

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2015.39.11.897>

ISSN 1226-4881(Print)
2288-5324(Online)

냉은 자극의 다양한 온도경계조건들에 대한 피부 내 온도 분포의 수치해석

박다애*, 오한나*, 전병진**, 김은정***, 이승덕***, 최형권**†

* 서울과학기술대학교 기계자동차공학과,

** 연세대학교 의과대학 심장융합영상연구센터, *** 동국대학교 한의과대학 침구학교실

Numerical Analysis for the Conjugate Heat Transfer of Skin Under Various Temperature Conditions of Contrast Therapy

Da Ae Park*, Han Nah Oh*, Byoung Jin Jeon**, Eun Jeong Kim***, Seung Deok Lee*** and Hyoung Gwon Choi**†

* Dept. of Mechanical and Automotive Engineering, Seoul Nat'l Univ. of Science and Technology,

** Integrative Cardiovascular Imaging Research Center, Yonsei Cardiovascular Center, College of Medicine, Yonsei Univ.,

*** Dept. of Acupuncture and Moxibustion, College of Oriental Medicine, Dong Guk Univ.

(Received July 9, 2015 ; Revised August 25, 2015 ; Accepted August 29, 2015)

Key Words: Contrast Therapy(냉온치료), Threshold Temperature(역치온도), Blood Perfusion Rate(혈액관류율)

초록: 본 연구에서는 냉은 자극요법의 열전달 특성을 정량적으로 파악하고자 한다. 축대칭 비압축성 Navier-Stokes 방정식 및 에너지 방정식의 해법을 위해 SIMPLE 알고리즘에 기반을 둔 유한체적법을 사용하였다. 혈액의 관류를 고려하기 위해 Pennes bio-heat 방정식을 추가로 적용하였다. 다양한 온도조건에 따른 피부 아래 각 지점에서의 열 침투양상을 분석하였다. 수치해석을 통하여 다양한 입력온도들에 대하여 역치 온도에 도달하는 영역들을 발견하였다. 또한, 페니스 효과로 인하여 피부 심부로 갈수록 외부 자극에 대한 온도변화가 완만함을 확인하였으며, 진피부분의 온도가 역치에 도달하기 위해서는 온 자극 및 냉 자극은 47도 및 7도 내외로 주어져야 함을 발견하였다. 본 논문의 수치해석을 통해 구축된 데이터베이스는 경혈 냉은 자극 치료기의 최적설계 시에 활용된다.

Abstract: In this paper, the contrast therapy of skin was numerically investigated by solving the conjugate heat transfer problem. A finite volume method based on the SIMPLE algorithm was adopted to solve the axisymmetric incompressible Navier-Stokes equations, coupled with an energy equation. These equations are strongly coupled with the Pennes bio-heat equation in order to consider the effect of blood perfusion rate. We investigated the thermal response of skin at some selected depths for various input temperature profiles of a stimulator for contrast therapy. From the numerical simulations, the regions with cold/hot threshold temperatures were found for five input temperature profiles. It was shown that the temperature varies mildly for different input profiles as the depth increases, owing to the Pennes effect. The input temperatures for effective hot/cold stimulation of dermis layer were found to be 47°C and 7°C, respectively. The present numerical results will be used for finding an optimal temperature profile of a stimulator for contrast therapy.

- 기호설명 -

ρc_p : 체적 열용량($J/m^3 \cdot K$)

k : 열전달계수($W/m \cdot K$)

L : 길이(mm)

Γ : 경계조건

r, z : 원통좌표계(m)

g : 중력(m/s^2)

h : 대류열전달계수($W/m^2 \cdot K$)

† Corresponding Author, hgchoi@seoultech.ac.kr

© 2015 The Korean Society of Mechanical Engineers

- T : 온도($^{\circ}\text{C}$)
- c : 비열($J \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
- w : 관류율($\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$)

1. 서론

물리치료란 인체에 일어나는 물리적인 현상을 이용하여 질병을 치료하는 방법인데, 이 중에는 인체의 온도를 높이고 낮추어 치료 효과를 주는 냉온 자극 요법이 있다. 냉온 자극요법은 따뜻한 환경에서의 혈관 확장과 차가운 환경에서의 혈관 수축을 이용하여 혈액 순환을 돕는 역할을 하며 특히, 심장을 가진 순환계와 달리 펌프 시스템이 없는 림프의 정체된 유체를 내보내는 데에 긍정적인 효과를 보여준다.⁽¹⁾

