

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2013.37.9.807>

ISSN 1226-4881

## 808 nm 파장의 고출력 근적외선 레이저 조사 시 돼지 조직의 천공 특성 연구

김성준\* · 조지용\* · 최재순\*\* · 이돈행\*\*\* · 김종경\*\*\*\*†

\* 국민대학교 대학원 기계공학과, \*\* 울산대학교 의과대학 서울아산병원 아산생명과학연구원,  
\*\*\* 인하대학교 의과대학 소화기내과, 국가지정 소화기질환 의료제품 유효성평가 서비스센터, (재)유타-인하 DDS  
및 신의료기술 개발 공동연구소, \*\*\*\* 국민대학교 기계시스템공학부 및 대학원 의생명융합학과

### Characterization of Porcine Tissue Perforation Using High-Power Near-Infrared Laser at 808-nm Wavelength

Seongjun Kim\*, Jiyong Cho\*, Jaesoon Choi\*\*, Don Haeng Lee\*\*\* and Jung Kyung Kim\*\*\*\*†

\* Dept. of Mechanical Engineering, Graduate School, Kookmin Univ.,

\*\* Asan Institute for Life Sciences, Asan Medical Center, Univ. of Ulsan College of Medicine,

\*\*\* Division of Gastroenterology, Dept. of Internal Medicine, Inha Univ. School of Medicine, National Center of Efficacy Evaluation for the Development of Health Products Targeting Digestive Disorders, Utah-Inha DDS & Advanced Therapeutics Research Center, \*\*\*\* School of Mechanical Systems Engineering & Dept. of Integrative Biomedical Science and Engineering, Graduate School, Kookmin Univ., Seoul 136-702, Korea

(Received January 28, 2013 ; Revised April 16, 2013 ; Accepted May 30, 2013)

**Key Words:** Endoscopic Submucosal Dissection(내시경적 점막하 박리술), Near-Infrared Laser(근적외선 레이저), Laser Surgery(레이저 수술), Porcine Tissue(돼지 조직), Laser-Tissue Interaction(레이저-조직 상호작용)

**초록:** 소화기 내시경에 장착된 808 nm 파장의 고출력 근적외선 레이저를 장벽에 조사하여 병변을 제거할 수 있는 치료용 의료기기의 개발을 목적으로 레이저-조직 상호작용에 관한 기초 실험을 진행했다. 레이저 출력 3~12 W, 조사 시간 5~20 s 범위에서 각 변수의 증가에 따라 천공 깊이가 1~4 mm 범위에서 선형적으로 증가했다. 돼지에서 적출한 각 장기에 대한 레이저 조사 시 천공 깊이가 조직 특성에 따라 달라짐을 확인했다. 온도 측정 결과로부터 열에너지가 레이저 조사 지점에 집중되고 심부로 전달되어 주변 조직의 열손상은 방지됨을 알 수 있었다. 본 연구 결과는 위, 대장 등의 소화기 조직에서 일정한 절개 깊이를 얻기 위해 필요한 근적외선 레이저의 구동 조건을 결정하는데 활용될 수 있다.

**Abstract:** A fundamental study on laser-tissue interaction was conducted with the aim of developing a therapeutic medical device that can remove lesions on the intestinal wall by irradiating a high-power 808-nm infrared laser light incorporated in an endoscopic system. The perforation depth was linearly increased in the range of 1~4 mm in proportional to laser output (3~12 W) and irradiation time (5~20 s). We demonstrated that the perforation depth during laser irradiation was varied according to the tissue property of each extracted porcine organ. The measurement of the temperature distribution suggests that the energy is localized in the irradiation spot and transferred to deep tissue, which protects the surrounding tissue from thermal injury. These results can be used to set the driving parameters for a laser incision technique as an alternative to conventional surgical interventions.

#### 1. 서 론

소화기 내시경 시술에서 용종을 제거하는 일반적인 방법으로는 전기 집게나 스네어(snare) 등을

사용하는 용종 제거술, 점막하 조직에 젤 등을 삽입해 조직 전체를 제거하는 내시경적 점막하 박리술(Endoscopic Submucosal Dissection; ESD)이 있다.<sup>(1)</sup> 공간이 좁은 소화기 내에서 낮은 자유도를 갖는 내시경으로 이러한 시술을 하기에는 어려움이 있으므로 고출력 레이저를 이용한 소화기

† Corresponding Author, [jkkim@kookmin.ac.kr](mailto:jkkim@kookmin.ac.kr)

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

조직 절제용 장비의 개발 필요성이 대두되었다.

의료 분야에서는 다양한 레이저가 사용되고 있다. 현재 가장 대중적으로 사용되고 있는 레이저는 10,600 nm 파장을 갖는 CO<sub>2</sub> 레이저는 목표 조직에서의 에너지 흡수율이 높기 때문에 인접한 조직에 손상을 주지 않고 절개 시 지혈효과와 함께 깨끗한 절단면을 얻을 수 있다는 장점으로 인해 의료 분야에서 많이 사용되고 있다. 그러나 CO<sub>2</sub> 레이저는 전달 구조로 인해 좁은 공간에서 움직임에 제한이 생긴다. 또한 시술시 비접촉식으로 절개를 하므로 감염 위험이 적다고 알려져 있으나 실제 시술에서는 시술자의 촉각이 무디어지는 단점으로 작용하고 있다.<sup>(2-5)</sup>

