쑥뜸과 1064 nm 파장의 근적외선 레이저로 가열된 아가젤 조직 팬텀 심부의 온도분포 가시화

조지용* · 김중경†

Visualization of Temperature Distribution Deep Inside the Agar Gel Tissue Phantom Heated Using Moxibustion and 1064 nm Infrared Laser

Jiyong Cho and Jung Kyung Kim

Abstract. A laser moxibustion therapy device having effect similar to that of traditional moxibustion is being developed using 1064 nm infrared laser. The therapy device allows direct interaction of laser light with the tissue rendering temperature distribution both on the skin surface and deep under the skin. We made a device that could measure temperature of deep under the surface of agar gel tissue phantom using thermocouples. A thermal imaging camera was used to verify results from the temperature measurement device. We compared the characteristics of heat transfer inside the tissue phantom during moxibustion and laser irradiation. The temperature distribution measured by thermocouples was found to be similar to that of distribution given by thermal imaging camera.

Key Words: Moxibustion(쑥뜸), Infrared Laser(적외선 레이저), Hyperthermia(고온요법), Thermal Imaging Camera(열화상 카메라), Thermocouple(열전대), Tissue Phantom(조직 팬텀)

1. 서 론

뜸 요법은 쑥과 같은 재료를 이용해 피부의 경혈 위에 놓고 태워서 피부 조직으로의 열 자극 효과를 유도하여 질병을 치료하거나 예방한다⁽¹⁾. 뜸 요법 시술시 일반적으로 치유에 유효한 피부 조직의 온도는 42~50°C로 온열효과를 조직 내부의 혈관에 작용시켜 질병 치료에 직접적인 효과가 있기 때문에 한의학에서 중요한 치료요법으로 사용되고 있다. 하지만 뜸 요법은 뛰어난 효과를 가지고 있음에도 몇 가지 단점을 가지고 있다. 우선 직접구 뜸 방식은 쑥을 직접 피부 위에서 태우기 때문에 큰 고통과 화상의 위험이 있다. 쑥과 피부 사이에 마늘, 생강 등과 같은 장애물을 놓고 치료하는 간접구 뜸 방식도 쑥을 연소시킬 때 발생하는 연기와 냄새로 인한 고통을 주고 있다. 또한 시술을 할 때마다 정량적

으로 쑥을 태울 수 있는 방법이 없어 정확한 열자극 강도의 조절이 힘들다^(2,3).

레이저를 이용한 쑥뜸의 대체 치료 장치는 화상의 고통뿐만 아니라 연기 및 냄새가 없고, 레이저의 구동 조건을 적절히 제어하여 피부 조직을 신속히 가열한 후 치유 유효 온도로 지속시키기 쉽기 때문에 항상 정량적인 시술이 가능하다는 장점이 있다. 레이저를 이용해 피부에 열자극 및 광자극을 주는 장치는 임상에서 많이 사용되고 있지만, 가열된 조직 심부의 온도를 정확하게 측정할 수 있는 방법의 개발이 요구된다. 본 연구진은 선행 연구⁽⁴⁾를 통해 1064 nm 파장의 적외선 레이저로 피부 조직에 상용 쑥뜸과 유사한 열자극을 줄 수 있는 레이저뜸 치료기를 개발하였고, 인체 조직을 모사하는 팬텀(phantom)의 심부에서 발생하는 온도분포를 열전대와 열화상 카메라를 이용해 측정하는 방법을 개발하였다.

일반적으로 임상에서 열원 및 레이저를 이용한 시술을 하거나 관련 연구를 진행할 때 치료 대상과 그 주변의 일반 조직 내에서 온도분포를 정확하게 측정하는

†국민대학교 기계시스템공학부
E-mail : jkkin@kookmin.ac.kr

*국민대학교 대학원 기계공학과

작업이 필수적이다. 특히 레이저 시술 중의 표면 및 조직 내부 온도는 최적의 치료 효과를 얻기 위해 매우 정밀하게 제어되어야 한다⁽⁵⁾. 열전대와 같은 침습적인 센서로 샘플의 온도를 측정할 때 레이저로 가열된 생물학적 조직들은 센서가 직접 흡수하는 레이저 에너지에 영향을 받아 측정 오차를 유발할 수 있다⁽⁶⁾. 따라서 본 논문에서는 비침습적인 열화상 카메라를 이용해 쑥뜸과 1064 nm 적외선 레이저로 가열한 아가젤 조직 팬텀의 심부 온도분포를 측정하고 열전달 특성을 비교 분석하였다.

