

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2015.39.11.853>

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

광조사에 따른 생체열 방정식의 해석을 위한 경계조건의 확립에 대한 연구

고동국* · 배성우** · 임익태**†

* 전북대학교 대학원 기계공학과, ** 전북대학교 기계설계공학부

A Study on the Boundary Condition for Analysis of Bio-heat Equation According to Light Irradiation

Dong Guk Ko*, Sung Woo Bae** and Ik-Tae Im**†

* Dept. of Mechanical Engineering, Graduate School, Chonbuk Nat'l Univ.,

** Dept. of Mechanical Design Engineering, Chonbuk Nat'l Univ.

(Received February 26, 2015 ; Revised August 13, 2015 ; Accepted September 8, 2015)

Key Words : Light Irradiation(광조사), Imitational Biological Tissue(모의 생체조직), Boundary Condition(경계조건), Numerical Analysis(수치해석)

초록: 본 연구에서는 모의 생체조직에 광을 조사하고 그에 따른 조직 내의 열전달 현상을 분석하였으며 이를 이용하여 수치해석 시 필요한 표면 경계조건에 대한 관계식을 도출하였다. 세 가지 서로 다른 파장의 광을 높이를 바꾸면서 조사하여 표면에서부터 깊이방향으로 조직 내의 온도를 측정하였다. 그 결과 파장과 조사 시간이 길수록 한천조직의 온도는 높아졌으나 붉은 색 파장과 근적외선은 큰 차이를 나타내지 않았다. 도출된 경계조건을 사용한 수치해석 결과는 측정된 온도와 잘 일치하였다.

Abstract: In this study, the temperature change in an imitational biological tissue, when its surface is irradiated with bio-light, was measured by experiments. Using the experimental data, an equation for temperature as a function of time was developed in order to use it as a boundary condition in numerical studies for the model. The temperature profile was measured along the depth for several wavelengths and distances of the light source from the tissue. It was found that the temperature of the tissue increased with increasing wavelength and irradiation time; however, the difference in the temperatures with red light and near infrared light was not large. The numerical analysis results obtained by using the developed equation as boundary condition show good agreement with the measured temperatures.

1. 서론

산업과 기술의 발달로 인해 다양하고 풍부한 음식을 접하고 있는 현대인들은 고열량 및 고지방의 음식을 다량으로 섭취하고 있지만, 활동량이 부족하고 그에 따라 에너지의 소비량도 적다. 이에 따라 많은 사람들이 비만과 당뇨 등의 성인병과 각종 암 및 심혈관 질환에 노출되어 있다. 현재 이러한 질병을 치료하고 진단하기 위한 실험 및 해석적 연구가 활발히 진행되고 있으며 그

중에는 광을 이용하는 연구도 포함되어 있다.

Chung과 Lee⁽¹⁾는 질병을 치료하고 진단하기 위한 광원의 특성에 관한 연구를 수행하였으며, Song 등⁽²⁾과 Mester 등⁽³⁾은 저출력 레이저를 이용하여 생체조직의 대사를 촉진시키고 통증을 저감시키기 위한 실험적 연구를 수행하였다.

해석적 연구로서 Yuan 등⁽⁴⁾은 피부 표면에 일정한 주기의 열을 지속적으로 가했을 때 피부 깊이와 시간 그리고 관류율에 따른 피부조직의 온도 특성을 분석하였다. 또한 Cetingul 등^(5,6)은 종양(Cancer cell)이 있는 피부조직에 열을 가할 경우 조직 내의 반응 특성을 분석하였으며 반응

† Corresponding Author, itim@jbnu.ac.kr

모델을 개발하기 위해 민감도를 측정하는 연구를 수행하였다.