인체는 항온체로서 주변 환경의 온도가 변화하게 되면 혈관의 수축과 이완 등을 통해 체내 온도를 유지한다.⁽²⁾ 정상 세포의 경우 피부 조직의 온도가 약 40°C 로 상승하면 세포 주변에서의 동맥과 모세혈관이 확장되는데 이 과정에서 혈액 순환과 신진대사가 활발해져 세포 대사 촉진, 신경전도의 증가, 결합조직의 신장도 증가, 통증 경감 등의 효과가 나타난다.⁽³⁾ 정상 세포와 달리 종양 세포의 경우에는 42°C 이상의 열 자극이 세포에 가해질 때 치료가 가능하다.⁽⁴⁾ 전병진 등⁽⁵⁾은 소형 상용 뜸(moxibustion)이 피부 위에 올려져있는 경우 시간에 따른 피부 내부의 온도 변화를 예측하기 위해 복합열전달 수치해석을 수행하였다. 그들은 소형 상용 뜸을 이용한 열 자극 특성과 유효한 영역을 확인할 수 있었다. 양소라 등⁽⁶⁾은 수치해석을 통하여 소형 상용 뜸을 연속적으로 사용하는 경우에 시술 주기가 열 자극 효과에 미치는 영향을 파악하였다. 뜸의 수가 증가할수록 유효 자극영역의 깊이가 증가하지만 시술하는 뜸의 수가 증가할 때 유효 자극 영역 깊이의 증가율은 감소하였다.

반면에 약 15°C 의 냉 자극이 인체에 주어지면 혈관의 수축과 근육의 긴장이 유발되며 세포 성장을 촉진하는 호르몬 생산이 증가한다. 이러한 원리를 이용한 냉온 요법은 인체의 자연치유력을 높여 증상을 완화시키고 질병의 예방과 치료에 이용된다.⁽⁷⁾ 냉온 자극의 경우, 유효한 온도 자극이 인체에 충분히 전달되었는지 파악하기 위해서는 피부 내부의 온도 분포를 아는 것이 중요하다. Yuan⁽⁸⁾ 등은 수학적인 모델을 개발하여 피부 표면에 사인 형태의 온도로 냉온 자극이 주어질 때 피부 내부에서의 온도 변화 특성을 확인하였다.

Table 1 Material properties of air, skin, blood^(12,13)

Material	$\rho \cdot C_p$ ($J \cdot \text{m}^{-3} \text{K}^{-1}$)	k ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \text{K}^{-1}$)
Air	1,510	0.02
Epidermis	3,181,818	0.21
Dermis	2,846,154	0.37
Subcutaneous fat	1,975,308	0.16
Blood	3,958,500	

Table 2 Dimensions of the computational domain⁽¹³⁾

L_1 (mm)	L_2 (mm)	L_3 (mm)	L_4 (mm)	L_5 (mm)	L_6 (mm)
5.0	30.0	0.08	1.6	11.6	13.0

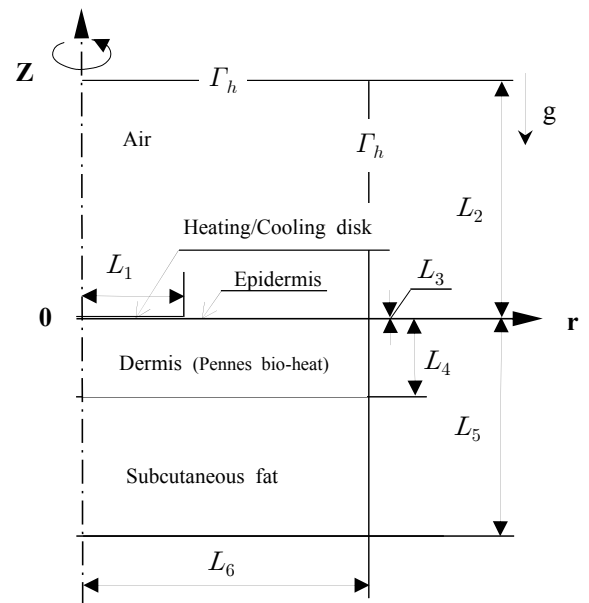


Fig. 1 Schematic of unsteady simulation the conjugate heat transfer problem

일반적으로 냉온 치료에는 냉온 팩이 이용되어 왔다. 단순히 차갑거나 따뜻한 팩을 이용하는 것은 정확한 온도 조절이 어렵기 때문에 화상 혹은 동상을 입을 위험이 있다. 따라서 연구자들은 위와 같은 냉온 치료의 문제를 해결하기 위해 온도 컨트롤러가 포함된 의료 기구를 개발하였다.⁽⁹⁾ 그러나 개발된 의료 기구를 이용하여 다양한 온도를 피부에 가한 경우의 피부 내의 열 자극에 대해서는 연구가 수행되지 않았다. 이에 본 연구에서는