근적외선 레이저에서 방출되는 800~1100 nm 파장대의 빛은 헤모글로빈 단백질 및 멜라닌 색소와 물에 상대적으로 적게 흡수되므로 조직 심부까지 에너지를 전달할 수 있다.<sup>(6)</sup> 또한 유연한 광섬유를 통해 레이저 빛을 전달할 수 있으므로 복잡한 구조를 갖는 소화기 내에서 조작이 유용하고, CO<sub>2</sub> 레이저와 달리 접촉 및 비접촉 방식이 모두 가능하여 시술자의 피로도가 감소된다는 장점을 갖는다.<sup>(7)</sup> 따라서 본 연구에서는 808 nm 파장의 고효율 근적외선 레이저를 이용해 소화기에서 조직 절개를 할 수 있는 의료기기 개발을 목적으로 레이저-조직 상호작용에 관한 이론적 고찰과 기초 실험을 수행하여 절개 깊이에 영향을 미치는 레이저 구동조건과 조직의 광열특성을 파악하고 주변 조직의 열손상 방지 방안을 도출하고자 한다.

## 2. 레이저-조직 상호작용 이론<sup>(8)</sup>

조직에 조사된 빛은 조직과 다양한 상호작용을 하게 되는데 Fig. 1(a)와 같이 표면에서 일부가 반사되고 조직 내부로 입사된 빛은 흡수 및 산란 과정을 거친 후 투과하게 된다. 공기 중에서 수분에 의해 젖은 조직에 수직으로 입사되는 800 nm 파장의 빛은 약 2%가 표면에서 반사된다고 알려져 있다. 조직 내부에서는 주요 구성 성분인 물 분자, 피부의 멜라닌 색소, 혈액의 헤모글로빈 단백질에 빛이 주로 흡수되며 각 성분의 흡수율은 빛의 파장에 큰 영향을 받는다. 근적외선 파장대에 가까운 600 ~ 1200 nm에서는 이들 성분에 의한 빛의 흡수율이 매우 높은 편은 아니어서 보다 깊은 조직까지 빛이 도달할 수 있게 되므로

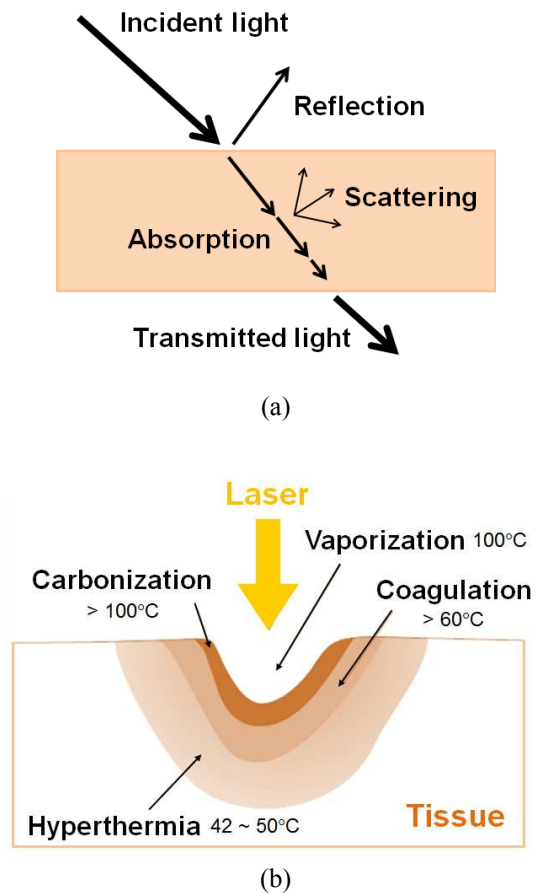


Fig. 1 (a) Laser-tissue interaction (modified from Fig. 2.1 in Niemz<sup>(8)</sup>) (b) Photothermal effect inside tissue (modified from Fig. 3.22 in Niemz<sup>(8)</sup>)

치료용 레이저에 적합하다.

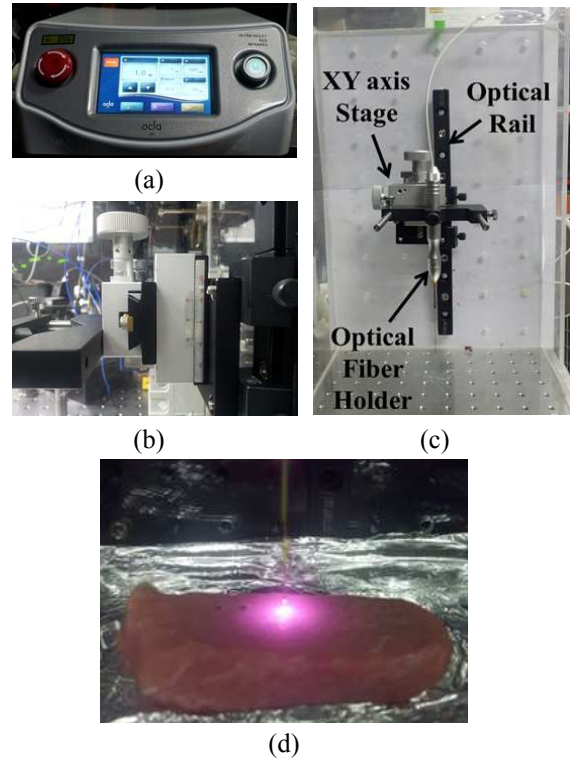
산란 현상은 산란입자의 크기가 빛의 파장보다 작은 경우에 Rayleigh 산란 이론을 적용하면 산란 강도는 파장의 4제곱에 반비례하게 되고, 산란입자의 크기가 빛의 파장과 유사할 경우에는 Mie 산란 이론에 따라 산란강도가 파장의 0.4 ~ 0.5 제곱에 반비례하는 특성을 지닌다. 일반적으로 파장이 길어질수록 조직에서 산란의 영향은 감소한다고 볼 수 있다. 하지만 이는 빛의 흡수를 고려하지 않은 이론일 뿐만 아니라 실제 조직에서 나타나는 산란 현상은 위 두 가지 이론으로 완전하게 설명할 수 없으므로 조직의 광학적인 특성은 실험적으로 측정할 수밖에 없는 실정이다.