2. 실험 장치 및 방법

2.1 조직 대체 모델

아가(agar)는 인체의 피부 조직을 모사하는 재료로 많이 사용된다⁽⁷⁾. 이번 연구에서는 2.5% 아가 농도로 제작한 젤에 레이저가 잘 흡수되도록 검정색 잉크(0.5%)를 섞어서 조직 팬텀을 만들었다. 멸균된 아가 용액을 Fig. 1(a)에 나타나있는 원통형 샘플 홀더에 담은 후 상온에서 굳혀 젤 상태로 만들었다. 샘플 홀더의 직경은 40 mm로 아크릴로 된 홀더 벽면은 팬텀 중심부에서 레이저 조사로 인한 온도 상승에 영향을 주지 않을 정도로 충분히 떨어져 있다. 팬텀 내부에 열전대를 정확한 위치에 삽입하여 심부 온도분포를 측정할 수 있도록 홀더 표면에 중심축을 향하는 작은 구멍을 깊이 방향으로 2 mm 간격으로 가공하였다. 또한 열화상 카메라를 이용한 심부 온도분포 가시화 실험을 위해서 Fig. 1(b)와 같이 부채꼴 또는 반달 모양으로 잘라낸 팬텀을 몸체의 일부분이 제거된 샘플 홀더에 담아 사용하였다.

2.2 적외선 레이저

본 연구에서는 1 W 출력과 1064 nm 파장을 가지는 다이오드 펌핑 고체(diode-pumped solid state) 레이저(MIL-III-1064, Changchun New Industries Optoelectronics Tech.)를 사용하였다. 일반적으로 피부의 두께는 부위에 따라서 1~4 mm정도가 되는데, 1064 nm 파장의 빛은 피부 조직을 구성하는 물이나 헤모글로빈, 멜라닌 등의 성분에 흡수가 상대적으로 적게 되므로 조직 심부까지 잘 전달되어 열자극을 줄 수 있다. Fig. 1(b)는 열화상 카메라와 팬텀, 레이저의 위치를 개략적으로 나타낸 모식도이다. 레이저를 정렬해 팬텀의 중심부에 레이저를 조

(a)

(b)

Fig. 1. Schematic diagrams of experimental setup for monitoring temperature distribution using (a) thermocouples and (b) a thermal camera in tissue phantom during laser irradiation at 1064 nm.

사한 후에 레이저빔 경로와 수직인 방향에 위치한 열화상 카메라로 팬텀의 깊이 방향 온도분포를 측정하였다. 레이저는 실험 시작 30분 전에 미리 구동시켜서 출력을 일정하게 유지하였다.

2.3 열화상 카메라

선행 연구⁽⁴⁾에서 사용한 팬텀 심부 온도 측정 장치는 Fig. 1(a)와 같이 열전대와 1064 nm 적외선 레이저, 샘플홀더로 구성되었다. 팬텀이 들어있는 샘플 홀더의 정해진 위치에 열전대를 삽입하고 중심에 적외선 레이저를 조사해서 팬텀 심부의 3차원 온도분포를 자료획득 장치와 LabView(National Instruments)를 통해 측정하였다. 일반적으로 열화상 카메라는 물체의 표면 온도만 측정이 가능하다. 샘플 홀더의 재질은 아크릴이기

때문에 열화상 카메라로 그 안쪽의 팬텀 온도를 측정할 수 없다. 따라서 샘플 홀더의 상판 중 일부분을 잘라내었고, 아가젤 팬텀 역시 중심축을 지나는 레이저 빔의 경로가 보이도록 잘라낸 후에 남아있는 부분을 열화상 카메라(MoblR M8, NewTech Instruments Inc.)로 측정하였다.

3. 결과 및 토의

3.1 조직 팬텀 심부 온도분포 가시화

샘플 홀더를 이용해 원통형으로 만든 아가젤 조직 팬텀의 일부분을 부채꼴 모양으로 중심축까지 잘라낸 후 온도를 측정하였다. 아가젤 팬텀의 일부분을 잘라낸 영향으로 외부에 노출된 심부 단면에서 대류로 인한 열손실이 염려되었지만, 잘라내지 않은 경우에 측정된 온도분포와 크게 다르지 않음을 사전 실험을 통해 확인하였다. Fig. 2는 쑥뜸과 레이저로 팬텀의 양단을 동시에 가열했을 때 나타나는 팬텀 심부 온도분포이다. 윗면에서는 쑥뜸이 연소되고 있으며 아래면에서는 1064 nm 레이저가 조사되고 있다. Fig. 2(a)는 가열 전의 온도분포이며 Fig. 2(b)는 10분 동안 가열한 후의 온도분포이다. 쑥뜸이 연소된 위쪽에서는 전도에 의해서 얇고 넓게 열확산이 일어나는 반면에 레이저가 조사된 아래 부분에서는 복사에 의해 좁고 깊은 형태로 열전달이 되는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 2. Thermal imaging of tissue phantom during moxibustion at the top and laser irradiation at the bottom. (a) Initial state before heating ($t = 0$) (b) After heating for 600 sec.