다양한 온도 환경에 따른 피부 내의 온도를 혈액을 고려하여 수치적으로 고찰하고 효과적인 냉온 자극 치료를 위한 냉온 요법 의료 기구의 최적 설계를 위해 수치해석을 수행하였다. 피부표면에 냉온 자극을 가했을 때 피부 내에서의 역치온도 도달 여부와 자극 수용체가 진피 및 표피에 주로 위치⁽¹⁰⁾하므로 이 부근 피부 내의 온도 분포를 다양한 입력 온도 조건에 따라 고찰하였다.

2. 수치해석 방법

2.1 지배방정식의 해법

본 연구에서는 자연대류를 포함한 피부 내의 복합 열전달 특성을 파악하기 위해 축대칭 비정상 2차원 비압축성 Navier-Stokes 방정식과 연속방정식 및 에너지방정식을 사용하였다. 본 연구에서 수행한 비정상 복합열전달 해석의 경우 3차원으로 계산을 수행할 경우 매우 많은 계산 량과 시간을 요구한다. 또한 연구에 사용한 냉온 자극 도자의 형상이 축대칭에 가깝고 열 자극의 형상 또한 축대칭이므로 2차원 축대칭 모델을 적용하였다. 피부 내에서는 전도방정식을 공기층에서는 자연대류를 고려한 대류-전도 방정식을 해석하였다. 한편, 인체는 온 자극에 의해 진피 층의 온도가 혈액의 온도 이상이 되면 관류하는 혈액에 의해 온도가 낮아지게 되며, 냉 자극에 의해 진피 층에서의 온도가 혈액의 온도보다 낮아지게 되면 관류하는 혈액에 의해 온도가 높아져 항상 일정한 온도를 유지하려는 현상이 나타난다. 이러한 현상을 고려하기 위해서 진피 층에서는 다음과 같은 Pennes bio-heat 방정식⁽¹¹⁾을 적용하여 수치해석을 수행하였

다.

$$\nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T_{bl} - T) = 0 \quad (1)$$

k 는 혈액이 흐르는 진피 층의 열전달계수이며 $\rho_{bl}, c_{bl}, w_{bl}, T_{bl}$ 은 각각 혈액의 밀도, 비열, 혈액관류율, 온도를 나타낸다.

냉온 자극이 피부에 미치는 열전달 특성을 정량적으로 해석하기 위해서 상용 수치해석 프로그램인 ANSYS-FLUENT (V13.0)를 이용하였으며, Navier-Stokes 방정식의 해법을 위해서는 SIMPLE 알고리즘을 사용하였다. 시간이산화는 2 차 정확도 내재적 방법을 사용하고 대류항의 공간 차분은 2 차 정확도의 상류도식을 사용하였다.

2.2 계산 및 경계 조건

본 연구에서 고려한 계산 영역은 공기(air), 표피(epidermis), 진피(dermis), 피하지방(subcutaneous fat)으로 구성되어 있으며 Fig. 1에서 각 영역에 대한 표면으로부터 최대 깊이를 L_2, L_3, L_4, L_5 로 나타내었다. L_1 은 냉온 자극 디스크의 반지름을 나타낸다. 디스크에서 발생한 열은 공기와 피부로 전달된다. Table 1은 본 시뮬레이션에 적용된 각 구성 요소의 열용량⁽¹²⁾ 및 열전달계수⁽¹³⁾ 등의 물성치를 나타낸다. Table 2에서는 Fig. 1의 계산영역에서 정의된 치수를 나타내었다. 본 연구에 적용된 온도이력과 초기 공기 온도는 이승덕 등의 임상실험으로부터 얻어진 데이터를 이용하였다. 이승덕 등⁽¹⁴⁾은 사람의 피부 대신 햄과 열