레이저를 연속파 또는 펄스파로 1  $\mu$ s ~ 1 min 시간 동안 조직에 조사할 때는 열적 상호작용이 두드러지게 나타난다. 열적효과에 의한 대표적인 열손상으로 기화(vaporization), 응고(coagulation),

탄화(carbonization), 이상고열(hyperthermia)을 들 수 있는데 Fig. 1(b)에 각 현상이 발생하는 위치와 온도 범위를 도시하였다. 레이저를 이용한 치료 목적에 따라 특정한 열손상을 유발시키는 조건을 설정해줄 필요가 있다. 레이저의 파장, 출력, 조사시간, 빔 스폿(beam spot) 크기 등의 구동 조건뿐만 아니라 조직의 흡수계수, 산란계수, 비열, 열전도율과 같은 광열 특성이 복합적으로 영향을 미치게 된다. 이 중에서 물의 흡수계수( $a$ )는 조직의 광열 효과를 설명하는 매우 중요한 파라미터로 레이저 파장에 따라 큰 편차를 보이는데, 가시광선 파장대에서 매우 작은 값을 가지고 적외선 파장대로 갈수록 급격히 증가하는 특성을 지닌다. 본 연구에 사용한 근적외선 레이저와 유사한 파장인 800 nm에서  $a = 0.020 \text{ cm}^{-1}$ , CO<sub>2</sub> 레이저의 파장 10,600 nm에서  $a = 860 \text{ cm}^{-1}$ 로 측정된 바 있다.

위에서 살펴본 레이저-조직 상호작용 이론에 기반하여 레이저에 의한 조직에서의 열적효과 발생 메커니즘은 다음과 같이 정리할 수 있다. 조사된 특정 파장의 레이저 빛이 조직의 광학적 파라미터에 영향을 받아 상호작용을 하는 과정에서 흡수된 광에너지가 열에너지로 변환되고 이 때 생성된 열은 조직의 열역학/열전달 파라미터에 따라 주변으로 전달되어 해당 조직의 종류와 특성에 따른 다양한 열적효과를 유발하게 된다.

본 연구에서와 같이 조직 절개 목적으로 레이저를 활용할 때 주변 조직의 열손상을 방지하고자 펄스파 레이저의 펄스 지속시간( $\tau$ )을 짧게 하여 생성된 열이 조사 부위에 집중되도록 하는 방법이 있다. 이에 관련된 중요한 파라미터인 열이완시간(thermal relaxation time)은 열침투깊이  $z_1 = (4k\tau)^{1/2}$ 가 광침투깊이  $L$ 과 같을 때의 시간  $\tau_i = L^2/(4k)$ 로 정의된다. 여기서  $k$ 는 열확산계수로서 물과 대부분의 조직은  $1.4 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$  정도의 값을 갖는다고 알려져 있다.  $z_1$ 와  $L$ 은 각각 온도 및 빛의 강도가 최대값의  $1/e$ 로 감소하는 지점까지의 거리로서  $L = 1/a$ 이다.  $\tau_i$ 는 특정 파장에서 조직의  $k$ 와  $a$ 의 측정값이 주어지면 계산할 수 있으며  $k$ 가 일정한 경우  $a^2$ 에 반비례하게 된다.  $\tau < \tau_i$  인 경우에는 열이  $L$ 만큼 떨어진 지점까지도 확산되지 못하고 조사 지점에 집중되므로 레이저 펄스 지속시간 동안 주변 조직의 열손상은 무시할 수 있게 된다. 한편 레이저를 이용한 치료 대



**Fig. 2** Experimental setup. (a) 808 nm infrared laser device (b) XY axis stage (c) Optical fiber holder and vertically movable optical rail (d) Irradiation of porcine tissue sample through fiberoptic

상 부위의 크기  $d$ 가  $L$ 보다 작은 경우에는 열이완 시간을  $\tau_i = d^2/(4k)$ 로 정의하기도 하는데 주로 피부 치료용 레이저 구동조건을 설정할 때 활용되고 있다.<sup>(9)</sup>

### 3. 실험 장치 및 방법

#### 3.1 실험 장치 구성

본 실험에는 808 nm 파장과 15 W의 최대 출력을 갖는 고출력 근적외선 레이저(Passive Cooled Ocla Laser, NDLUX)가 사용되었다. Fig. 2(a)의 장치에서 발생한 레이저는 400  $\mu\text{m}$  직경의 광섬유를 통해 샘플에 도달한다. 광섬유는 홀더에 고정되고 이 홀더는 Fig. 2(b)와 같이 수평 및 수직 방향의 정량적 움직임이 가능한 2축 스테이지(No. 123-4720, OptoSigma)에 고정했다. Fig. 2(c)는 광학레일에 부착된 스테이지를 나타낸다. 이를 통해 샘플로부터 광섬유 끝단 Y축 높이의 정량적 조절이 가능했고, X축 이동을 통해 실험의 편의성을 증대시켰다.