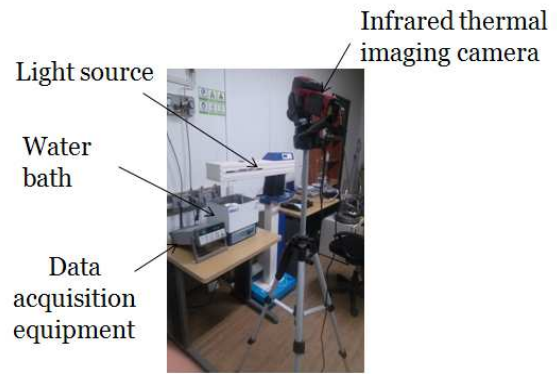
그러나 이러한 연구들은 대부분 생체조직 내의 피부조직과 종양 등의 표적세포에 대한 열적 특성을 분석하거나 해석적 방법을 이용하여 조직 내의 열전달 특성을 분석한 것으로서 광의 파장이나 강도에 따라 피하조직의 온도가 어떻게 변화하는지에 대한 연구는 미흡하다. 특히 해석적 방법을 이용한 대부분의 연구들은 조직표면의 경계조건으로서 등온 또는 일정 열유속 조건을 부여함으로써 광을 조사하는 경우 시간에 따라 조직표면의 온도가 변하는 것을 고려하지 않고 있다. 따라서 본 연구에서는 생체조직에 광을 조사하는 문제를 해석적으로 풀기 위해 필요한 온도 경계조건을 수립하고자 하였다. 이를 위하여 몇 가지 파장의 광을 생체조직과 유사한 한천조직에 조사하며 조직의 온도변화를 측정하였다. 그리고 측정결과를 이용하여 조직표면에서의 온도변화에 대한 식을 도출함으로써 광조사 시 생체조직 내 온도분포를 얻기 위한 해석적 연구나 수치해석 시 표면에 대해 좀 더 실제와 유사한 온도 경계조건을 부여할 수 있을 것으로 생각된다.

2. 실험

2.1 실험장치 구성

Fig. 1은 본 연구에 사용된 실험장치와 그 모식도를 나타낸 것이다. 실험장치는 광 조사장치, 항온수조, 온도 데이터 획득 장치 및 적외선 카메라로 구성되어 있다. 실험에 사용된 광 조사장치(미소텍 B&H, Derma Light; DLA-XXX)는 세 가지 파장 즉 파란색 가시광선(410 nm), 적색 가시광선(635 nm) 및 적외선(830 nm) 광의 조사가 가능하다. 항온수조(대한과학, WB-6/11/22)는 한천조직의 하부 면을 실제 피부조직의 내부온도인 37°C로 일정하게 유지시키기 위해 사용하였다.

한천조직 표면의 가열된 온도를 측정하기 위해 K형의 열전대 1개를 표면에 부착하였으며, 내부의 온도를 측정하기 위해서는 동일한 형식의 막대형 열전대 4개를 한천조직에 삽입하여 설치하였다. 이때 온도 측정위치는 Fig. 2에 나타낸 것과 같이 조직의 표면에서 부터 깊이 방향으로 각각 표면, 3.2 mm, 11.4 mm, 18.6 mm, 35.6 mm에 해당되며 평면도 상에서는 사각형의 도심부이다. 또한 표면온도의 보정을 위하여 적외선 열화상



(a) Photograph of experimental equipments

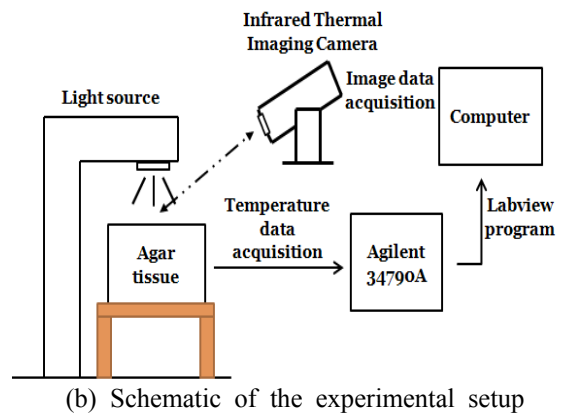


Fig. 1 Installation of the experimental equipments and schematic diagram

카메라(SDS, Hot find D, 정확도 $\pm 2\%$)를 사용하였으며 암막 커튼을 설치하여 외부로부터 빛의 간섭을 차단하였다. 광을 조사하기 전에 한천조직의 온도를 평형상태로 만들기 위하여 약 30분간 수조 안에 둔 후 평형상태를 확인하고 실험을 수행하였다. 동일한 파장에 대해 세 번 반복하여 측정하였으며 그 평균값을 사용하였다.