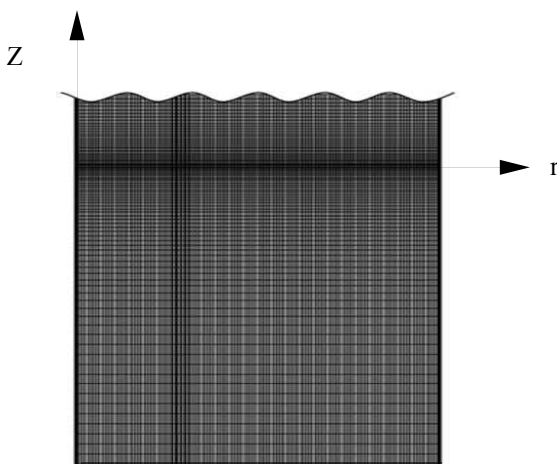


Fig. 2 A non-uniform mesh for the computational domain (cell : 91,500)

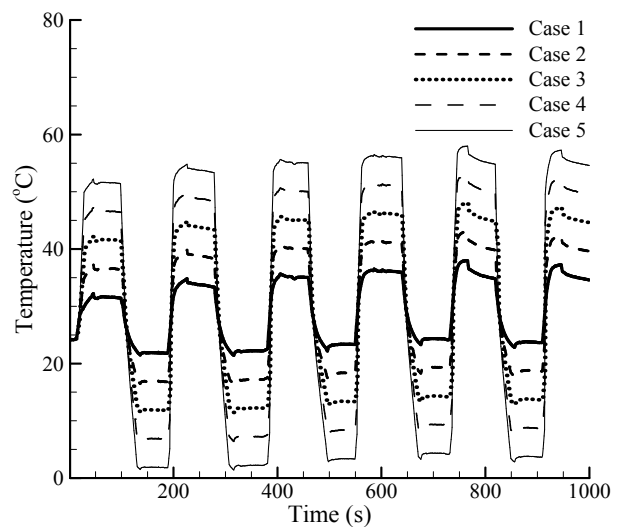


Fig. 3 Various input temperature profiles

전대를 이용하여 냉온 자극이 주어지는 경우에 햄 내부의 온도를 측정하는 실험을 진행하였다. 공기의 초기온도는 $T=24^{\circ}\text{C}$ 를 부여하였다. 피부 내의 초기 온도는 피부의 표면($T=33^{\circ}\text{C}$)에서 심부($T=37^{\circ}\text{C}$)까지 일차 선형 방정식에 의해 증가하는 방식으로 설정하였다. Fig. 1에서 나타낸 경계 Γ_h 를 따라 외부에서 유입되는 기류의 정압과 온도는 각각 0Pa과 24°C 로 지정하였다.

Fig. 2는 비균일 격자계로서, 속도 및 온도 구배 변화가 심한 열원 주위의 격자를 조밀하게 설정하였다. 본 연구에서는 격자에 대해 무관한 해를 얻은 전병진 등⁽¹⁵⁾의 선행 연구에서 사용했던

격자보다 더 조밀한 격자를 사용하였다.

Fig. 3은 실험에서 사용된 냉온 자극 도자의 온도이력을 나타낸다. 도자는 온수와 냉수의 공급에 의해서 온도가 조절되는 주요한 시스템을 포함한다. Case 1은 이승덕 등의 냉온치료 실험을 통해 얻어진 입력 온도 데이터로 이를 토대로 다양한 온도 이력 데이터들을 획득하였다. Case 2는 Case 1의 평균온도를 기준으로 평균온도 이상일 경우 5°C 를 증가시키고 평균온도 이하일 경우 5°C 를 감소시켜 얻은 Case 1과 동일한 경향의 새로운 입력 온도 데이터이다. 같은 방법으로 Case 3은 $\pm 10^{\circ}\text{C}$, Case 4는 $\pm 15^{\circ}\text{C}$, Case 5는 $\pm 20^{\circ}\text{C}$ 를 증감한 입력 온도 이력 데이터이다.

3. 수치해석 결과 및 분석

Fig. 4는 다양한 온도 조건에서 피부 표면으로부터 3mm 아래 지점에서의 온도 변화를 보여준다. 디스크의 온도가 상승할 때 피부 내 온도가 증가하고 하강할 때 감소하는 것으로 수치해석 결과가 디스크의 온도이력 추세를 잘 따름을 확인하였다. 피부 내에서의 온도는 입력 온도 이력과는 달리 정현파와 유사한 형을 따르는데 이 파형의 진폭은 피부와 혈액 관류의 영향으로 입력 온도 이력의 진폭보다 줄어들었다. 입력온도의 경우 다섯 번째 사이클에서 전체 온도이력의 최댓값을 가지는 반면 반응온도의 경우 한 사이클 앞서 최댓값이 나타났다. 전체적인 반응 온도의 극댓값은 오른쪽으로 치우쳐서 조금 늦게 나타난

