

# 1.06/1.32 $\mu$ m Nd:YAG 레이저 개발 및 치과용 임상적용 연구

윤길원, 김홍식, 홍태민, 김주병, 이상철, 김원기

A. Zabaznov\*, V. Tsvetkov\*\*, 김정해\*\*\*, 오세립\*\*\*, 문조웅\*\*\*  
삼성생명과학연구소, \* PELENG, \*\* GPI, \*\*\* 삼성의료원 치과

## Development of 1.06/1.32 $\mu$ m Nd:YAG Laser and Dental Applications

G. Yoon, H. S. Kim, T. M. Hong, J. B. Kim, S. C. Lee, W. K. Kim

A. Zabaznov\*, V. Tsvetkov\*\*, J-H Kim\*\*\*, S. R. Oh\*\*\*, J. W. Moon\*\*\*

Samsung Biomedical Research Institute, \* PELENG, Minsk, Republic of Belarus

\*\* Geneal Physics Institute, Moscow, Russia, \*\*\* Samsung Medical Center

### Abstract

A 1.06/1.32 $\mu$ m dual-wavelength medical laser was developed and preliminary clinical comparisons at these two wavelengths were performed for dental application. We could develop a compact laser system 1) by lasing two wavelengths from the same Nd:YAG rod, and 2) by introducing high-voltage switching power supply modules. Experiment on gingiva of pig jaw showed higher thermal damage at 1.32 $\mu$ m. Depending on particular procedures, each wavelength has its own advantages and disadvantages. For cutting, however, using conical tips rather than bare fibers provided better results with low threshold of cutting energy and less surrounding thermal damage. Applying light-absorbing dye on target area appeared to induce more damage during laser irradiation. However, histological studies showed no significant difference whether dye was applied or not.

### 서론

치과용 레이저에서 연조직을 치료하는 목적으로 Nd:YAG 레이저가 많이 쓰이고 있다<sup>1), 2)</sup>. Nd:YAG 레이저의 경우는 파장이 1.06 $\mu$ m이며 열전달에 의한 주위 조직의 손상을 적게 하기 위하여

펄스폭이 50 ~ 200 $\mu$ s이 되는 free running 모드가 주종을 이루고 있다. 치료 효과는 파장, power density나 조사시간당 레이저 파라메타와 생체조직의 종류에 따라 다르게 나타난다.

최근 1.06 $\mu$ m 파장보다 물의 흡수도가 10여배가 넘는 1.34 $\mu$ m의 Nd:YAP 레이저가 도입되었다<sup>3)</sup>. 기존의 1.06 $\mu$ m이 가지는 낮은 흡수도와 생체내로의 깊은 투과 문제를 보완하기 때문에 임상적용에 더 효과적이라는 개발 업체의 가정이었다. 하지만 두 파장에 대한 객관적인 임상비교 연구는 시도된 바 없다. 본 연구에서는 1.06 $\mu$ m과 1.32 $\mu$ m의 두가지 파장을 한 Nd:YAG 크리스탈에서 발전시키는 레이저를 개발하였고, 이를 이용 두 파장의 연조직에 대한 치료 효과에 대하여 예비 비교 실험하였는데 이에 대한 것을 소개하고자 한다.

### 레이저 개발

Nd:YAG 크리스탈을 대체한 경우 1.05 $\mu$ m로부터 1.44 $\mu$ m 범위내에서 여러 파장의 빛을 얻는 것이 가능한데 대표적인 것으로 1.32 $\mu$ m와 1.44 $\mu$ m를 들 수 있다. 1.44 $\mu$ m이 1.32 $\mu$ m 보다 물에 대한 흡수도는 훨씬 높지만<sup>4)</sup> 같은 여기에너지에 대한 lasing 효율이 낮기 때문에<sup>5)</sup> 1.32 $\mu$ m의 파장이 관심이 더 높다. 파장에 대한 물의 흡수도는 의 료용 레이저의 경우 중요한 자료가 되는데, 인체의 대부분이 물로 구성되어 있기 때문이다. 1.3 $\mu$ m대는 Nd:YAP 레이저를 이용하면 된다. 본 연구에서는 Nd:YAG과 Nd:YAP의 2개의 레이저헤드를 사용하지 않고 Nd:YAG 크리스탈에서 1.06 $\mu$ m과

