

고주파 전기자극을 이용한 비침습적 심부 자극 시스템의 개발을 위한 선행 연구

pilot study for development of non-invasive system for stimulator of subcutaneous tissue

조영근¹, 남궁범석¹, 임도형², *#김한성²

Y. K. Cho¹, B. S. Namgung¹, D. H. Lim², *# H. S. Kim(hanskim@yonsei.ac.kr)²

¹ 연세대학교 의공학과, ² 연세대학교 의료공학연구원

Key words : Noninvasive stimulation, Finite element method, Bioheat transfer equation

1. 서론

뜸은 11세기부터 전해 오는 동양 대체의학의 치료 방법 중 하나로서 쑥 등을 살갓 위에 직접 놓고 이를 태워서 이때 발생하는 열을(온열 효과) 이용한다. 이때 발생하는 열로 피부의 심부층을 자극함으로써 인체의 저하된 기능 상태를 각성 상태화 하고, 국부적 쇼크 상태로 만들어 인체의 전반적 생리 반응이 새로운 평형을 이룰 수 있도록 하는데 있다[1].

이러한 뜸 시술 방법으로는 직접구 및 간접구 방법이 있으며 이 두 가지 방법의 차이는 크게 뜸과 피부 표면과의 직접적인 접촉 유무로 구분된다[2]. 일반적으로 뜸을 시술 할 때는 높은 온도 전달을 위하여 직접구 방법이 가장 많이 이용된다. 하지만 이러한 직접구 방법으로 시술 시에는 온도조절이 불가능하기 때문에 뜸과 피부 표층의 접촉면에 높은 온도 집중으로 인하여 피부표층에 화상으로 인한 흉터를 남기는 단점을 가지고 있다. 또한 뜸은 일회성으로 재료의 재활용이 불가능하며, 재료가 연소하면서 연기가 발생하는 단점을 가지고 있다[2].

이러한 뜸의 단점을 보완하고자 선행된 관련 연구들에서는 전기에너지를 이용하여 피부 및 피하조직의 이온 마찰에 의한 열을 유도할 수 있음을 시사하였다[3]. 따라서 본 연구에서는 이러한 방법을 이용하여 뜸을 대체할 수 있는 비침습적 피부 심부 자극 시스템의 개발을 위해 요구되는 시스템 변수들을 연구하였다. 또 유한요소법을 이용하여 고주파전기자극 (Radio Frequency Stimulation)에 사용되는 입력 주파수 및 전극의 크기 변화에 따른 피부 심부의 온도변화 특성을 알아보고자 하였다.

2. 방법

2.1 유한요소 모델

유한요소모델은 요소의 크기와 해석의 수렴성을 고려하여 2 차원 모델로 단순화 하였으며, 피부층은 각질층, 표피층, 진피층, 피하지방층, 그리고 피하조직층까지 총 5 층으로 구성하였다. 고주파 전극(RF-electrode)의 경우 피부 모델의 최외곽층인 각질층 위의 중앙에 모델링 하였다.

모델에 사용된 물성치는 선행 연구를 참조하여 결정하였으며 이를 Table 1 에 나타내었다[4].

Table 1 Composite tissue properties

	stratum corneum	epidermis	Dermis	subcutaneous Fat	subcutaneous Muscle
Thermal-conductivity (W/mK)	0.2	0.209	0.293	0.23	0.5
Density (kg/m ³)	1500	1110	1116	850	1040
Specific Heat (J/kg K)	3600	3600	3800	2300	3800

Electro-conductivity (S/m)	10 ⁻⁵	0.01	0.015	0.02	0.41
----------------------------	------------------	------	-------	------	------

해석의 지배 방정식으로는 Pennes(1948)에 의해 제시된 생체 내 열전달을 용이하게 표현할 수 있는 생체 열전달 방정식(Bioheat Transfer Equation)을 사용하였으며 이를 Eq. 1 에 나타내었다[5].

$$\rho_m C_m \left(\frac{\partial T_m}{\partial T} \right) = \nabla \cdot (k_m \nabla T) - \omega_m C_b (T - T_a) + Q_j \quad (\text{Eq. 1})$$

피부의 초기온도 및 최외곽 층 온도는 37℃로 가정하였으며, 전극을 통한 열전달을 배제하기 위하여 전극과 각질층의 접촉면은 단열 처리 하였다.