샘플은 돼지 조직을 이용했다. 비계의 경우 결과에 상당한 차이가 있기에 살코기만 있는 돼지 등심을 1 cm 두께로 실험에 사용했다. Fig. 2(d)와 같이 광섬유가 샘플에 접촉한 상태에서 레이저를 조사하였다. 실제 돼지 장기에 대한 천공 깊이 측정 실험에서는 돼지 등갈비, 심장, 대장, 위 네 가지 부위를 사용해 각각의 장기 특성에 대한 결과를 비교했다.

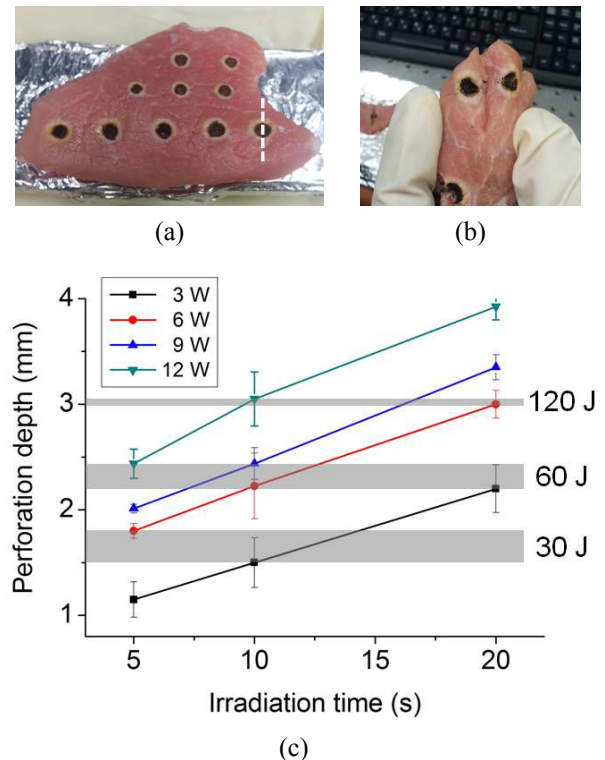
### 3.2 천공 깊이 측정

본 실험에 사용한 레이저는 출력, 주파수, 펄스폭, 조사시간과 같은 네 가지 파라미터의 설정이 가능하다. 레이저 구동 조건의 변화가 돼지고기 샘플의 천공 깊이에 미치는 영향을 살펴보고자 일정한 크기로 자른 돼지고기 샘플을 광섬유 아래 놓은 후 연속과 조건에서 3, 6, 9, 12 W의 출력으로 각각 5, 10, 20초간 레이저를 조사했다. 레이저를 조사했다. 샘플은 표면이 평평한 상태를 유지하도록 위치시켰고 광섬유의 끝단은 샘플과 맞닿은 상태에서 힘이 작용하지 않도록 높이를 조정했다. 천공된 돼지고기 샘플을 수술용 칼을 이용해 수직으로 절단한 후 버니어캘리퍼스로 단면의 천공 깊이를 측정했다. 각 레이저 구동 조건에서 5회 반복 측정하여 평균 깊이를 구했다. 다른 방법으로 절개 단면의 사진을 촬영한 후 컴퓨터에서 영상처리 및 분석을 통해 천공 깊이를 측정할 수도 있다.<sup>(10)</sup>

펄스폭과 주파수 또한 결과에 영향을 미치는 중요한 변수이다. 본 실험에서는 레이저 출력과 샘플에 조사되는 총 에너지(Energy [J] = Laser power [W] × Frequency [Hz] × Pulse Width [s] × Irradiation Time [s])를 동일하게 설정한 상태에서 펄스폭과 주파수를 변화시켜 돼지 조직의 천공 깊이에 미치는 영향을 살펴보았다. 총 세 가지의 레이저 펄스 에너지 8.1, 7.2, 5.4 J에 대해 실험을 진행했으며 연속과 조건에서 수행한 실험 결과와 비교했다.

### 3.3 온도 측정

온도는 샘플의 심부와 표면에서 측정했다. 본 연구진의 선행 연구에서 열전대와 열화상 카메라를 이용해 조직 심부 및 표면에서 온도를 측정하는 방법을 고안한 바 있다.<sup>(6,11)</sup> 레이저 출력 변화에 따른 조직의 온도 상승 경향을 알아보기로



**Fig. 3** (a) Top view and (b) cross-section view of multiple perforated spots in porcine tissue sample irradiated with CW laser at 808 nm. (c) Change of perforation depth according to laser power and irradiation time. Shaded areas represent variations of perforation depth at each energy level.

부 온도를 측정했다. 광섬유로부터 10 mm 거리, 샘플 표면으로부터 5 mm 깊이에 열전대(K-Type)를 위치시킨 후 6 W와 9 W의 출력으로 조사했다. 초기 10초 동안 열전대의 안정화를 거친 후 120초간 레이저를 조사하면서 온도를 측정했다.

