

가시광선과 근적외선 파장을 이용한 조직 제거 연구

강현욱 · 오정환[†]

부경대학교 의공학과

☎ 608-737 부산시 남구 용소로 45번지

(2012년 5월 22일 받음, 2012년 6월 12일 수정본 받음, 2012년 6월 13일 게재 확정)

본 논문에서는 전립선 비대증 환자 치료 시 조직 제거에 사용되는 두 파장들을 비교 연구하였다. 가시광선 영역인 532 nm는 혈액 속의 헤모글로빈에 의한 흡수율이 높은 반면, 근적외선 영역인 980 nm는 물에 의한 빛의 흡수율이 높다. 동물의 간 조직을 각각의 레이저를 이용하여 40 W 출력에서 제거하였으며, 조직 제거율을 제거 횟수, 제거 부피, 열손상 정도를 통해 검사하였다. 532 nm의 경우 높은 레이저 흡수율로 인해 조직 제거율이 980 nm 보다 4배까지 증가하였으며, 열손상은 상대적으로 약 30%까지 낮게 나타났다. 파장에 관계없이 제거 횟수가 높을수록 단위 횟수당 제거율이 낮아졌으며, 이는 레이저 빛이 거리에 따라 발산함과 동시에 제거된 조직의 입자들이 먼지 방해 현상을 일으킴으로써 효율의 저하를 일으켰음을 짐작할 수 있었다. 보다 효율적인 열적 제한 상태와 높은 흡수율로 인해 가시광선 영역의 532 nm가 근적외선 980 nm 보다 전립선 치료에 있어서 더욱 효율적인 파장임을 알 수 있었으며, 이러한 발견을 전임상 및 임상상을 통해 확인할 계획이다.

Comparative Tissue Ablation Study between 532 and 980 nm

Hyun Wook Kang and Junghwan Oh[†]

Department of Biomedical Engineering, Pukyong National University, Busan 608-737, Korea

(Received May 22, 2012; Revised manuscript June 12, 2012; Accepted June 13, 2012)

In this paper, two wavelengths mainly used for laser prostatectomy have been quantitatively compared: 532 and 980 nm. Two lasers at 40 W were employed to ablate bovine liver *in vitro*. Ablation performance was evaluated in light of number of sweeps, ablation volume, and coagulative necrosis. 532 nm yielded up to four times higher ablation efficiency than 980 nm. Regardless of wavelength, ablation rate per sweep decreased with the number of sweeps. 532 nm generated relatively deeper ablation craters along with thinner coagulation whereas 980 nm created superficial tissue ablation with up to 2 mm thick coagulative necrosis. Due to higher light absorption and effective thermal confinement, 532 nm induced more efficient tissue ablation with a smaller coagulative necrotic zone. The current study demonstrated that 532 nm could be a more ideal wavelength for laser prostatectomy, and the future *in vivo* investigations will confirm these findings.

Keywords: Ablation, Absorption, Bovine Liver, Coagulation, Number Of Sweeping

OCIS codes: (170.0170) Medical Optics and biotechnology; (170.7230) Urology

I. 서 론

전립선 비대증(Benign prostatic hyperplasia, BPH)은 중년 남성들에게 가장 흔히 나타나는 양성 종양으로써, 그 원인으로 전립선 내부에 있는 트랜지션 지역에서 상피 조직과 스트로말 조직의 과다 증식으로 발병한다^{1, 2}. 조직 세포들이 충분히 증식하게 되면, 요도를 막게 되며, 결과적으로 소변이 어려워지거나 불가능해지는 증상이 나타난다. 통계적으로 40대 남성 중 거의 20%가 BPH가 발생하며, 나이가 많을수록

발병률이 더 높아지는데, 50대와 80대 사이에 50에서 90%까지 이르게 된다^{3, 4}.