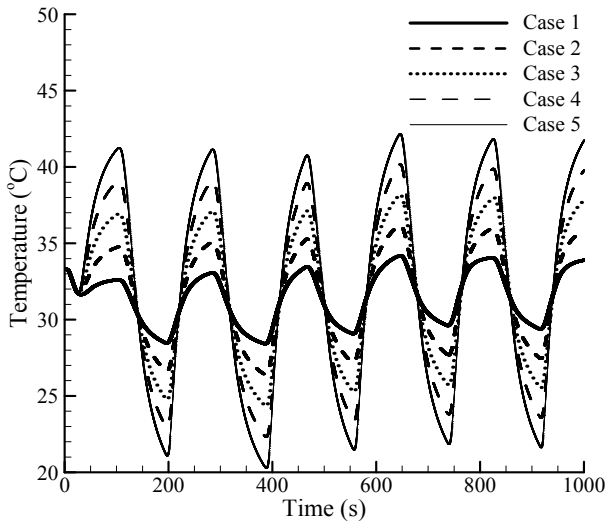
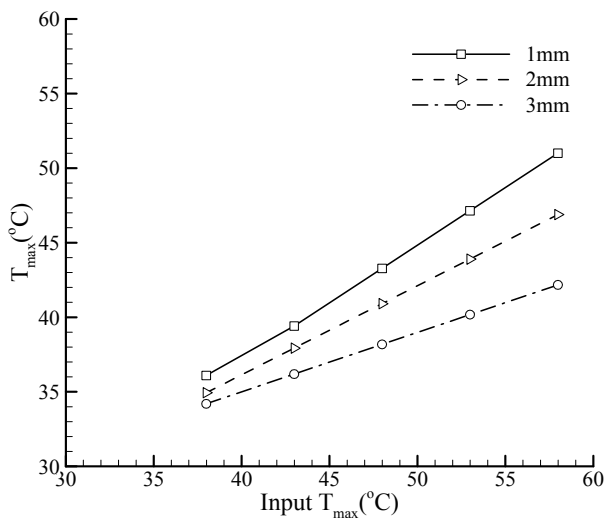
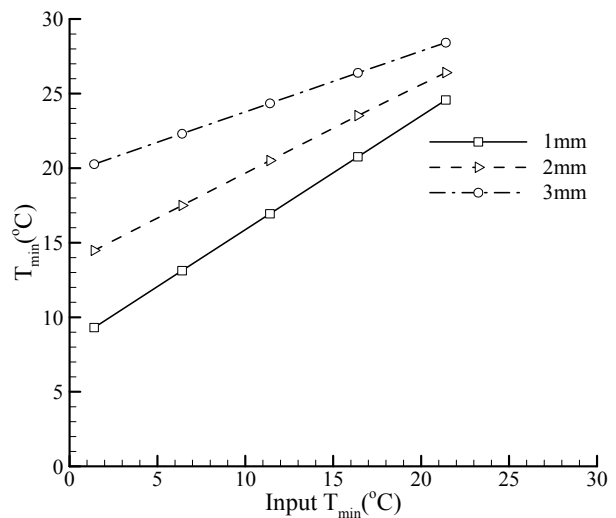


Fig. 4 Temperature evolutions for all cases at $(r,z)=(0,3\text{mm})$



(a) Maximum temperature



(b) Minimum temperature

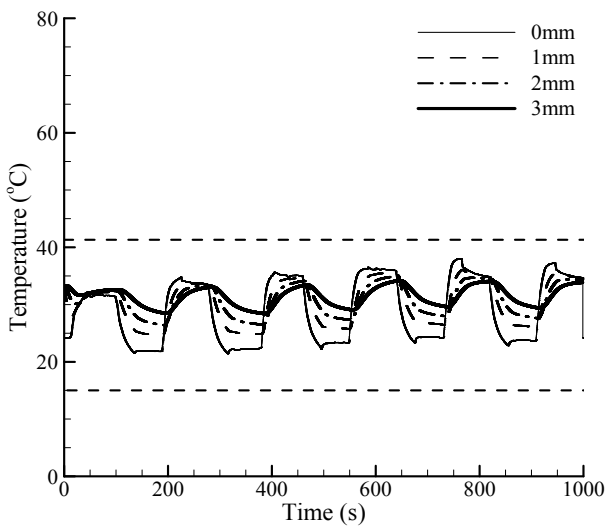
Fig. 5 Temperature variations at $z=-1\text{mm}$, -2mm , -3mm for various Input T_{max} 's and T_{min} 's

다. 입력 온도 이력에서의 다섯 번째 사이클은 최댓값을 갖지만 급격하게 떨어지기 때문에 높은 온도를 유지하는 기간이 짧다. 따라서 최댓값까지의 충분한 열량을 얻지 못하고 반응 온도에서 직전 사이클 보다 낮게 나타났다. 또한 온도차에 의해 열에너지가 3mm 지점까지 이동하기에는 시간이 걸리기 때문에 각 사이클별 최대·최솟값은 입력 값의 최대·최솟값보다 수 초 느리게 나타나는 것을 알 수 있다.