샘플의 표면 온도 측정은 열화상 카메라(MobIR<sup>®</sup> M8, Wuhan Guide Infrared)를 이용했다. 열화상 카메라는 샘플 표면에서 방출되는 적외선을 검출해 온도를 측정하는 비침습적 방법으로 많이 사용되고 있다.<sup>(12)</sup> 샘플과 광섬유를 맞게 설치한 후 9 W의 출력으로 30초간 레이저를 조사하면서 표면 열화상 영상을 획득했다. 초기 5초간 가이드 레이저를 조사하고 이후 근적외선 레이저를 조사했다. 저장된 동영상을 프로그램(Guide IrAnalyser)을 이용해 분석했다. 광섬유가 맞닿은 부분으로부터 일정한 간격으로 5개의 지점을 설정하고 각 지점에서의 온도 변화를 도시했다.

## 4. 결과 및 토의

### 4.1 천공 깊이

#### 4.1.1 연속파 조건

연속파 레이저를 조사했을 때 돼지 조직 샘플에 형성된 구멍과 단면 사진을 각각 Fig. 3(a)와 Fig. 3(b)에 나타내었다. Fig. 1(b)에 도시한 그림과 같이 구멍 주위로 탄화 및 응고된 부분이 분포함을 알 수 있다. 단면에서도 역시 같은 현상이 관찰되었다. 천공 깊이는 Fig. 3(c)와 같이 레이저 출력과 조사시간이 증가함에 따라 선형적으로 증가하는 것을 확인할 수 있다. 동일한 에너지의 레이저를 조사했을 때 각 출력 조건에서 측정된 천공 깊이의 분포를 음영으로 표시하였다. 에너지가 낮을수록 천공 깊이가 넓게 분포되었는데 이는 출력 3 W에서 천공된 깊이가 작기 때문에 버니어캘리퍼스를 이용한 수작업으로 깊이를 측정하는 과정에서 발생한 오차에 기인하는 것으로 보인다. 레이저 출력과 조사시간의 다양한 조합에 대해 얻은 조직의 천공 깊이 자료는 조직을 특정한 깊이로 절개하는데 필요한 레이저 구동조건을 사전에 설정할 수 있게 해줄 것이다.

#### 4.1.2 펄스파 조건

레이저 주파수와 펄스폭의 다양한 조합에 따라 돼지 조직에서 천공 깊이의 변화를 측정했다. 레이저 출력은 9 W로 설정하고 조사시간은 10초로 설정했다. Table 1, 2, 3은 각각 8.1, 7.2, 5.4 J에 해당하는 레이저 펄스 에너지를 조사했을 때 5회 반복 측정된 천공 깊이의 평균값을 나타낸다. 각 경우마다 주파수가 증가하고 펄스폭이 감소함에 따라 천공 깊이가 감소하는 경향을 보인다. 이러한 현상은 주파수가 증가함에 따라 레이저 펄스가 이상적인 구형파가 아닌 왜곡된 파형을 생성하면서 단위 펄스 당 에너지가 감소하기 때문에 나타나는 것으로 시술 시 조직의 절개 깊이를 세밀하게 조절하기 위해서 고려해야 할 중요한 레이저 구동 특성 중의 하나이다.

### 4.2 온도 분포

#### 4.2.1 조직 심부 온도

돼지 조직에 레이저 조사 시 발생하는 열확산 효과를 파악하고자 샘플 심부에서 온도를 측정했

**Table 1** Change of perforation depth according to frequency and pulse width at 8.1 J pulse energy

Frequency (Hz)	Pulse Width (ms)	Depth (mm)	Standard deviation
CW	-	2.61	0.1493
1	900	2.54	0.1084
5	180	2.36	0.1517
10	90	2.31	0.0894
100	9	2.02	0.1304

**Table 2** Change of perforation depth according to frequency and pulse width at 7.2 J pulse energy

Frequency (Hz)	Pulse width (ms)	Depth (mm)	Standard deviation
20	40	2.37	0.1525
40	20	1.79	0.1294
80	10	1.85	0.296
100	8	1.82	0.0837
200	4	1.77	0.0447

**Table 3** Change of perforation depth according to frequency and pulse width at 5.4 J pulse energy

Frequency (Hz)	Pulse width (ms)	Depth (mm)	Standard deviation
20	30	1.61	0.275
30	20	1.57	0.1304
60	10	1.42	0.202
100	6	1.55	0.1225
200	3	1.53	0.233
300	2	1.07	0.0975

다. Fig. 4(a)와 같이 광섬유를 통해 레이저가 조사되는 지점으로부터 10 mm 거리, 샘플 표면으로부터 5 mm 깊이 지점에 열전대를 삽입해 6 W와 9 W 출력으로 레이저를 조사했을 때 온도 변화를 측정했다. Fig. 4(b)는 각 레이저 출력에서 시간에 따른 온도 상승 그래프이다. 레이저 조사와 동시에 온도가 급격히 증가하고 10초 이후에는 온도가 지속적으로 완만하게 상승하는 경향을 보인다.