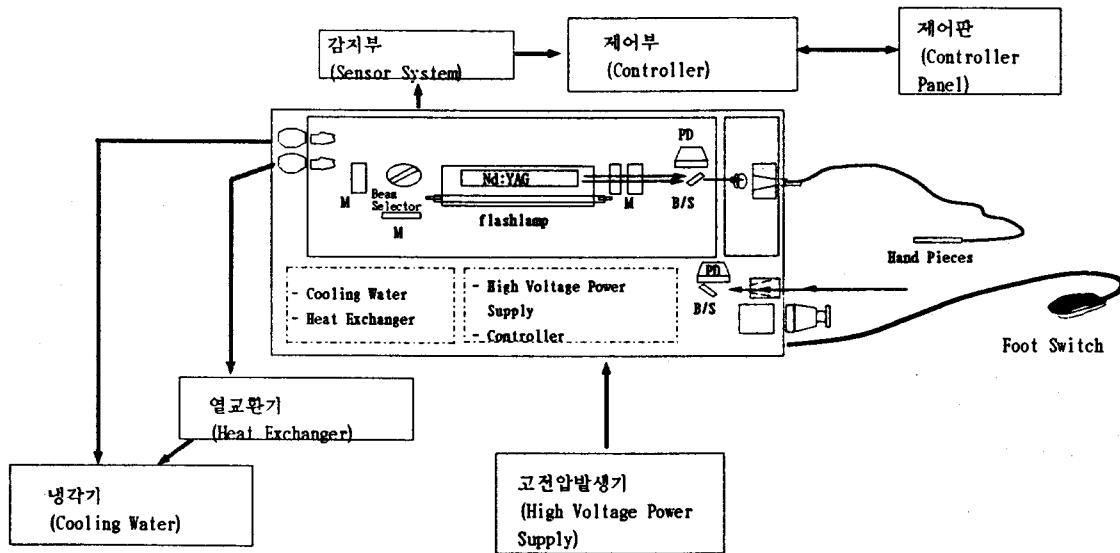


그림 1. 레이저 구성도

1.32 $\mu\text{m}$  두 파장을 발진시키는 방법을 사용하였다. 레이저 헤드와 이에 따른 고전압부가 차지하는 높은 재료비 및 부피를 감안할 때 한 레이저헤드에서 두 개의 파장을 나오도록 하는 것은 가격 경쟁력 향상과 제품의 소형화에 기여할 것이다.

레이저의 구성은 그림 1에서 보는 것 처럼 레이저헤드와 헤드의 섬광전구(flash lamp)에 에너지를 공급하는 고전압 power supply부, 레이저헤드에서 발생하는 열을 냉각시키는 폐쇄순환 냉각계로 구성되어 있다. 파장에 대한 에너지를 모니터링하기 위한 내부 photo detector가 파장별로 있다. 전체시스템을 제어하는 마이크로프로세서 제어부(control unit)와 파장, 에너지, 반복율을 입력할 수 있고, 레이저의 각종 이상 상태를 표시하는 control panel이 있다. 레이저빛은 근적외선 영역에 속하여 눈에 보이지 않기 때문에 광경로를 알 수 있도록 적색 반도체 레이저가 aiming beam으로 사용되었다.

레이저에서 발생된 빔은 core 크기 400 $\mu\text{m}$  이상의 광섬유에 전달되도록 하였다. resonator에서 나온 빛은 coupling lens를 통하여 광섬유로 전달된다. 광섬유의 한쪽은 SMA 905 connector로 처리되어 레이저와 연결되며, 다른 한쪽은 핸드피스에 부착된다. 핸드피스는 광섬유가 통과하는 가이드가 있고, 광섬유가 움직이지 않도록 하는 고정부가 있다.

하나의 cavity를 이용하여 두 파장을 발진시키

기 위하여 각 파장에 대한 high reflection end-mirror를 따로 사용하였으며 output mirror는 공동으로 사용하여 두 파장의 빛이 같은 port로 나오도록 하였다. high reflection end-mirror는 각 파장에 대하여 반사율이 99% 이상이 된 것을 사용하였으며, output mirror는 1.06 $\mu\text{m}$ 에 대하여 45%로 1.3 $\mu\text{m}$ 에서는 72%의 반사율을 갖는 것을 사용하였다. 파장의 선택은 기계적인 스위치에 의하여 한 광로를 차단하여 선택할 수 있도록 하였다. 광학 및 기계 부품을 움직이지 않고 광경로를 선택적으로 차단함으로써 복수파장을 발진시키는 것은 시스템의 신뢰성을 매우 높였다

파장 $\mu\text{m}$	최대에너지 mJ/pulse	펄스폭 $\mu\text{s}$	반복율 Hz	최대평균 출력 [W]
1.06	1000	150	1-100	25
1.32	500	150	1-30	10