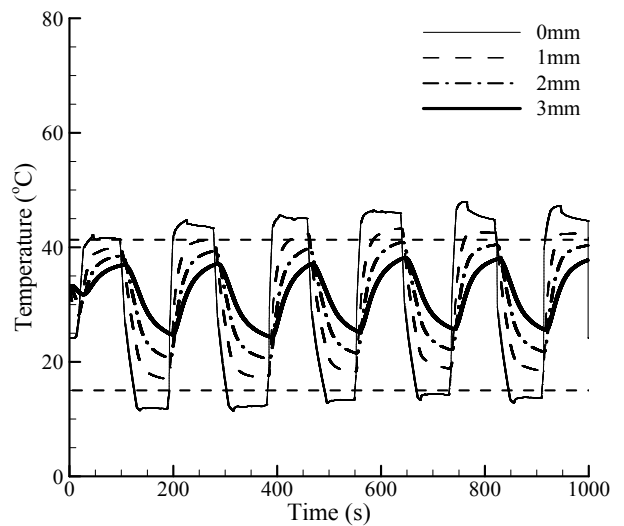
Fig. 5는 5가지의 냉은 자극에 대하여 피부의 심부 내의 세 지점에서 최대 및 최소 온도 변화를 나타낸 그래프이다. **Fig. 5(a)**는 최대 온도를 **Fig. 5(b)**는 최소 온도를 나타낸다. 자극에 대한 반응이 피부 표면에서 멀어질수록 혈액 관류에

의해 둔감하기 때문에 두 그래프 모두 1mm일 때의 기울기보다 3mm일 때의 기울기가 더 완만함을 보여준다.

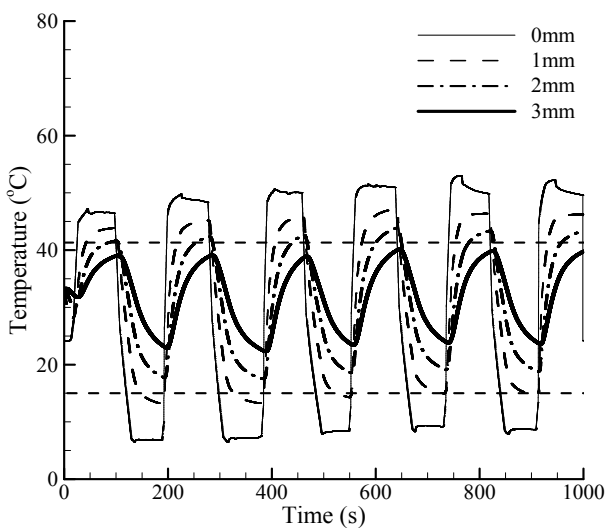
Fig. 6은 다양한 입력 온도 조건들에 대한 피부 아래 1mm, 2mm, 3mm 지점의 온도 이력 결과이다. 입력온도가 ± 10 일 때는 온 자극일 경우 1mm에서 겨우 역치온도를 넘지만 냉 자극에서는 역치온도를 넘지 못한다. ± 15 일 때 온 자극일 경우 2mm 부근에서 일정 시간동안 고온의 역치를 넘고 냉 자극일 경우 1mm에서 넘는다. $\pm 20^\circ\text{C}$ 일 때 고온일 경우 1~3mm 부근은 역치 온도에 도달하고, 저온일 경우 역치 온도에 가깝게 도달하지만 역치를 넘어가진 못한다. 또한 피부 표면에 가까울수록 입력온도 이력에 즉각적으로 반응하는 반