3.2 조직 팬텀 심부 깊이에 따른 온도분포

선행 연구에서 아가젤로 제작한 팬텀 표면에 1064 nm 레이저를 30분 동안 조사한 후에 열전대로 측정된 온도 변화를 분석해 본 결과 팬텀에서 깊이 방향 위치에 따라 온도 상승이 다르게 나타나는 것을 확인하였다. 본 연구에서는 같은 실험 방법을 적용하여 팬텀 내부의 여러 지점에서 시간에 따른 온도상승을 측정하였다. Fig. 3(a)는 표면으로부터 4 mm 깊이에서 반경 방향으로 중심축과 0, 4, 8 mm 떨어진 세 지점의 온도상승 변화를 나타낸다. 초기에 온도가 급격히 증가한 후에 시간이 지남에 따라 온도상승 폭이 점차 감소하였으며, 같은 시점에서는 중심축에서 떨어질수록 온도상승 폭이 적게 나타났다. Fig. 3(b)는 표면으로부터 8 mm 깊이에서 측정된 각 지점에서의 온도상승 곡선을 나타낸다. 시공간에 따른 전체적인 온도분포 경향은 4 mm 깊이에서와 유사하지만, 8 mm 깊이에서 보다 큰 폭으로 온도가 상승되었음을 확인할 수 있다. 이러한 팬텀 심부의 깊이

Fig. 3. Time course of temperature increase along radial direction at (a) 4 mm depth and (b) 8 mm depth from the surface of tissue phantom with laser irradiation for 30 min.

방향 온도 프로파일 특성은 뒤에 나오는 열화상 카메라 측정 결과를 통해 검증할 수 있다.

3.3 열전대와 열화상 카메라의 성능 비교

열전대 및 열화상 카메라로 측정한 온도값이 일치하는지 알아보기 위한 선행 실험을 진행하였다. 미리 설정한 일정한 온도를 유지하는 열판(Heating plate) 위의 두 지점 온도를 열전대와 열화상 카메라로 동시에 측정하였다. Fig. 4(a)는 가열되고 있는 열판을 열화상 카메라로 촬영한 영상이다. 측정 지점 주변에서 나타나는 온도장의 왜곡 현상은 왼쪽에 위치한 자료획득장치와 연결된 열전대 선 때문에 발생한 것이다.

Fig. 4. (a) Temperature distribution at the heating plate obtained by thermal camera. (b) Time course of temperatures measured at point 1 (solid) and point 2 (dotted) denoted in figure (a) using thermocouple (blue) and thermal camera (red).

Fig. 4(b)는 Fig. 4(a)에 표시된 열판위의 두 지점 1, 2에서 300초 동안 측정한 온도변화를 나타낸다. 파란색 선과 붉은색 선은 각각 열전대와 열화상 카메라로 측정한 온도를 나타낸다. 또한, 실선은 열판의 중심에 가까운 1번 지점에서 측정한 온도이고 점선은 중심에서 멀리 떨어진 2번 지점에서 측정한 온도를 의미한다. 초기에는 열판이 가열되면서 표면 온도가 급격히 상승하고 100~150초 구간에서 미리 설정한 온도값을 향해 수렴하기 시작하는 현상을 볼 수 있다. 초기에는 열화상 카메라로 측정한 온도가 열전대 측정 온도보다 빠르게

Fig. 5. Visualization of Temperature distribution inside tissue phantom heated by (a) laser irradiation and (b) indirect moxibustion for 10 min.

상승하여 두 센서 측정값이 다소 큰 차이를 보이지만, 충분한 시간이 지나서 열판의 온도가 일정한 값으로 수렴해감에 따라 두 센서로 측정한 온도값의 차이는 점차 감소하는 경향을 보인다.

3.4 열전대로 측정한 온도분포와의 비교

팬텀 심부에서 레이저와 쏘뎀으로 가열했을 때의 온도분포를 열화상 카메라로 가시화하였다. Fig. 5(a)는 팬텀 표면에 10분 동안 레이저를 조사한 후에 획득한 팬텀 심부의 온도분포를 나타낸다. 레이저빔은 팬텀 위쪽면에 수직하게 향하도록 조사되었다. Fig. 5(b)는 팬텀을 쏘뎀으로 동일한 시간 동안 가열한 후에 얻은 팬텀 심부의 온도분포를 나타낸다. 쏘뎀과 팬텀 표면 사이에는 얇은 종이디스크가 설치되어 간접구 방식으로 연소되었다. 레이저를 조사했을 때 최대온도는 팬텀 표면 부근보다 안쪽에서 발생한 반면에 쏘뎀으로 가열한 경우에는 최대온도가 표면에서 발생함을 확인할 수 있다. 이는 Fig. 3에 제시한 열전대로 측정한 팬텀 내부 온도분포와 일치한다.