#### 4.2.2 조직 표면 온도

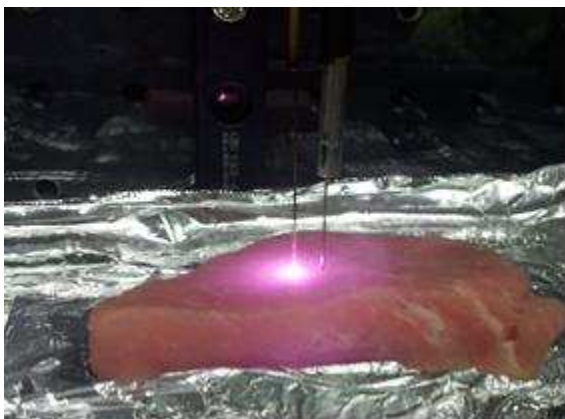
샘플 심부 온도 측정과 더불어 표면에서의 온도를 측정했다. 샘플에 레이저를 조사하면서 열화상 카메라를 통해 표면 영상을 획득했다. 영상



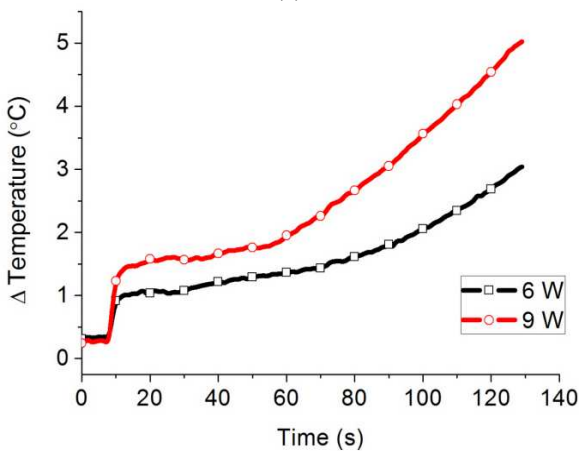
에서 Fig. 5(a)와 같이 광섬유가 맞닿은 부분으로부터 일정한 간격으로 총 5개 지점을 선택하여 온도를 분석했다. Fig. 5(b)는 각 지점에서 시간에 따른 온도 변화를 나타낸 그래프이다. 레이저 조사 지점과 근접한 1 지점은 레이저가 조사된 직후 수 초 만에 10도 이상 급격히 온도가 상승한 후 지속적으로 온도가 상승한다. 이 지점은 천공이 발생하는 레이저 조사 지점 부근에서 조직의 탄화 및 응고와 같은 열손상이 진행되는 영역에 인접한다고 볼 수 있다. 반면에 2~5 지점은 레이저 조사 초기에 온도가 10도 이내 범위에서 약간 상승하지만 이후 온도가 감소하는 경향을 보이며 거리에 따른 온도 구배가 나타난다. 레이저를 통해 조사되는 근적외선 파장대의 고출력 광 에너지는 조사 지점의 조직 심부까지 도달하여 국소 영역에 집중되므로 절개 과정에서 주변 조직의 열손상을 방지하는 효과가 있게 된다.

4.3 돼지 장기의 천공 깊이

실험에 사용한 샘플인 돼지고기 살코기와 실제 사용될 부위인 위나 대장은 점액질과 표면 주름 구조 등으로 인해 조직 특성에 차이가 있다. 이러한 조직 특성 차이가 레이저-조직 상호작용에 미치는 영향을 확인하고자 Fig. 6과 같이 돼지에서 적출한 각 장기에 레이저를 조사하여 위와 동일한 방법으로 천공 깊이를 측정했다. 레이저 출력은 9 W, 조사시간은 20초로 설정한 후 돼지의 등갈비, 대장, 심장, 위를 대상으로 실험을 진행했다. 레이저 조사 후 각 장기에서 5회 반복 측정된 천공 깊이의 평균값을 동일한 레이저 구동 조건에서 측정된 살코기의 천공 깊이와 비교하여 Fig. 7에 나타내었다. 등갈비만 살코기보다 더 깊이 천공되었고 나머지 장기의 천공 깊이는 살코기보다 작게 측정되었다. 위와 대장은 점액질이 기관 내부를 덮고 있어서 천공이 덜 되고 심장은

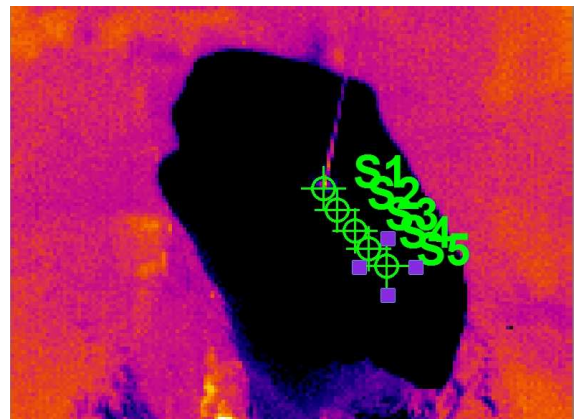


(a)

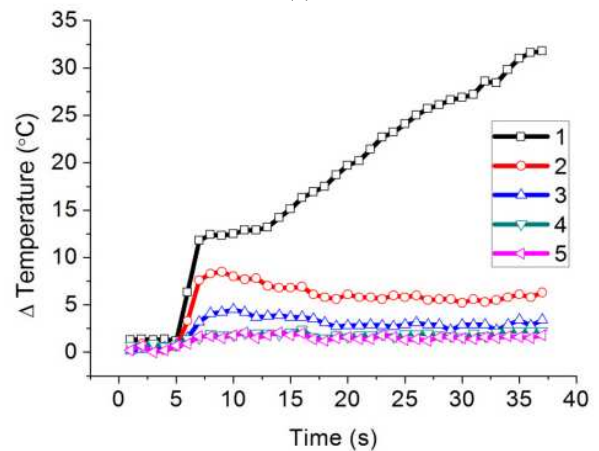


(b)