초기 BPH 증상은 요도에 위치한 전립선의 부분적 막힘 현상으로 시작된다. 이 때에는, 환자들이 최소한의 증상들을 가지게 되는데, 델트루소 근육층은 막힘에 의해 발생하는 소변 흐름의 저항을 조절할 수 있는 기능을 여전히 가지고 있다. 그러나 점진적으로 증상들이 두드러지면서, 빈뇨, 야뇨, 요실금이나 불완전한 소변 등의 형태로 발전하게 되며, 방광의 기능이 불안정하게 된다⁴. 이러한 증상들이 치료를 받지

[†]E-mail: jungoh@pknu.ac.kr

Color versions of one or more of the figures in this paper are available online.

못할 경우, 요도관이 완전히 막힐 수 있으며, 전립선내에 소변이 쌓임으로써 압력이 높아져 방광과 콩팥에 치명적 손상을 입히고 심지어 죽음에까지 이를 수 있다.

BPH는 다양한 형태로 치유가 이루어지고 있는데, 초기 관망이 초기 상태나 증상이 나타나지 않는 BPH에 적합한 경우이나, 증상이 악화되거나 다른 합병증을 자주 유발할 가능성이 있다. 수술적 방법 중 가장 많이 사용되고 있는 방법으로 요도관을 통한 전립선 절제술(Transurethral resection of the prostate, TURP)가 있다. 증식된 전립선 조직을 전기적 루프를 이용하여 요도관으로 삽입하고 절개를 하는 방법으로, 환자들은 수술 중 및 후에 합병증이 발생할 수 있기 때문에 몇 일정도 입원을 하여야 하며, TURP 합병증의 예로는 출혈, TUR-신드롬, 요실금, 하이포나트륨이 있다^{5, 6}. 이러한 합병증을 줄이고 입원 기간을 단축시킬 수 있는 대체 방법으로 레이저를 이용한 광학적 방법이 자주 사용되고 있다. TURP와 달리 외래 방식으로 전립선 치료가 진행되며, 당일날 환자들이 퇴원이 가능하다.

레이저 치료는 일반적으로 조직 내에 있는 흡수체들이 선택적으로 레이저 빛을 흡수하여 광학적 에너지가 열 에너지로 전환이 되고, 주변의 콜라겐 조직을 전환된 에너지로 붕괴시킴으로써 조직 제거가 가능해진다^{7, 8}. 또한 레이저 치료 후 조직 내에 응고층이 형성이 되는데, 사용된 파장과 에너지 전달율에 따라 이러한 층의 두께가 결정이 된다^{9, 10}. 응고층은 주로 출혈 시 혈관들을 지혈시켜주는 역할을 하며, 층의 두께가 조직들의 치료 후 회복에 많은 영향을 미치고 있다. 이러한 레이저 치료에 주로 사용되는 파장으로 가시광선 영역인 532 nm와 근적외선 영역인 980 nm가 있다. 532 nm의 경우 헤모글로빈이, 980 nm의 경우 물이 주요 흡수체가 되는데, 각각의 파장이 조직 내에서 다른 광학적 특징을 가지게 될 수 있으므로, 이는 임상적 결과와 직결될 수 있다.

본 연구는 레이저 전립선 치료에 사용되는 두 파장을 이용하여 치료 중 조직에 발생하는 제거 메커니즘 및 효율을 이해하고, 치료 후 어떤 식의 열 손상이 조직에 유발이 되는지 알아내는데 그 목적이 있었다. 임상적 조건들을 만족시키기 위해 3개의 축상 모터들을 이용하여 광학적 파이버와 조직 표면간의 거리 및 파이버의 이동속도를 일정하게 유지시켰으며, 각 조건에 따른 조직 반응을 정량적으로 측정하였다.