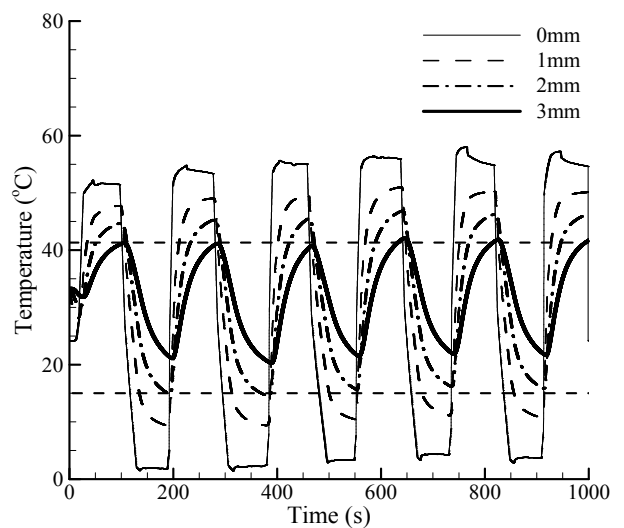
(a) Case 1



(b) Case 3



(c) Case 4



(d) Case 5

Fig. 6 Temperature histories of skin at various depths

Table 3 Minimum and maximum temperature of skin for various Input temperature

depth Case	0mm	1mm	2mm	3mm
Case 1	m=21.40	m=24.57	m=26.41	m=28.42
	M=37.99	M=36.10	M=34.94	M=34.19
Case 2	m=16.40	m=20.76	m=23.52	m=26.39
	M=42.99	M=39.41	M=37.93	M=36.19
Case 3	m=11.40	m=16.94	m=20.51	m=24.35
	M=47.99	M=43.27	M=40.91	M=38.18
Case 4	m=6.40	m=13.12	m=17.50	m=22.31
	M=52.99	M=47.14	M=43.90	M=40.17
Case 5	m=1.40	m=9.31	m=14.48	m=20.26
	M=57.99	M=51.00	M=46.88	M=42.17

면 피부 표면에서 멀어질수록 둔감해지는 경향을 보인다. 이는 Fig. 5의 결과에서 설명한바와 같이 3mm 지점에서의 온도 구배가 1mm 지점에 비해 완만하기 때문이다.

Table 3에서는 전체 시술 시간 동안의 피부 내 특정 깊이에서의 최대 최소 온도를 섭씨로 나타내었다. m은 최소값이며 M은 최대값이다. 감각 수용체를 자극 할 수 있는 역치온도는 고온일 때 42℃ 부근, 저온일 때 15℃ 부근이다. 역치온도를 넘은 경우는 표에서 음영으로 나타내었다. 기존 온도에서 ±15℃ 증감하였을 때 1mm에서 고온 저온 모두 역치온도에 도달하였으며 2mm에서는 고온을 가했을 경우에만 겨우 역치온도에 도달하였다. ±20℃인 경우 1mm에서는 고온에서 51.00℃, 저온에서 9.31℃로 나타나 역치온도를 5~10℃ 초과하였다. 2mm에서는 고온일 경우 46.88℃로 역치온도보다 4℃가량 높게 나타났으며 저온인 경우에는 14.48℃로 역치온도 부근에서 머물렀다. 수치실험을 통하여 획득된 Table 3은 다양한 냉온 도자의 입력 자극들에 대한 피부 내의 반응 온도를 역치 값과 비교하여 냉온 자극 기기의 최적화 설계에 이용할 수 있다.

본 연구는 냉온 자극이 피부에 미치는 열전달 자극 특성을 수치적으로 파악한 연구로서 일반화된 결론을 유도하기에는 다음의 제한점을 가진다.

(1) 혈액관류율과 피부의 두께 및 물성치는 개별 환자의 부위별로 상이하므로 실제 측정치에 근거한 다양한 물성치들에 대한 해석 및 토의가 필요하다.

(2) 실험에서 측정한 도자의 표면온도는 접촉저항에 의한 오차가 존재하므로 이의 보정이 필요하다.

위의 제한점들은 추후 연구를 통한 보완이 필요하다.

4. 결 론

본 논문에서는 냉온 자극의 다양한 입력온도분포들에 대한 피부 내의 온도 변화를 수치적으로 고찰하여 다음의 결론들을 얻었다.

(1) 온도차에 의한 열에너지가 이동하는데 걸리는 시간 때문에 각 사이클별 최대·최소값은 입력값의 최대·최소값보다 수 초 느리게 나타나는 것을 확인하였다.

(2) 대부분의 감각수용체가 존재하는 진피부분의 온도가 역치에 도달하기 위해서는 온 자극 및 냉 자극은 47도 및 7도 내외로 주어져야 함을 확인하였다.