2.2 한천조직 제작 및 실험조건

Fig. 3은 설탕과 한천가루를 이용하여 모의 생체조직인 한천조직을 제작하는 과정을 나타낸 것이다. 먼저 물 625 mL를 끓는점까지 가열하고 설탕 625 g을 넣어 자력교반기(미성과학, HS-D180)를 이용하여 220 rpm으로 5분 동안 교반하며 용해시킨다. 이후 설탕용액에 한천 분말 5g을 첨가하고 15분 정도 다시 가열과 교반을 반복한다. 이후 한천 표면으로부터의 기포발생, 외부로의 누수 그리고 조직의 균열 및 파손 등을 방지하기 위해 스티로폼을 이용한 단열재 틀에서 약 24~28 시간 동안 서냉시켜 한천조직을 완성시킨다.

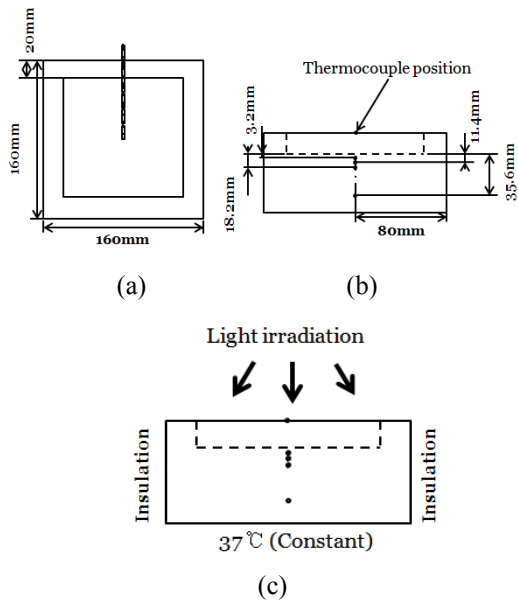


Fig. 2 Temperature measurement points of the agar tissue, (a) K-type thermocouple was attached on the center of the top surface, (b) thermocouple position in depth direction and (c) the boundary setting conditions

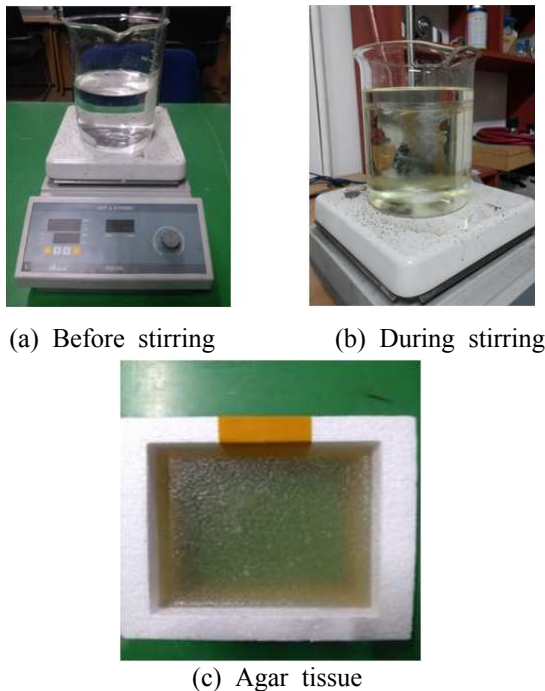


Fig. 3 Preparation of the agar tissue samples

실험에서 한천조직의 아랫면은 실제 피부조직의 내부 평균온도인 37°C로 일정하게 유지시켰으며, 측면은 외부와의 열전달을 차단하기 위해 단열처리 하였다. 광원의 높이(H)는 한천조직의 표

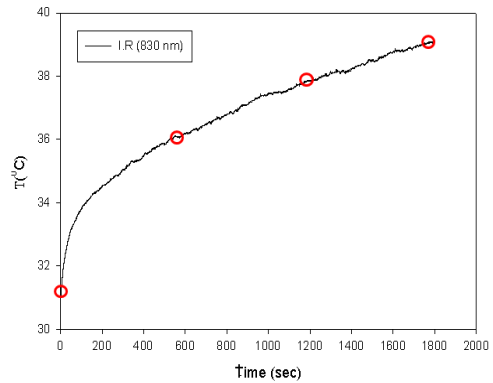


Fig. 4 Comparison of measured surface temperature from the thermocouple and infrared camera

