, F. Mounaim, E. Elzayat, J. Coros and M. Elhilali, "Electrode tissues interface: modeling and experimental validation," *Biomed. Master.*, Vol. 2, pp. S7-S15, 2007.
- [5] J. Nasehi, T. Oh, C. Jin, A. Thiagalingam and A. McEwan, "Evaluation of different stimulation and measurement patterns based on internal electrode," *Comput. in Biolo. and Med.*, Vol. 42, No. 11, pp. 1122-1132, 2012.
- [6] M. Jolley et al., "Finite element modeling of subcutaneous implantable defibrillator electrodes in an adult torso," *Heart Rhythm*, Vol. 7, No. 5, pp. 692-698, 2010.
- [7] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiol. Meas.* Vol. 21, No. 2, pp. 271-283, 2000.
- [8] C. Roberto, H. Philip, T. Craig and M. Alistair, "Electrode contact impedance sensitivity to

variations in geometry," *Physiol. Meas.*, Vol. 33, pp. 817-830, 2012.

[9] J. Van Duk, M. Lowery, B. Lapatki and D. Stegeman, "Evidence of potential Averaging over the Finite Surface of a Bioelectric Surface Electrode," *Annals of Biomed. Eng.*, Vol. 37, No. 6, pp. 1141-1151, 2009.

[10] X. Zhao, Y. Kinouchi, E. Yasuno, D. Gao, T. Morimoto and M. Takeuchi, "A new method for noninvasive measurement of multilayer tissue conductivity and structure using divided electrodes," *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, Vol. 51, No. 2, 2004.

[11] S. Huclova, D. Baumann, M. Talary and J. Frohlich, "Sensitivity and specificity analysis of fringing field dielectric spectroscopy applied to a multilayer system modelling the human skin," *Phys. Med. Biol.* Vol. 56, No. 24, pp.7777-7793, 2011.

[12] M.S. Kim, Y.C. Cho, S.T. Seo, C.S. Son, H.J. Park, Y.N. Kim, "A New Method for Non-Invasive Measurement of Skin in the Low Frequency Range," *Health. Informat. Rese.* Vol. 16, No. 3, pp. 143-148, 2010.

[13] U. Birgersson, E. Birgersson, I. Nicander and S. Ollmar, "A methodology for extracting the electrical properties of human skin," *Physiol. Meas.*, Vol. 34, No. 6, pp. 723-736, 2013.

[14] S. Grimnes and O. Martinsen, "Bioimpedance and bioelectricity basics," Academic Pres., 2000.



김민수 (Min Soo Kim)

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



조영창 (Young-Chang Cho)

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

논문접수일 : 2014년 07월 10일
 1차수정완료일 : 2014년 08월 01일
 2차수정완료일 : 2014년 08월 14일
 게재확정일 : 2014년 08월 18일