II. 비교 실험

조직 제거 실험을 위해 소로부터 추출된 간 조직을 이용하였다. 전립선 조직에 비해 간 조직은 광학적으로 높은 광학적 흡수 성질을 가졌다($\mu_a=10.9 \text{ cm}^{-1}$ vs. 2.3 cm^{-1} at 532 nm and 0.53 cm^{-1} vs. 0.04 cm^{-1} at 1064 nm)^[11]. 즉, 레이저 빛의 흡수가 인간 조직보다 더욱 높게 나타날 수 있기 때문에, 사용된 모델은 조직 제거가 더욱 쉽고 빠르게 일어날 수 있는 극단적 조건을 반영하였으며, 조직 구조가 매우 균일하기 때문에 반복 실험이 용이함으로써 생체 밖 실험의 모델로 선택되었다. 그러나 콜라겐의 성분의 차이로 인해 조직 제거 시

작점이 다르기 때문에, 전립선 조직과 간 조직의 기계적 특성차이를 이해하기 위해 제거 시작점의 비율을 확인하는 추가 실험을 계획 중이다. 실험을 위해 조직을 2x2 cm 크기로 준비하였으며, 제거 실험 중 자체 제작된 홀더에 고정시켜, 생리적 식염수 하에서 실험을 실시하였다(그림 1). 일단 조직이 생리적 식염수에 잠겼을 때, 밀도 차로 인한 부력을 막기 위해 조직을 메탈 커버로 고정하였으며, 1x1 cm 크기의 창을 통해 노출된 조직만을 레이저를 이용해 선택적으로 제거하였다. 일정한 유동(5.6 ml/s)의 식염수가(20°C)가 튜브를 통해 파이버 팁에 공급되었으며, 이는 임상에서의 레이저 치료 과정을 반영하도록 설정되었다.

비교 실험을 위해 전립선 치료에 자주 사용되는 두 가지 파장, 즉 가시광선 영역인 532 nm와 근적외선 영역인 980 nm를 사용하였으며, 실험을 위해 각각의 시스템을 제작하였다. 532 nm의 경우 KTP를 이용해 펌핑 소스 1064 nm를 주파수 더블링하였고, 음향-광학 장치를 이용해 큐스위칭 시켰다(펄스 길이=100 ns at FWHM operating at 20 kHz). 980 nm의 경우 직접 다이오드 펌핑을 통해 직접적으로 파장을 얻어내었다(연속파). 시스템 출력의 제한으로 인해 40W를 최대 출력으로 전 실험에서 사용하였으며, 켈츠 코어 사이즈가 600 μm 인 side-firing(반사각 75°, 발산각 8°, 횡축 전달비 1:1.7)광학 파이버를 통해 각각의 레이저 빛을 조직에 측면에서 전달하였다. 파이버 팁은 15°로 기울었으며, 레이저 빛이 물 속에서 조직 표면에 수직으로 들어가도록 도와주었다. 세 개의 축상 모터를 이용해 x, y, z 축으로 각각 파이버의 위치를 정밀하게 조정할 수 있었으며(그림 1), 임상 조건에 부합하도록 파이버의 움직이는 속도(1 mm/s)와 파이버와 조직 간의 거리(1 mm)를 일정하게 유지하여 실험 오차를 최소화 하였다. 또한 파이버의 전달 효율을 일정하게 유지하기 위해 파이버 팁 방향으로 또 다른 생리적 식염수를 보급하였으며(그림 1), 실험 시 발생하는 이물질이 파이버 팁에 재 부착되어 전달 효율을 떨어뜨리고 심지어 유리캡이 심하게 비결정화되는 것을 방지하였다. 또한 매 실험 시 파이버의 출

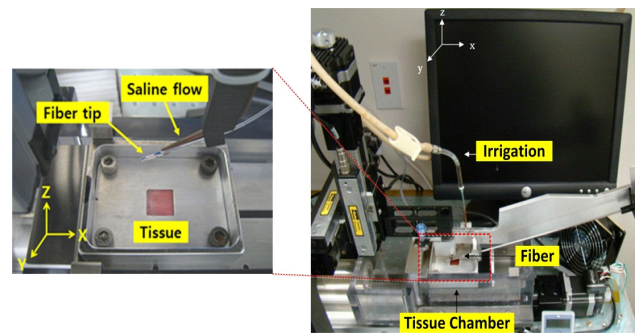


FIG. 1. Experimental set-up for bovine tissue ablation: tissue placed in tissue holder under saline environment and moved along x-y-z axis during ablation. Physical distance between optical fiber and tissue surface maintained at 1 mm both 532 and 980 nm. Saline supplied through tube to remove tissue debris.