Fig. 4 Measurement of temperature at deep tissue by thermocouples (a) Experimental setup (b) Time course of temperature rise during laser irradiation at 6 and 9W laser power

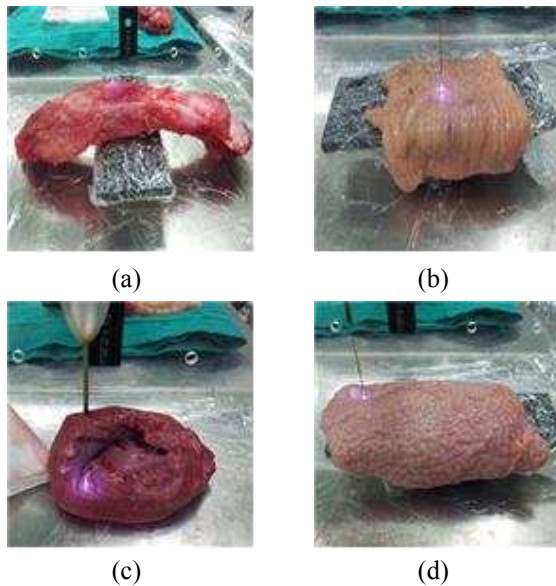


(a)



(b)

Fig. 5 Measurement of temperature at tissue surface by thermal imaging camera. (a) Infrared image at tissue surface (b) Time course of temperature rise at 5 positions

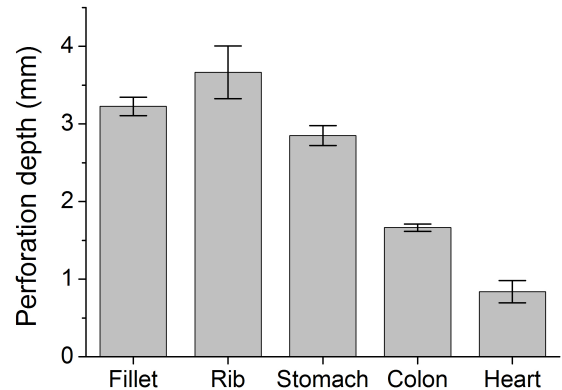


**Fig. 6** Laser irradiation at 4 different porcine organs. (a) Rib (b) Colon (c) Heart (d) Stomach

근육이 단단하게 뭉쳐있어서 천공 깊이가 가장 작게 측정된 것으로 보인다. 이 측정 결과는 한 가지 레이저 구동 조건에서 얻었으나 앞서 확보한 살코기의 천공 깊이 자료를 활용하면 소화기 조직과 레이저의 상호작용을 예측할 수 있다. 하지만 임상 적용에 앞서 소화기 조직의 광열특성 자료 확보와 함께 표면 구조 및 점액질이 레이저-조직 상호작용에 미치는 영향을 파악하여 최적화된 레이저 구동 조건을 도출할 필요가 있다.

#### 4.4 인체에 대한 적용 가능성

본 연구는 임상에서 인체 소화기에 적용할 내시경적 절제 장치 개발을 위해 진행되었다. 기존에 의료용으로 많이 사용된 CO<sub>2</sub> 레이저의 비접촉식 기술로 제한되는 단점을 보완하기 위해 808 nm 파장의 고출력 근적외선 레이저를 이용했다. 최종 목표는 근적외선 파장대의 고출력 레이저 빛을 소화기 내시경에 장착한 광섬유를 통해 소화기 내벽까지 전달시켜 용종 등의 병변을 제거하는 기기 개발이다. 레이저-조직 상호작용에 관한 실험적 연구를 통해 연속파와 펄스파 조건에서 레이저의 다양한 구동 조건에 따른 돼지 조직의 천공 깊이 측정 자료를 확보했다. 이와 함께 향후 임상 적용을 위해 해결해야 할 몇 가지 문제점도 파악했다. Fig. 7에서 확인했듯이 실험에 사용된 돼지고기 샘플과 실제 소화기 조직의 물리화학적 특성 차이로



**Fig. 7** Perforation depth in each organ at 9 W laser power and 20 s irradiation time

인한 천공 깊이의 변화가 있었다. 그러므로 향후 연구에서는 실제 적용 대상 장기 조직을 동물 또는 인체에서 적출하여 실험 샘플로 사용할 필요성이 있다. 또한 천공된 부위가 검게 탄화되는 문제점이 발생했는데 본 실험에 사용된 808 nm 레이저를 실제 임상에서 소화기 내시경에 적용하기 위해서는 레이저 에너지가 절제 대상인 병변 부위에만 집중되게 하여 주위 정상 조직의 열손상을 최소화할 필요가 있다. 근적외선 레이저는 CO<sub>2</sub> 레이저에 비해 물과 조직에서 매우 큰 열이완시간을 가진다. Wei 등<sup>(13)</sup>이 측정을 통해 제시한 808 nm에서 소장 조직의 광흡수계수  $a = 5.92 \text{ cm}^{-1}$ 를 이용하면 열이완시간은  $\tau_t \approx 5 \text{ s}$ 로 계산된다. 열이완시간과 내시경을 통해 확인 가능한 절제 대상 조직의 크기를 고려하여 최적화된 레이저 출력과 조사 시간을 설정하고 빔 스캐너 등의 추가적인 구동 장치를 통해 사전 설정한 레이저 구동 조건을 적용할 수 있을 것으로 생각된다. 주변 조직의 열손상 방지를 위한 추가적인 방안으로 점막하 박리술 적용 시 삽입되는 점막하 유체쿠션(submucosal fluidic cushion)<sup>(14,15)</sup>의 광열특성을 조절하는 후속 연구를 진행하고자 한다.