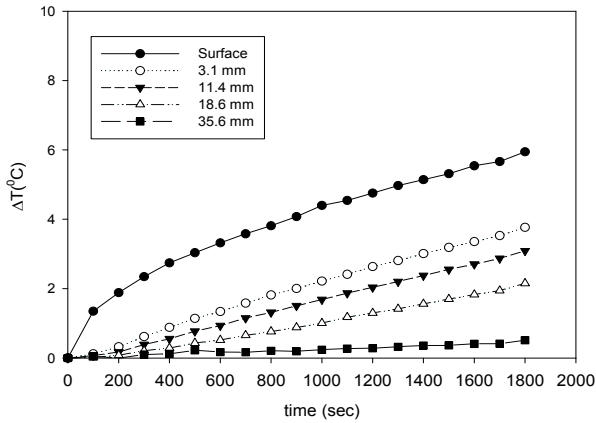
면으로부터 20 cm와 40 cm로 설정하였다. 온도 측정 전에 초기 정상상태를 만들기 위하여 30분 동안 한천조직을 항온수조에 유지시킨 후 광을 조사하며 측정을 시작하였다.

3. 결과 및 고찰

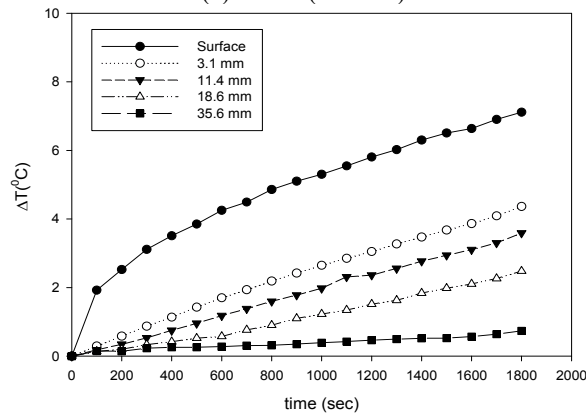
3.1 한천조직내의 온도분포 특성

실험에 사용한 열전대와 적외선 카메라로 측정 한 온도의 신뢰성을 검토하기 위해 먼저 두 측정 결과를 비교하였다. Fig. 4는 적외선을 한천조직에 조사한 경우에 대해 적외선 카메라를 이용하여 측정 한 온도와 표면에 부착한 열전대를 통해 측정 한 온도를 비교하여 나타낸 것이다. 적외선 카메라로 표면온도를 측정할 때 한천 표면의 방사율은 0.96으로 하였으며 측정 전 항온수조의 물을 이용하여 카메라의 측정값을 보정하였다. 실선으로 나타낸 것은 열전대를 사용하여 측정 한 것이며, 원으로 표시한 것은 적외선 카메라로 측정 한 온도이다. 두 측정값은 최대 1.7%의 오차 내에서 일치하였는데 열전대 측정값의 편차가 최대 2.4%인 것을 고려하면 매우 잘 일치함을 알 수 있다. 따라서 본 실험에 사용된 열전대와 적외선 카메라의 신뢰성을 확인할 수 있었다.

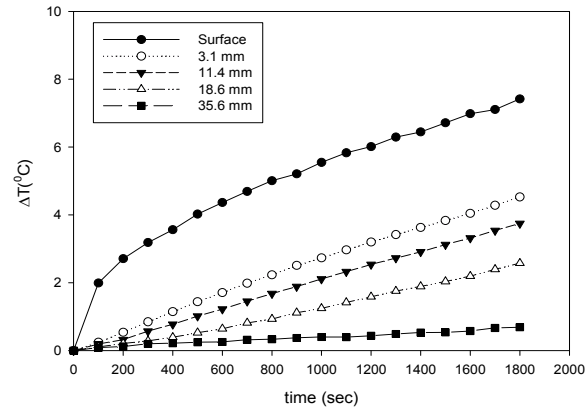
Fig. 5는 광원의 높이가 20 cm인 경우 시간 변화에 따른 한천조직의 표면과 내부의 온도변화를 나타낸다. 여기서 ΔT 는 측정 온도와 주위 공기와 온도차를 나타낸다. 조직 표면에서의 온도상승이 가장 크게 나타나며 표면에서부터 깊이 방향으로 내려갈수록 온도 변화가 작은 것을 알 수 있다. 또한 표면의 온도상승은 비선형적인 데 반해 내부에서는 세 파장에 대해 모두 거의 선형적



(a) Blue (410 nm)



(b) Red (635 nm)