력 파워를 파워 미터(FL-250, Ophire, Logan, UT, USA)를 이용해 측정하여 전달율을 계산하였으며, 계산 값의 차이가 $\pm 5\%$ 이하일 경우 정상으로 고려하여 실험을 진행하였다. 제거 횟수에 따른 조직 제거율의 변화를 보기 위해 제거 횟수를 1에서부터 5까지 변화시켰으며, 파이버의 위치는 처음과 같이 1 mm로 일정하게 유지되었다. 그러나 제거 횟수가 증가함에 따라 파이버와 조직 표면간의 실제 거리가 조직 제거로 인해 증가하였으나, 이번 실험에서는 그 부분의 영향을 고려하지 않기로 하였다. 각 조건에서는 5개의 조직이 사용되었으며($N=5$), 실험 후 조직들은 데이터 처리를 위해 4°C에서 보관되었다.

조직 제거 효율을 알아내기 위해, 실험 후 보관된 조직들을 병리학용 칼을 이용하여 1 mm 간격으로 잘라냈는데, 처음과 끝의 2 mm 부분은 열적 경계 조건이 다르다고 보고, 고려하지 않았다. 잘라낸 10개의 조직(총 제거 길이 = 1 cm)을 디지털 카메라(9.1M DSC-H50, Sony Corp., Japan)를 이용하여 단면을 찍었으며, Image J(National Institute of the Health, Bethesda, MD, USA)를 이용하여 제거된 면적을 측정하였고, 제거 부피를 측정된 면적들을 적분함으로써 계산하였다. 열 손상 측정의 경우 조직 단면에서 발생한 색깔의 변화가 응고 괴사와 일치하기 때문^[10], 다섯 방향(3, 5, 6, 7, 9시 방향)으로 그 변화의 길이를 Image J를 이용하여 측정하고 통계 처리 하였다($N=10$). 통계적 비교를 위해 Student's t-test(two-tailed)를 이용하였으며, p 값이 0.05보다 작을 경우 통계적으로 다르다고 간주하였다. 각 조건당 공급된 광학 에너지(J)는 출력 파워(40 W) \times 1 cm/ 파이버 속도(1 mm/sec) \times 제거 횟수로 정의되었다.

III. 결과 및 토의

먼저 각각의 파장으로 인해 조직 내에서 발생하는 광학 침투 깊이를 효율적 광학 흡수율(μ_{eff})의 공식을 이용하여 계산하였다^[9].

$$\mu_{eff} = \frac{1}{\sqrt{(3\mu_a[\mu_a + (1-g)\mu_s])}} \quad (1)$$

식에서 μ_a = 흡수 계수, g = 비등방성, μ_s = 산란 계수로 정의되었으며, 광학 침투 깊이의 물리적 의미는 단 한번의 흡수나 산란 과정이 일어날 때까지 발생하는 포톤의 평균 자유 거리로써 조직으로 전달된 에너지가 37%까지 떨어질 때까지의 거리로, $1/\mu_{eff}$ 로 나타낼 수 있다^[9]. 위 식에 따라 532 nm의 경우 조직 내 광학적 침투 깊이는 0.8 mm로 계산되었으며, 980 nm의 경우 5 mm로 6배 가까이 차이가 있음을 알 수 있었다. 즉, 532 nm의 경우 전달된 광학적 에너지의 63%가 0.8 mm내에서만 축적되어 열 에너지로 바뀌어 조직 제거에 사용되었으나, 980 nm의 경우 에너지가 5 mm까지 분포됨으로써 조직 제거에 있어서의 시작점이 상대적으로 늦다는 것을 알 수 있었다. 또한 어느 정도의 에너지가 공급 시

보존되는지 이론적으로 알아내기 위해 열적 완화 시간(τ_{th})을 다음 식을 이용하여 계산하였다.