(3) 페니스 효과로 인하여 피부 심부로 갈수록 외부 자극 변화에 대한 피부 온도 변화가 완만함을 확인하였다.

(4) 개발된 경혈 냉온 자극 치료기의 열과 관련된 데이터를 수집하여 시뮬레이션을 수행하였고, 이를 통해 구축된 데이터베이스를 경혈 냉온 자극 치료기의 최적설계에 활용할 수 있다.

후 기

본 연구는 한국보건산업진흥원을 통해 보건복지부 “한의약선도기술개발사업”의 재정 지원을 받아 수행된 연구임(B11069).

참고문헌 (References)

- (1) Myrer, J. W., Gary, M., Earlene, D. and Gilbert, W. F., 1997, "Cold-and Hot-Pack Contrast Therapy: Subcutaneous and Intramuscular Temperature Change," *The Journal of Athletic Training*, Vol. 32, No. 3, pp. 238~241.
- (2) Choi, J. H. and Park, J. H., 2009, "The Effect of Feet Immersion in Hot and Cold Water on Hemodynamic and Thermoregulatory Responses," *The Korean Society of Living Environmental System*, Vol. 16, No. 2, pp. 172~185.
- (3) Park, K. H., Kim, K. H. and Kim, J. H., 2000, "Effect of the Ceragem Master Heat Bed for

- Posterior Neck Pain and Low Back Pain," *The Journal of Korean Oriental Pediatrics*, Vol. 14, No. 2, pp. 133~140.
- (4) Moon, W. S., Baek, B. J., Park, B. C. and Kim, C. S., 2002, "The Effects of Warm and Cold Stimulations on the Temperature Distribution in the Prostate," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 23, No. 6, pp. 467~475.
- (5) Jeon, B. J. and Choi, H. G., 2010, "Heat-transfer Analysis of Indirect Moxibustion Using Unsteady Conjugate Heat-transfer Solutions," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 24, No. 10, pp. 2051~2057.
- (6) Yang, S. R., Kang, H. Y., Jeon, B. J. and Choi, H. G., 2011, "A Numerical Study on the Thermal Stimulation of Continuous Moxibustion," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers*, Vol. 35, No. 9, pp. 915~922.
- (7) Sun, J., Zhang, A. and Xu, L. X., 2008, "Evaluation of Alternate Cooling and Heating for Tumor Treatment," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 51, No. 23-24, pp. 5478~5485.
- (8) Yuan, P., Liu, H. E., Chen, C. W. and Kou, H. S., 2008, "Temperature Response in Biological Tissue by Alternating heating and Cooling Modalities with Sinusoidal Temperature Oscillation on the Skin," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 35, No. 9, pp. 1091~1096.
- (9) Yoon, W. O., Kang S. Y., Jung, J. H. and Choi, S. B., 2008, "Design and Implementation of Medical Compound Stimulator Using Low/High Frequency and Cooling," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 29, No. 5, pp. 82~87.
- (10) Munger, B. L. and Ide, C., 1988, "The Structure and Function of Cutaneous Sensory Receptors." *Archives of Histology and Cytology*, Vol. 51, No. 1, pp. 1~34.
- (11) Lakhssassi, A., Kengne, E. and Semmaoui, H., 2010, "Modified Pennes' Equation Modelling Bio-heat Transfer in Living Tissues Analytical and Numerical Analysis," *Journal of Natural Science*, Vol. 2, No. 12, pp. 1375~1385.
- (12) Ng, E.Y.K. and Chua, L. T., 2000, "Mesh-independent Prediction of Skin Burns Injury" *Journal of Medical Engineering and Technology*, Vol. 24, No. 6, pp. 255~261.
- (13) Ng, E.Y.K., Tan, H. M. and Ooi, E. H. 2010, "Prediction and Parametric Analysis of Thermal Profiles Within Heated Human Skin Using the Boundary Element Method," *Philosophical Transactions: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, Vol. 368, No. 1912, pp. 655~678.
- (14) Kim, Y. J., Shin, K. M., Kim, E. J., Kim, K. H., Kim, K. S. and Lee, S. D. 2013, "A Comparative Study on Heat Transfer Characteristics in Tissue Model with Application of Heating or Cooling Therapeutic Modalities" *Journal of The Acupuncture*, Vol. 30, No. 4, pp. 125~138.
- (15) Jeon, B. J. and Choi, H. G., 2015, "Numerical Analysis for the Conjugate Heat Transfer of Skin Under Contrast Therapy," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 86, pp. 388~396.