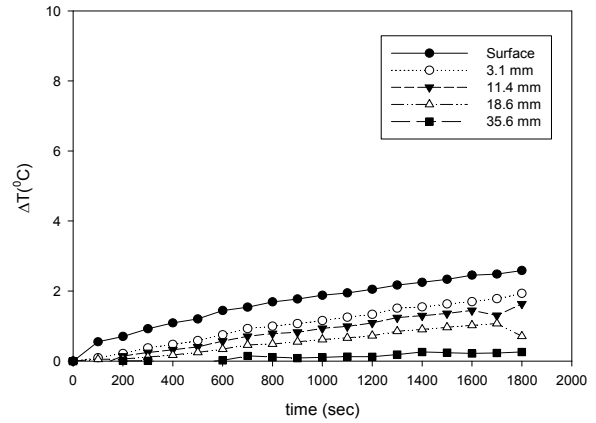


(c) IR (830 nm)

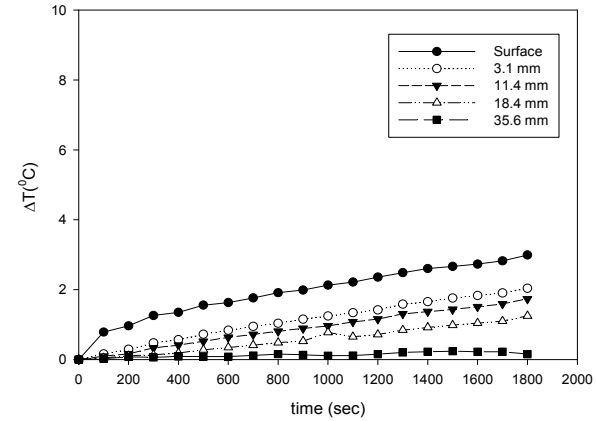
Fig. 5 Temperature variation at various positions according to the time when irradiated at 20 cm

으로 증가하는 것을 알 수 있다. 표면과 내부의 특성이 서로 다른 이 결과는 수치해석 시 표면온도 경계조건으로 일정 온도나 일정 열유속 조건을 부여하는 것이 타당하지 않는 결과를 야기할 수 있다는 것을 의미한다.

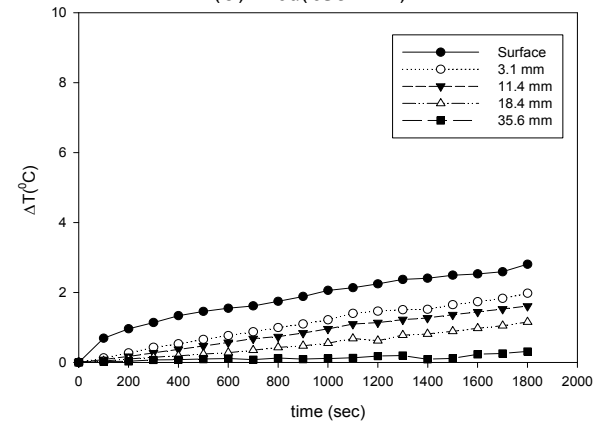
Fig. 5의 (b)와 (c)를 비교하면 적색(635 nm)과 적외선(830 nm)을 조사한 경우 온도상승이 유사한 경향을



(a) Blue(410 nm)



(b) Red(635 nm)



(c) IR(830 nm)

Fig. 6 Temperature variation at the various position according to the time when irradiated at 40 cm

보이는데 이것은 실험에 사용된 적외선 파장이 가시광선 영역에 근접한 근적외선 파장이기 때문이며 청색(410 nm) 파장은 다른 두 파장보다 낮은 온도분포를 나타내었다. Fig. 6은 조사높이가 40 cm 인 경우 시간에 따른 한천조직의 표면과 내부의 온도변화를 나타낸 것이다. 온도분포는 광원의 높이가 20 cm일 때와 유사하나 온도상승의 크기는 더 작게 나타났다.