$$\tau_{th} = \frac{r_0^2}{4\alpha} \quad (2)$$

식에서 r_0 은 레이저 빔의 반지름(~ 0.3 mm)이며 α 는 열 확산 계수(0.14 mm²/s)이다^[12]. 두 파장들이 가지는 열적 완화 시간은 160 ms로 계산되었으며, 532 nm의 경우 펄스 길이(100 ns)보다 매우 길기 때문에 대부분의 광학적 에너지가 광학적 침투 깊이 내에 보존되어 열 손실이 매우 적음을 예측할 수 있었으나, 980 nm의 경우 연속파이기 때문에 열 확산으로 인한 열 손실이 상대적으로 매우 크게 발생할 수 있음을 알 수 있었다^[9].

그림 2는 40 W에서 532 nm와 980 nm의 파장을 각각 이용해 조직 제거한 후의 조직 단면도를 나타낸다. 532 nm의 경우 상대적으로 깊고 좁은 형태의 크레이터를 만들었으며(그림 2(a)와 2(c)), 1 sweep에서는 4 mm 그리고 3 sweeps 경우 6 mm 깊이까지 조직을 제거하였다. 그러나 똑같은 에너지를 공급하였다는 면에서, 제거 횟수에 따른 조직 제거율이 크게 증가하지 않았음을 그림을 통해 알 수 있었다. 또한 하얗게 색이 변한 응고 괴사가 제거 횟수와 상관없이 매우 일정하게 나타났으며, 대략 1 mm 내외로 존재함을 알 수 있었다. 이와 반대로 980 nm의 경우 크레이터가 매우 얇게 형성되었으며(1~2 mm) 제거 횟수가 다름에도 불구하고 제거율이 거의 변하지 않았음을 알 수 있었다(그림 2(b)와 2(c)). 오히려 응고 괴사가 제거된 조직보다 상대적으로 크게 생성되었으며, 그 두께가 3 mm까지 측정되었고, 이는 위에서 언급되었던 깊은 광학적 침투 깊이 및 비열적 제한과 관련됨을 알 수 있었다.

그림 3의 그래프는 제거 부피(그림 3(a))와 제거 횟수에 따른 부피의 변화(그림 3(b))를 제거 횟수에 따라 나타내고 있다. 제거 부피의 경우에서 보면, 532 nm의 경우 1 sweep에서 조직을 73 \pm 7 mm³까지 제거하였으나, 횟수가 증가할수록 총 제거 부피는 증가하나 단위 sweep 제거율이 조금씩 감소하였으며, 5 sweeps에서 제거 부피가 120 mm³ 근처에서 포화 상태가 되는 것을 발견하였다(그림 3(a)). 이는 제거 횟수가 높아지면서 크레이터의 깊이가 깊어지게 되고, 더 깊은 층에

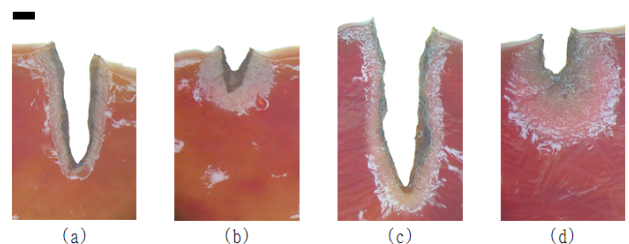


FIG. 2. Cross-sectional images after tissue ablation at 40W: (a) 532 nm with 1 sweep, (b) 980 nm with 1 sweep, (c) 532 nm with 3 sweeps, and (d) 980 nm with 3 sweeps (bar = 1 mm).