2.2 입력 주파수 및 전극의 변화

전극을 통해 입력되는 고주파의 주파수에 따른 조직의 온도분포 변화를 관찰하기 위하여 전극의 크기를 10mm 로 고정하고, 일반적인 RF 자극기가 주로 사용하는 주파수인 100kHz 와 1/10 배인 10kHz, 10 배인 1MHz 그리고 100 배인 10MHz 이렇게 4 가지 경우에 대하여 해석을 진행하였다. 이때 주파수 변화에 따른 조직의 전도율 변화를 고려하여 Table 2 와 같이 각 각의 주파수에 부응하는 최외곽층의 전기전도도 값을 입력하여 주었으며 인가전압의 크기는 30V 를 부여하였다[6].

Table 2 Electro-conductivity change for Frequency difference

Radio Frequency	z	1	1	1M	1 M
Stratum Corneum of EC (S/m)		10 ⁻⁵	10 ⁻⁴	10 ⁻³	10 ⁻²

다음으로 고주파 전극의 크기에 따른 온도분포 변화를 관찰하기 위하여 전극의 크기는 폭이 5mm, 10mm 그리고 20mm(기본 RF 전극의 50%, 100%, 200%) 이렇게 3 가지 경우로 모델링 하였으며, 이때 주파수는 일반적인 RF 자극기에서 사용되는 주파수인 100kHz 의 30V 전압을 인가하였다.

2.3 모델의 해석 및 분석

유한요소 모델의 해석을 위해 COMSOL Multiphysics 3.3 (COMSOL Inc., Sweden)을 이용하였으며, 전계 해석과 열 전달 해석을 연성(coupling)하여 해석을 진행하였다.

인가 주파수 변화와 전극의 크기 변화에 따른 결과를 분석하기 위하여 해석 이후 피부 표피층부터 피부 및 근육 조직층까지의 온도 분포, 시간에 따른 조직의 최고온도 변화, 그리고 각 층에서의 온도를 분석하였다.

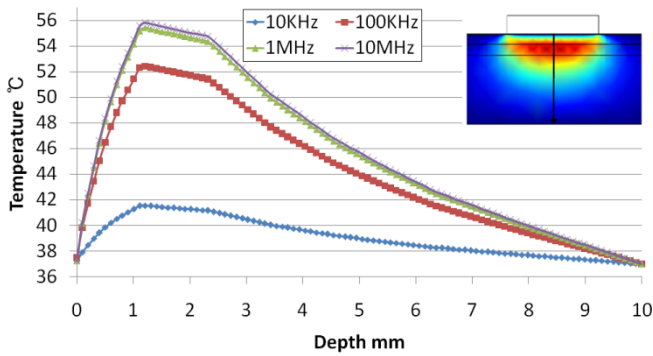


Fig. 1 Temperature distribution in (a) 10 KHz (b) 100 KHz (c) 1 MHz (d) 10 MHz. This graph shows increasing difference for frequency changes.

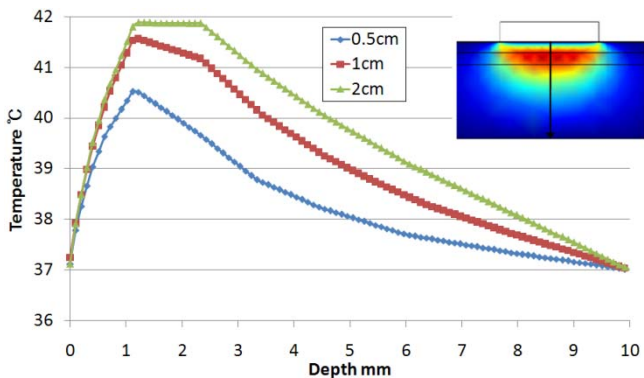


Fig. 2 Temperature distribution in 0.5cm, 1cm and 2cm. This result shows propagation difference for RF electrode sizes.

3. 결과

Fig. 1 은 RF 를 인가한지 600 초 후에 측정된 주파수 변화에 따른 깊이-온도 분포 데이터이다. 온도 측정 위치는 전극이 피부에 접촉하는 부위의 중심점부터 피부 모델의 최심부인 피하조직의 중심점까지이다. 인가되는 주파수가 커짐에 따라 피부 최외곽층의 전기전도도의 증가를 유발시켜 전달되는 전기 에너지의 양이 많아졌다. 따라서 피부 심부에서 발생하는 열 에너지 또한 증가되어 최고 온도가 42°C에서 56°C까지 증가함을 확인할 수 있었고 전달되는 전기 에너지의 양은 늘어났지만 최고 온도가 나타나는 그 깊이 1mm 에서 오차 ±0.2mm 로 크게 변하지 않았다.