본 연구에서 고려하고 있는 한천조직 내의 열 전달 문제를 깊이 방향의 1차원 전도문제로 간주하고 물성치를 상수로 가정하면 지배방정식을 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = \alpha \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} \quad (1)$$

여기서 $T(x, t)$ 는 조직 내의 온도분포를 나타내며 x 는 표면에서부터 깊이 방향으로의 좌표, t 는 시간, α 는 열확산계수(Thermal conductivity)를 나타낸다. 실험에 사용한 광은 광의 강도가 낮고 집중되어 조사된 광이 아니므로 조직 내부로 침투된 복사의 효과는 무시하였다. 초기조건과 경계조건은 다음과 같다.

$$T(x,0) = T_i(x) \quad (2)$$

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = q_0'' \quad (3)$$

$$T(L, t) = T_L \quad (4)$$

광 조사가 있는 표면에 대해서는 실제와 차이는 있지만 해석의 편의를 위하여 일정 열유속 조건을 부여하였다. 이 문제는 조직 내의 초기온도가 균일하지 않고 비제차이므로 엄밀해를 간단히 구하는 것은 어렵다. 그러나 바닥면의 온도가 시간에 따라 변하지 않고 일정하며, 1000 초에서의 푸리에 수 (Fourier number, Fo)가 0.1보다 작으므로 광 조사가 이루어지는 표면의 온도분포는 반무한 고체로 간주할 수 있다.⁽⁷⁾ 이 경우 해는 다음과 같이 주어진다.

$$T(x,t) - T_i = \frac{2q_0'' \sqrt{\alpha t/\pi}}{k} \exp\left(-\frac{x^2}{4\alpha t}\right) - \frac{q_0'' x}{k} \operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}}\right) \quad (5)$$

여기서 $\operatorname{erfc}(w)$ 는 보충 오차함수(Complementary error function)를 나타낸다. 표면의 온도는 식 (5)에 $x = 0$ 을 대입하여 얻을 수 있으므로

$$T(x=0, t) - T_i = \frac{2q_0'' \sqrt{\alpha t/\pi}}{k} \quad (6)$$

와 같이 쓸 수 있다.

3.3 한천조직 표면에서의 온도 경계조건

Fig. 7은 광 조사 시간에 따른 표면온도의 변화를 나타내는데 기호는 측정값을, 실선은 식 (6)에 의한 결과를 나타낸다. 표면에 가해지는 열유속은

측정값과 유사한 분포를 나타내도록 임의로 설정하였으며 (a)와 (b)에 대해 각각 4.0과 8.0 W/m²이다. 한천조직의 물성치는 물과 유사하므로⁽⁷⁾ 37°C 물의 열확산계수와 열전도율 값⁽⁸⁾을 사용하였으며 각각 6.65×10^{-6} m²/s와 4.178 J/kg·K이다. 일정 열유속 경계조건을 사용하는 경우 시간이 지날수록 측정값과 엄밀해가 차이가 나는 것을 확인할 수 있으며 따라서 일정 열유속 조건은 광조사 시 경계조건으로 부적절한 것을 알 수 있다.

한편 표면온도에 대한 측정값을 시간에 대한 함수로 적합 곡선(Curve fitting)을 만들면 다음 식 (7)과 같이 쓸 수 있다.

$$T = T_0 + a(\ln t) + b(\ln t)^2 + c(\ln t)^3 \quad (7)$$

여기서 T 와 T_0 는 각각 조직의 표면온도와 초기온도를 의미하며, t 는 광 조사시간을 나타내는데 여

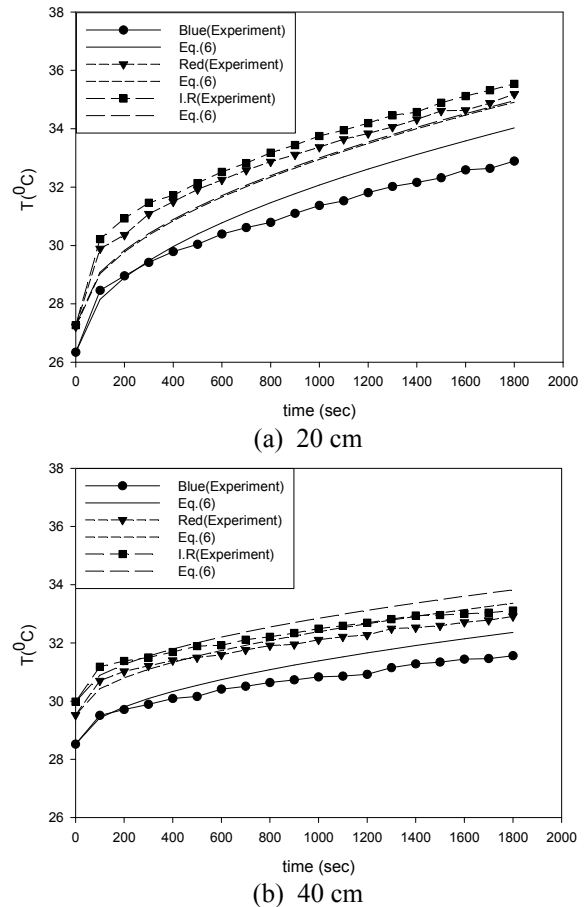


Fig. 7 Comparison of the experimental data and analytical solution given in eq. (6) for the temperature at the surface of agar tissue according to the time