4. 결 론

본 연구에서는 쏘뎀과 1064 nm 파장의 근적외선 레이저로 가열한 아가젤 조직 팬텀 내부의 온도분포를 열화상 카메라를 통해 가시화하였고, 열전대로 측정된 깊이 방향 온도분포를 검증하였다. 쏘뎀으로 가열했을 때와는 달리 레이저를 조사했을 경우에 팬텀 표면보다 8~10 mm 안쪽에서 최대온도가 발생하는 현상은 열전대와 열화상 카메라를 이용한 측정 결과에서 동일하게 나타났다. 이는 피부 화상을 방지하면서 심부에 열 자극을 줄 수 있다는 점에서 레이저뜸 치료기가 쏘뎀에 비해 지니는 장점으로 제시할 수 있다.

본 논문에서 제시한 열화상 카메라를 이용한 조직 팬텀 심부의 3차원 온도측정법은 뜸 치료와 같은 고온 치료의 정량적인 기술법 개발을 위해서 활용할 수 있으며, 종양 제거를 위한 방사선 치료시 조직의 발열 반응을 평가하는 데에도 사용될 수 있을 것이다. 또한 광-조직 상호작용을 보다 정량적으로 평가할 수 있는 도구로서 최근에 활발하게 연구되고 있는 광원을 이용한 피부 질환 치료기기 개발에도 기여할 수 있을 것이다. 향후 연구를 통해서 여러 층으로 구성된 피부 조직의 열물성을 보다 정확하게 모사할 수 있는 팬텀^(8,9)의 개발과

함께, 인체를 대상으로 한 레이저뜸 시술 시에 나타나는 전도, 대류, 복사에 의한 복합 생체 열전달 현상을 정확하게 해석할 수 있는 전산해석 기법⁽¹⁰⁾의 개발이 필요하다.

후 기

본 연구는 보건복지가족부 한의학선도기술 개발사업(No. B090040)과 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(No. 2009-0075194).

참고문헌

- 1) Peterson, J. R., 1996, "Acupuncture in the 1990s", Arch. Fam. Med., Vol. 5(4), pp. 237-240.
- 2) Cha, J. Y., Myoung, H. S., Cho, S. P. and Lee, K. J., 2009, "Development of Deep-heating Stimulation System for Substituting the Heat Effect of Moxibustion", J. Inst. Electron. Eng. Korea, Vol. 46(6), pp. 50-57.
- 3) Yoon, D. E., and Jo, B. K., 2006, "A Study on the Variations of the Body Trunk Temperature by the Drug-pad Moxibustion Method", J. KIEE, Vol. 55D(8), pp. 386-396.
- 4) Cho, J. and Kim, J. K., 2010, "Thermal Imaging Technique for Estimation of Temperature Distribution in Deep Tissue Heated by Infrared Laser", Proceed. of the 14th International Symposium on Flow Visualization, ISFV14-3A-5.
- 5) Gnyawali, S. C., Chen, Y., Wu, F., Bartels, K. E., Wicksted, J. P., Liu, H., Sen, C. K. and Chen, W. R., 2008, "Temperature Measurement on Tissue Surface During Laser Irradiation", Med. Biol. Eng. Comput. Vol. 46(2), pp. 159-168.
- 6) Reid, A. D., Gertner, M. R. and Sherar, M. D., 2001, "Temperature Measurement Artefacts of Thermocouples and Fluoroptic Probes During Laser Irradiation at 810 nm", Phys. Med. Biol. Vol. 46(6), pp. N149-N157.
- 7) Elliott, A. M., Shetty, A. M., Wang, J., Hazle, J. D. and Stafford, R. J., 2010, "Use of Gold Nanoshells to Constrain and Enhance Laser Thermal Therapy of Metastatic Liver Tumours", Int. J. Hyperthermia, Vol. 26(5), pp. 434-440.
- 8) Cooper, R. J., Eames, R., Brunker, J., Enfield, L. C.,

- Gibson, A. P. and Hebden, J. C., 2010, "A Tissue Equivalent Phantom for Simultaneous Near-infrared Optical Tomography and EEG", Biomed. Opt. Express, Vol. 1(2), pp. 425-430.
- 9) Sun, P. and Wang, Y., 2010, "Measurements of Optical Parameters of Phantom Solution and Bulk Animal Tissues In Vitro at 650 nm", Opt. Laser Tech., Vol. 42(1), pp. 1-7.
- 10) Jeon, B. J. and Choi, H. G., 2010, "Heat-transfer Analysis of Indirect Moxibustion Using Unsteady Conjugate Heat-transfer Solutions", J. Mech. Sci. Tech., Vol. 24(10), pp. 2051-2057.