표 1. 개발된 레이저의 파라메타

1.06 $\mu\text{m}$ 의 여기효율은 1.6 ~ 2.3% 범위이고 1.3 $\mu\text{m}$ 에서는 0.9 ~ 1.3% 범위로서 만족할 만한 결과를 얻었다. 빛의 일부가 집속렌즈와 광섬유와의 연결등에서 손실되고 측정값의 80% 정도가 광섬유 끝단에서의 출력으로 측정되었다. 광섬유 출력단의 최대 평균출력은 1.06 $\mu\text{m}$ 에서 25W, 1.32 $\mu\text{m}$ 에서 10W의 출력이 나왔다. beam splitter에 의하여 양 파장의 발진 경로를 다르게 하였기 때문

에 손실이 생기며, 한 파장을 발진하도록 최적화한 경우보다는 물론 출력이 감소된다. 즉 1.06 $\mu$ m만을 발진시키도록 최적화하는 경우 광섬유 출력단의 최대 평균출력은 25W가 아니라 40W까지 가능하며, 1.32 $\mu$ m의 경우에는 25W를 낼 수 있다. 개발된 레이저 변수는 표 1에 정리되어 있다.

**동물실험**

임상적용 연구는 두 파장에 대한 열적손상과 cutting 정도를 살펴보았다. 열적손상은 bare fiber를 샘플에 접촉시키거나 일정 간격 띄어서 레이저빔을 조사하였다. 이때는 fiber를 고정시켰다. cutting은 레이저 시술시 손으로 optical fiber를 이동하면서 생체조직을 절단하는 것인데 본 실험에서는 fiber를 microtranslator에 부착시켜서(Fig. 2) 이동하여 가능한 사람 손이 줄 수 있는 오차를 줄이도록 하였다.

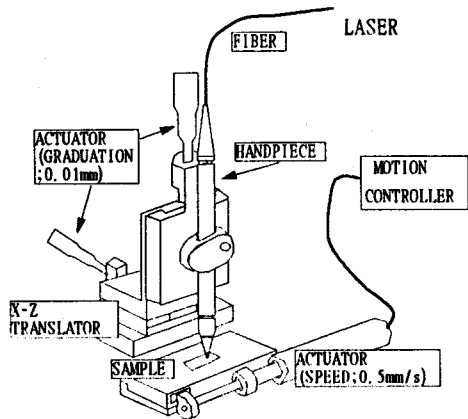


그림 2. cutting을 위한 실험 장치

샘플은 pig jaw의 구개부 치은을 10x20x2mm의 크기로 잘라서 만든 표본을 37°C water bath에 넣어 정상체온으로 되도록 하였다. power setting의 범위는 1.06 $\mu$ m에서 160 ~ 410mJ/pulse이며, 1.32 $\mu$ m에서 90 ~ 410mJ/pulse로 하였다. fiber는 bare fiber(core size 400 $\mu$ m, 3M社)와 conical fiber(Lasersonics社)로 두 가지로 하였다. conical fiber는 fiber 끝단을 원추형으로 뾰족하게 되어 tip 부분의 power density가 최대로 된 것이며, tip 부분을 지나서는 빛의 확산각도가 커 power density가 거리에 따라 급감하게 된다(그림 3).