Table 1 Initial surface temperature and coefficients according to light irradiation

H=20 cm			
	$\lambda_1=410$ nm (66 Lux)	$\lambda_2=635$ nm (1391 Lux)	$\lambda_3=830$ nm (6391 Lux)
T_0	28.5244	29.5244	29.9753
a	0.6024	0.7210	0.6024
b	-0.1665	-0.1994	0.1665
c	0.0190	0.0219	0.0190

H=40 cm			
	$\lambda_1=410$ nm (27 Lux)	$\lambda_2=635$ nm (425 Lux)	$\lambda_3=830$ nm (2502 Lux)
T_0	26.339	27.223	27.272
a	0.9879	1.2583	1.2641
b	-0.2909	-0.3325	-0.3295
c	0.0037	0.0407	0.0408

기서는 0~1800 초이다. 여기에 그림을 나타내지는 않았지만 측정 온도와 적합 곡선은 2.2% 오차 이내에서 잘 일치하였다. Table 1에 식 (7)로 주어지는 적합 곡선의 계수를 나타내었다. 도출된 관계식 (7)은 광 조사에 의한 열유속과 복사 열전달 효과 등을 고려한 결과로써 수치해석 시 조직 표면에 대한 경계조건으로 활용할 수 있을 것이다.

Fig. 8은 적외선을 각각 600초, 1000초 및 1800 초 조사한 경우 조직 내의 깊이에 따른 온도를 나타낸다. 기호는 실험을 통해 측정된 값을 나타내며 실선은 Fig. 3에 나타낸 한천조직에 대해 식 (7)을 경계조건으로 사용하여 수치적으로 전도방정식을 해석한 결과이다. 해석에는 상용 프로그램인 CFD-ACE+⁽⁹⁾를 사용하였으며 한천조직의 세로 방향 중심 단면에 대해 2차원 해석을 수행하였다. 표면으로부터 3.2 mm, 11.4 mm, 18.6 mm 깊이에서는 해석값이 실험값과 비교적 잘 일치하였으나 35.6 mm에서는 해석값이 실험값보다 약 10.3% 정도 낮게 나타났다. 깊은 위치에서 나타난 해석값과 실험값의 차이는 두 가지 원인에 의한 것으로 생각된다. 첫째는 해석에서 무시한 사항으로 한천조직이 광을 흡수하는 복사 열전달의 영향이 있을 수 있다. 둘째는 불완전한 단열의 영향이다. 한천 조직의 아랫면은 37°C로 일정하게 유지되는 항온수조에 담겨 있다. 그러므로 한천 조직의 옆면과 단열재의 틈새로 따뜻한 물이 스며들어 해석보다 측정된 온도가 높게 나타날