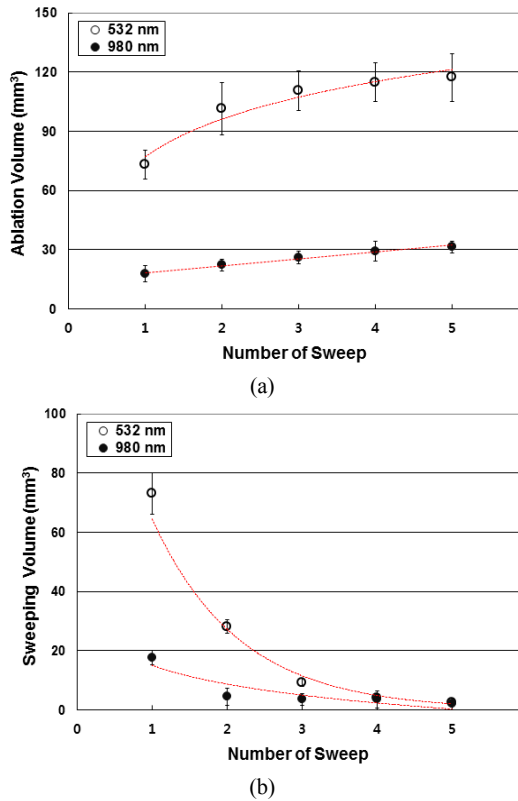


FIG. 3. Characterization of tissue ablation performance at 40 W between 532 and 980 nm: (a) ablation volume (mm^3) and (b) sweeping volume (mm^3/sweep) as function of number of sweep. Note that ablation efficiency decreases with number of sweep for both wavelengths ($N=5$).

존재하는 조직의 제거된 부분들이 크레이터의 길을 통해 나올 때 연속적으로 전달되어 들어오는 레이저 에너지를 부분별 흡수나 산란 시킴으로써(먼지 방해 현상), 레이저의 빛 전달율이 감소되었음을 알 수 있었다^[12, 13]. 또한 파이버를 통해 레이저 빛이 전달되기 때문에 직진하는 빛이 아니라 발산하는 빛의 성질을 가지고 있었으며, 6 mm에서의 복사 조도가 $200 \text{ W}/\text{cm}^2$ 로 표면에서의 복사 조도 $308 \text{ W}/\text{cm}^2$ 보다 훨씬 낮았음을 알 수 있었다. 따라서 먼지 방해와 빛 발산(낮은 복사 조도) 현상으로 인해 제거 횟수에 따른 조직 제거율의 감소를 설명할 수 있다. 그와 다르게 980 nm의 경우 조직 제거율이 제거 횟수에 따라 조금씩 증가하였으며, 532 nm의 경우와 비교할 경우 그 차이가 거의 4배 낮게 나타남을 알 수 있었다($117 \pm 12 \text{ mm}^3$ at 532 nm vs. $31 \pm 3 \text{ mm}^3$ at 980 nm). 제거 횟수에 따른 약간의 부피 증가는 발생하였으나 전반적인 조직 제거율 측면에서 상대적으로 낮았기 때문에, 980 nm를 이용한 치료는 매우 비효율적이었음을 알 수 있었다.

여러 번 조직을 제거할 경우 각각의 조직 제거 시 발생한 실제 제거 부피를 평가하기 위해, 각 횟수마다 제거된 양을 그림 3(b)에 나타냈다. 파장에 관계없이 단위 제거 부피가 제거 횟수에 따라 급격하게 감소됨을 볼 수 있었다. 네 번째 sweep에서는 두 파장이 비슷하게 낮은 제거 부피를 보여주

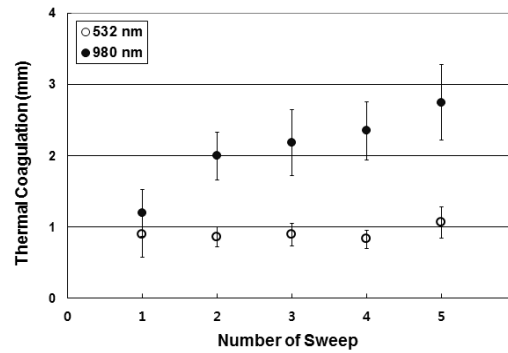


FIG. 4. Comparison of coagulative necrosis in tissue after 40W ablation as function of number of sweep. Note constant tissue coagulation with 532 nm but linear increase with 980 nm ($N=10$).