최고 온도가 나타나는 1mm 깊이에서 시간에 따른 온도 변화를 0 초부터 600 초까지 지켜보았다. 1mm 깊이에서의 온도 변화는 주파수가 10KHz 에서 10MHz 로 변화할 때, 온도 차이가 최고 10 도 이상 차이가 나는 것을 확인하였다. 그리고 인가된 주파수에 관계없이 약 60 초면 온도의 변화가 10KHz 일 때 41°C, 100kHz 일 때 51°C, 1MHz 와 10MHz 일 때 54°C로 평형 상태에 도달하는 것을 확인하였다.

전극의 크기를 5mm, 10mm 그리고 20mm(기본 RF 전극의 50%, 100%, 200%)로 설정하여 시뮬레이션 하였을 때, 인가된 고주파 펄스 자극의 크기가 모두 동일하면 전극의 크기가 커짐에 따라 피하지방층 이하로까지 최고온도가 유지되어 전달되었다(Fig. 2). 그 전달률의 차이 때문에 깊이 2.4mm 에서 Table 3 과 같은 온도 손실이 발생했다.

Table 3 Temperature difference between depths

	Depth 1.2mm	Depth 2.4mm	The % of Transfer
Size 50%	3.52	2.58	22

Size 100%	4.56	4.09	61
Size 200%	4.88	4.80	93

4. 토의 및 결론

본 연구에서는 뜸의 온열 효과를 대체하기 위한 전기적 열 자극 시스템의 가능성에 대하여 알아보았다. 주파수 변화에 따른 결과로, 주파수가 높아 질수록 조직의 전기 전도도 또한 증가됨으로 보다 많은 전기 에너지가 조직층에 흐르게 된다. 이때 전환되는 열 에너지 또한 증대되어 조직의 최고온도가 증가하는 현상을 나타내었다. 그러나 1MHz 와 10MHz 의 경우 상대적으로 100KHz 와 1MHz 의 온도변화 폭에 비하여 그 정도가 매우 적을 것을 볼 때 인가되는 주파수가 1MHz 이상부터는 주파수 변화가 조직의 최고 온도변화에 미치는 영향이 적을 것으로 생각된다.

또한 고주파 전극의 크기 변화에 따른 결과에서 전극의 크기가 커질수록 심부층의 온도가 증가하였으며, 20mm 전극의 경우 심부층 1.2mm 에서 2.4mm 까지 온도가 일정하게 유지되는 것을 볼 수 있었다. 이러한 결과는 전극의 크기가 증가함에 따라 피부와의 접촉 면적이 증가 함으로 전극을 통해 인가되는 전기 에너지 또한 증가되어 조직의 온도가 높아지고 심부층의 온도가 일정한 크기를 유지할 수 있게 된 것이라 생각된다.

인체의 심부층의 깊이는 대상마다 차이를 보이며 또한 피부층의 전기전도도의 경우에서도 차이를 보인다. 또한 최외곽층의 경우 주변환경 상태에 의하여 습윤 혹은 건조 상태 정도가 달라짐으로 이로 인한 전극 접촉면의 초기 임피던스에 차이가 발생하게 된다. 따라서 고주파 자극 시, 인체와 주변 환경을 고려하여 적용 시킬 수 있는 시스템의 개발이 필요함을 시사하는 바이다.

본 연구에서는 피부층을 2 차원 모델로 가정함으로써 평면의 두께 방향으로의 값을 고려하진 못하였고 물성치 또한 이방성 특성을 고려하지 못하였다. 따라서 이후 연구에서는 이러한 제한 사항을 고려한 3 차원 형상 및 물성치 특성이 고려된 피부층 모델의 개발이 필요할 것으로 생각된다.

후기

본 연구는 산업자원부 차세대신기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(10028424).

참고문헌

1. 양유결편. 황제내경역해 (영추). 서울, 정보사. pp.280-283. 1980.
2. 이규희, "통증의 이해와 쑥뜸의 문제점," 고시계사, 8, 181-183, 01
3. 이용흠, "경혈자극 패턴의 최적과라메터 추출 및 식별 알고리즘의 개선," 원광대 대학원, 2001
4. S. M. Becker, A. V. Kuznetsov, "Thermal damage reduction associated with in vivo skin electroporation: A numerical investigation justifying aggressive pre-cooling," International Journal of Heat and Mass Transfer, , 105-116, 2007
5. H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm," J. Appl. Physiol., 1, 93-122, 1948
6. S Gabriel, R W Lau and C Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," Phys. Med. Biol., 41, 2271-2293, 1996.