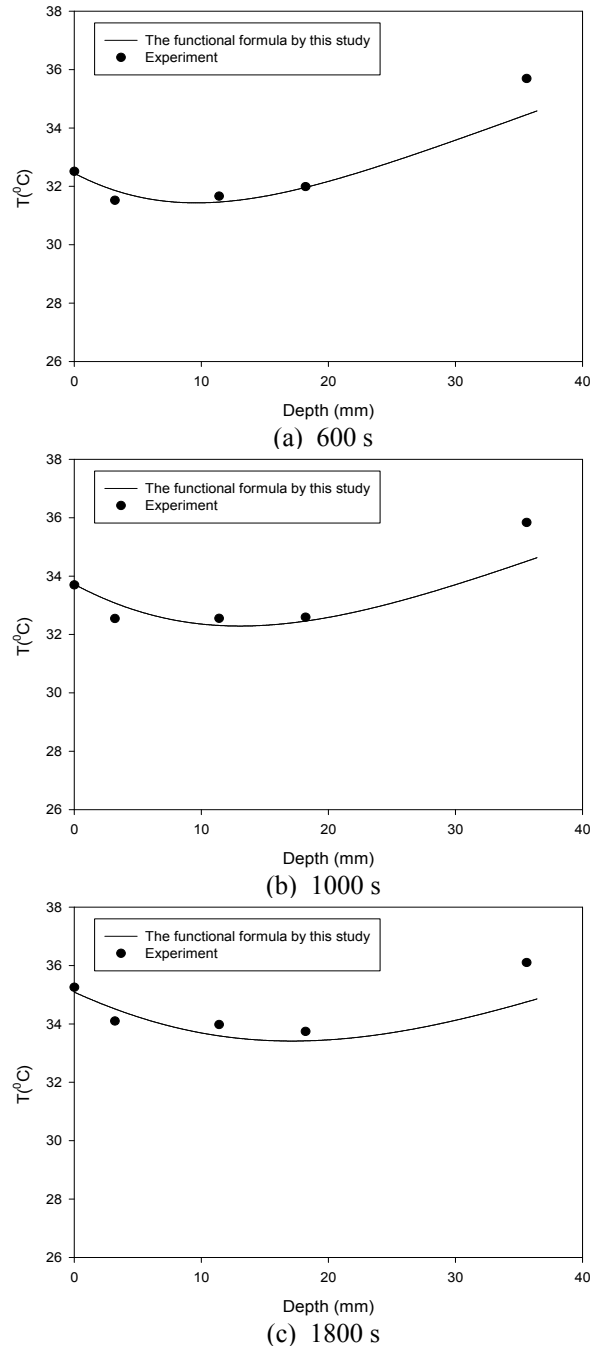


Fig. 8 Comparison of the functional formula and experimental temperature data according to the depth of agar tissue

수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 실험과 해석적 방법을 통해 파란색, 적색 및 적외선 파장의 광을 한천조직에 조사하고 그에 따른 한천조직의 온도 상승 특성을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 조사하는 광의 파장이 증가할수록 한천조직의 표면과 내부의 온도는 상승하였다. 적색 파장과 적외선 파장은 온도 상승의 크기가 유사하였으나 파란색 파장의 경우 다른 두 파장과 비교하여 온도의 상승 폭이 작았다.

(2) 광의 조사시간과 파장에 따른 조직 표면 온도의 변화식을 도출하여 광 조사에 의한 생체조직의 온도에 대한 이론해석 시 경계조건으로 이용할 수 있도록 하였다.

(3) 실험을 토대로 수립한 경계조건을 이용하여 해석한 결과 이론 예측값과 실험값이 적외선 파장에 대해 조사시간 1800초까지 최대 10.3% 이내에서 일치하였다.

후 기

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구이며 이에 감사를 표합니다(No.20132007077).

참고문헌 (References)

- (1) Chung, P. S. and Lee, S. J., 2004, "Biomodulation Effect of the Low-level Laser Therapy (LLLT)," *J. Clinical Otolaryngol*, Vol. 15, pp. 167~173.
- (2) Song, W., Zhang, S., Yang, Y. and Yang, L., 2009, "The System of Portable Fat Detector with Dual-wavelength Near-infrared Light," The 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, June 11-16, 2009, Beijing, pp. 1~4.
- (3) Mester, E., Spiry, T., Szende, B. and Tota, J. G., 1971, "Effect of Lasers Rays on Wound Healing," *The American Journal of Surgery*, Vol. 122, pp. 532~535.
- (4) 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, pp. 1091~1096.
- (5) Cetingul, M. P. and Herman, C., 2010, "A Heat Transfer Model of Skin Tissue for Detection of Lesions: Sensitivity Analysis," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 55, pp. 5933~5951.
- (6) Cetingul, M. P. and Herman, C., 2008, "Transient Thermal Response of Skin Tissue," Proceedings of 2008 ASME Summer Heat Transfer Conference, Jacksonville, FL, August 10-14, HT2008-56409, pp. 1~7.
- (7) Kong, J. Y., Kim, J. H., Kim, M. Y. and Kim, O. W., 1992, "Numerical Modeling for Freezing Phenomena on Food," *Journal of the Korean society of Food Science and Nutrition*, Vol. 21, No. 2, pp. 207~212.
- (8) Incropera, F. P. and Dewitt, D. P., 2008, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, Fourth Edition, Willey, Toronto
- (9) CFD-ACE+ is a product name of the ESI Group., 100-102 Avenue de Suffren, 75015 Paris, France.