었으며, 첫 번째 sweep에서 두 파장의 차이가 가장 크게 나타났다 ($73 \pm 7 \text{ mm}^3$ at 532 nm vs. $18 \pm 4 \text{ mm}^3$ at 980 nm; $p < 0.001$). 즉, 초반의 조직 제거 효율은 매우 높으나, 횡수를 증가할수록 에너지 커플링이 현격하게 떨어짐으로써 비효율적으로 변함을 알 수 있었다. 따라서 전립선 치료 시 높은 제거 효율을 유지하기 위해 파이버와 조직 표면간의 거리를 일정하게 유지해야 함을 알 수 있었으며, 치료 훈련을 통해 이 점을 부각시킴으로써 수술 시간을 단축시킬 수 있으며, 보다 나은 임상 결과를 얻기 위해 매우 필요함을 알 수 있었다.

마지막으로 수술 시 발생하는 주변 조직으로의 열손상에 대해 살펴보았다. 열손상은 치료 후 발생하는 염증 과정 및 회복 속도와 밀접한 관계가 있다^[7, 14]. 즉, 열손상이 짧을수록 염증과정이 줄어들어 회복 속도가 빠르며 파이버가 많은 콜라겐 생성을 억제하여 전립선 기능을 최대한 유지시켜 줄 수 있다. 그림 4는 열손상의 정도를 제거 횟수에 따라 나타내고 있다. 532 nm의 경우 주변 조직의 열손상 정도가 1 mm 정도 내외로 일정하게 유지되었음을 알 수 있었다. 이는 532 nm 파장이 조직에서 높은 레이저 빛 흡수율을 가지고 있음으로써, 대부분의 레이저 에너지들이 광학 침투 영역에 보전되어 열 에너지로 바뀔과 동시에 조직 제거에 효율적으로 쓰였음을 간접적으로 나타내고 있다. 또한 전립선은 많은 혈관이 분포되어 있는 조직이기 때문에, 치료 시 출혈의 가능성이 있다. 따라서 1 mm의 열 손상은 이러한 혈관 출혈을 억제시킬 수 있는 최소한의 깊이가 될 수 있으므로, 임상에서 좋은 치료 효과를 기대할 수가 있다^[7]. 이와 반대로 980 nm의 경우 처음 제거 시 매우 비슷한 열손상 ($1.2 \pm 0.3 \text{ mm}$ at 1 sweep)을 유발하였으나, 제거 횟수가 증가함으로써 열손상의 깊이가 선형적으로 증가하였으며 125%까지 차이가 발생하였다 ($2.7 \pm 0.5 \text{ mm}$ at 5 sweeps). 이는 계산된 광학적 침투 깊이보다는 짧았으나, 높은 파워가 적용될 경우 더 많은 열 에너지로 인해 더욱 괴사가 더욱 깊어질 것으로 예상된다^[12-14]. 또한 응고층이 두꺼워질수록 레이저 빛이 흡수대신 더욱 산란함으로써 에너지 커플링이 현격하게 떨어지게 되고^[12-14], 대신 온도 증가가 일어나면서 열 전달이 조직 내부로 깊게 발생함을 알 수 있었다. 이와 같은 두께는 출혈 방지

효과에 필요한 길이보다 훨씬 길기 때문에 회복 시 파이버가 많은 콜라겐 형성을 유발할 수 있으며, 부드러운 전립선 기능을 상대적으로 잃을 수 있게 되며, 이러한 점들은 생체 내 연구를 통해 확인할 계획이다. 따라서 높은 광학적 흡수율을 통해 조직 제거율이 뛰어나면서 최소한 지혈을 위한 응고 과사를 가질 수 있는 532 nm 파장이 전립선 치료에 있어서 매우 효과적임을 본 연구를 통해 알 수 있었다.