#### 4. 결 론

내시경적 점막하 박리술과 같이 좁은 공간에서 조직의 일부를 절제하는 장치를 구상함에 있어 소화기 내시경에 장착된 808 nm 파장의 고출력 근적외선 레이저를 장비에 조사하여 병변을 제거할 수 있는 기기 개발을 목적으로 레이저-조직 상호작용에 관한 기초 실험을 돼지 조직을 이용하여 수행했다. 천공 깊이에 영향을 미치는 다양

한 레이저 구동 파라미터를 파악하였고 각 장기별 조직의 특성이 추가적인 변수가 될 수 있음을 확인했다. 후속 연구에서는 절제 대상 병변 조직 및 주변 정상 조직의 광열특성을 고려한 레이저 구동조건 최적화 작업과 함께 점막하 유체 쿠션의 광열 특성 조절을 통해 레이저-조직 상호작용시 주변 조직의 열손상을 최소화할 수 있는 기법을 확립하고자 한다.

## 후 기

이 논문은 2011년도 지식경제부의 재원으로 한국에너지기술평가원(KETEP)의 지원(20114010100070)과 지식경제부 산업원천기술개발사업의 지원(10041618)을 받아 수행된 연구임. 실험용 돼지 장기를 제공해준 고려대학교 한국인공장기센터 안치범 박사께 감사드립니다.

## 참고문헌

- (1) Park, S. J., 2010, "Possibility of Endoscopic Surgery," *Kor. J. Intern. Med.*, Vol. 79, No. S2, pp. 455~458.
- (2) Pick, R. M., 1993, "Using Lasers in Clinical Dental Practice," *J. Am. Dent. Assoc.*, Vol. 124, No. 2, pp. 37~34.
- (3) Bailin, P. L., 1989, "The CO<sub>2</sub> Laser in Dermatology," *Cleve. Clin. J. Med.*, Vol. 56, No. 2, p. 118.
- (4) Fisher, S. E., Frame, J. W., Browne, R. M. and Tranter, R. M., 1983, "A Comparative Histological Study of Wound Healing Following CO<sub>2</sub> Laser and Conventional Surgical Excision of Canine Buccal Mucosa," *Arch. Oral Biol.*, Vol. 28, No. 4, pp. 287~291.
- (5) Tuffin, J. R., Carruth, J. A., 1980, "The Carbon Dioxide Surgical Laser," *Br. Dent. J.*, Vol. 149, No. 9, pp. 255~258.
- (6) Cho, J. and Kim, J. K., 2010, "Visualization of Temperature Distribution Deep Inside the Agar Gel Tissue Phantom Heated Using Moxibustion and 1064 nm Infrared Laser," *J. Kor. Soc. Vis.*, Vol. 8, No. 4, pp. 54~59.
- (7) Lee, M. N., Lee, S. H. and Kim, C. C., 1997, "Clinical Application of Argon Laser in Pediatric Dentistry," *J. Kor. Acad. Pediatr. Dent.*, Vol. 24, No. 1, pp. 139~147.
- (8) Niemz, M. H., 2007, *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*, Springer, Heidelberg, pp. 9~80.
- (9) Carroll, L. and Humphreys, T. R., 2006, "Laser-tissue Interaction," *Clinics in Dermatology*, Vol. 24, pp. 2~7.
- (10) Kang, H. W., Kim, J. and Oh, J., 2013, "Effect of Wavelength on Laser-assisted Surgical Techniques," *Optics and Laser in Engineering*, Vol. 51, pp. 104~110.
- (11) Cho, J., Byun, H., Lee, S. and Kim, J. K., 2011, "Temperature Distribution in Deep Tissue Phantom During Laser Irradiation at 1,064 nm Measured by Thermocouples and Thermal Imaging Technique," *J. Vis.*, Vol. 14, No. 3, pp. 265~272.
- (12) Mital, M. and Scott, E. P., 2007, "Thermal Detection of Embedded Tumors Using Infrared Imaging," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 129, No. 1, pp. 33~39.
- (13) Wei, H.-J., Xing, D., Jin, Y. and Gu, H.-M., 2003, "Optical Properties of Human Normal Small Intestine Tissue Determined by Kubelka-Munk Method In Vitro," *World J. Gastroenterol.*, Vol. 9, No. 9, pp. 2068~2072.
- (14) Au, J. T., Mitra, A., Wong, J. Carpenter, S., Carson, J., Haddad, D., Monette, S., Ezell, P., Patel, S. and Fong, Y., 2012, "Flexible CO<sub>2</sub> Laser and Submucosal Gel Injection for Safe Endoluminal Resection in the Intestines," *Surg. Endosc.*, Vol. 26, No. 1, pp. 47~52.
- (15) Fujishiro, M., Yahagi, N., Kashimura, K., Mizushima, Y., Oka, M., Enomoto, S., Kakushima, N., Kobayashi, K., Hashimoto, T., Iguchi, M., Shimizu, Y., Ichinose, M. and Omata, M., 2004, "Comparison of Various Submucosal Injection Solutions for Maintaining Mucosal Elevation During Endoscopic Mucosal Resection," *Endoscopy*, Vol. 36, No. 7, pp. 579~583.