IV. 결 론

전립선 비대증 치료를 위해 사용되는 두 가지 파장의 레이저 시스템을 비교하였다. 각각의 레이저가 가지는 광학적 특징에 의해 조직 제거 후 발생하는 광열적 반응이 다르게 나타났다. 높은 레이저 흡수율과 열적 제한을 충족시키는 가시광선 영역의 532 nm의 경우 제거 부피가 적외선 영역인 980 nm에 비해 4배까지 증가하였다. 열 손상의 경우 532 nm는 제거 횟수에 관계없이 1 mm 정도로 일정하게 나타났으나, 980 nm의 경우 제거 횟수에 따라 증가하였으며, 거의 3 mm까지 두꺼워짐을 보였다. 파장에 관계없이 제거 횟수를 증가시킬 경우, 레이저 빛의 발산과 더불어 제거 조직의 기하학적 깊이에 의한 먼지 방해 현상 및 레이저 빛의 발산으로 제거 효율이 빠르게 감소하였다. 본 연구의 생체 밖 상황에서 제한된 열 손상과 높은 흡수율을 통한 빠른 조직 제거로 가시광선 영역인 532 nm가 근적외선 영역인 980 nm에 비해 더욱 효율적인 레이저 파장임을 보여주었다.

감사의 글

이 논문은 한국연구재단의 지원 (No. 2011-0720) 및 보건복지부 암정복추진연구개발사업 지원 (과제고유번호: 0920190)으로 이루어진 것입니다.

References

1. P. C. Walsh, A. B. Retik, T. A. Stamey, and E. D. Vaughan, *Campbell's Urology* (W. B. Saunders Company, Philadelphia, PA, USA, 1992).
2. L. C. Junqueira and J. Carneiro, *Basic Histology* (McGrawHill,

New York, NY, USA, 2003).

3. S. J. Berry, D. S. Coffey, P. C. Walsh, and L. L. Ewing, "The development of benign prostatic hyperplasia with age," *Journal of Urology* **132**, 474-479 (1984).
4. E. A. Tanagho and J. W. McAninch, *Smith's General Urology* (McGrawHill, New York, NY, USA, 2008).
5. J. Rassweiler, D. Teber, R. Kuntz, and R. Hofmann, "Complications of transurethral resection of the prostate (TURP)-incidence, management, and prevention," *European Urology* **50**, 969-980 (2006).
6. J. Edwards, "Diagnosis and management of benign prostatic hyperplasia," *American Family Physician* **77**, 1403-1410 (2008).
7. R. S. Malek and K. Nahen, "Photoselective vaporization of the prostate: KTP laser therapy of obstructive benign prostatic hyperplasia," *AUA Update Series* **23**, 153-159 (2004).
8. A. Bachman, L. Schürch, R. Ruszat, S. F. Wyler, H. H. Seifert, A. Müller, K. Lehmann, and T. Sulser, "Photoselective vaporization (PVP) versus transurethral resection of the prostate (TURP): a prospective bi-centre study of perioperative morbidity and early functional outcome," *European Urology* **48**, 965-971 (2005).
9. S. L. Jacques, "Laser-tissue interactions: photochemical, photothermal, and photomechanical," *Surgical Clinics of North America* **72**, 531-558 (1992).
10. H. W. Kang, J. Kim, and Y. S. Peng, "In vitro investigation of wavelength-dependent tissue ablation: laser prostatectomy between 532 nm and 2.01 micrometer," *Lasers in Surgery and Medicine* **42**, 237-244 (2010).
11. A. J. Welch and J. C. van Gemert Martin, *Optical-thermal Response of Laser-irradiated Tissue* (Plenum Press, New York, NY, USA, 1995).
12. M. H. Niemz, *Laser-tissue Interactions* (Springer-Verlag, Berlin, Germany, 1996).
13. A. Vogel and V. Venugopalan, "Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues," *Chemical Review* **103**, 577-644 (2003).
14. N. Honda, K. Ishii, and K. Awazu, "Optical properties measurement of the laser-ablated tissues for the combined laser ablation with photodynamic therapy," *SPIE Proceedings* **8221**, 82210F (2012).