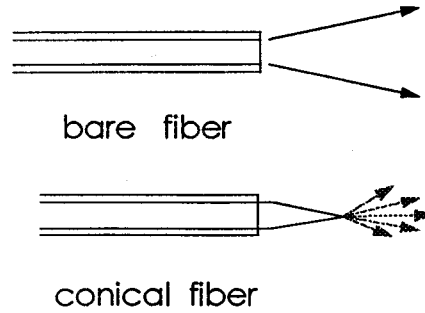


그림 3. bare and conical fibers

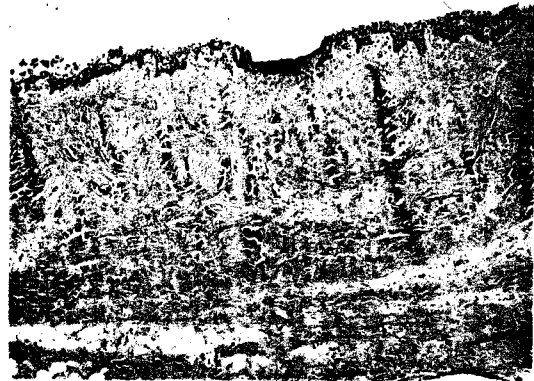
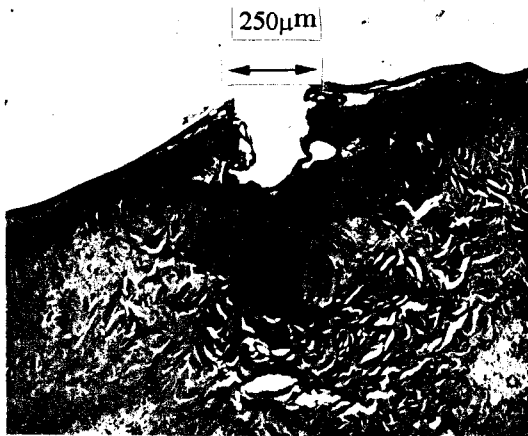
fiber를 microtranslator에 고정시킨후 0.5mm/sec로 일정하게 이동시켰다 (PMC 200, Newport). 레이저가 조사된 샘플은 formalin에 바로 넣고 시편을 제작하였다. 시편을 제작한 후 HE stain을 하여 LM로 관찰하였다. 이 때 grid (1/100mm)를 이용하여 인접 손상 조직의 넓이와 깊이를 측정하였다.

bare fiber에 의한 cutting은 ablation되는 양상에 있어서는 두 파장에서 비슷하게 나왔다. 그렇지만 1.32  $\mu$ m의 경우 조직내의 열적 손상을 받은 부위가 1.06  $\mu$ m 보다 크게 자리잡고 있다(그림 4). conical 대 bare fiber의 비교에서는 낮은 에너지 펄스에 대하여 conical fiber가 단연 파장에 상관없이 좋은 cutting을 보이고 있다. 적은 에너지에서도 열적손상이 적게 cutting이 되었다. 하지만 260mJ 이상인 경우 bare fiber와 비슷한 양상을 보이고 있다.

기존 일부의 치과용 레이저의 경우 light absorbing dye(주로 검은 잉크류)를 사용하면 cutting에 많은 도움이 된다고 하여 사용하고 있다. 본 연구에서 관찰한 바에 의하면, 레이저 조사시 훨씬 생체 조직이 손상이 많은 것 처럼 보였으나 실제 histology 자료를 분석해 보면 bare fiber와 뚜렷한 차이를 보지 못했다(그림 4).

1.06 $\mu$ m과 1.32 $\mu$ m 파장에서의 응고나 열적손상의 비교도 pig jaw의 구개부 치은을 샘플로 사용하였다. fiber core 크기는 400 $\mu$ m이고 샘플에서 2mm 떨어져 고정시켰다. 예상했던 대로 물에 대한 높은 흡수도 때문에 1.32 $\mu$ m에서의 손상은 크게 나타났다. 예를 들면 펄스당 에너지가 260mJ, 반복율이 20 Hz 일 때 20초 동안 조사한 다음, 1.06 $\mu$ m에서는 coagulation만 일어난 반면, 1.32 $\mu$ m에서는 ablation이 일어났다 (그림 5).

그림 4. fiber cutting 비교. 좌측은 1.32 $\mu$ m. 左中은 bare fiber, 左下는 bare fiber와 dye enhanced sample. 우측의 세개의 histology는 1.06 $\mu$ m를 사용. 右上은 conical fiber, 右中은 bare fiber, 右下는 bare fiber와 dye enhanced sample. fiber는 400 $\mu$ m core이며 약 200mJ/pulse, 20Hz 사용. fiber 이동 시간은 0.5mm/sec임. 右中의 화살표 크기는 250  $\mu$ m임.



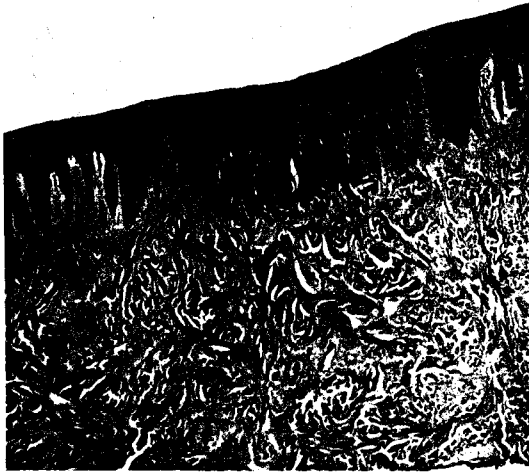


그림 5. 1.06 $\mu$ m(上)과 1.32 $\mu$ m(下)의 열적 손상 비교. 260mJ, 20Hz, 20sec 조사. fiber core는 400 $\mu$ m이며 샘플에서 2mm 떨어졌음. 하단 그림의 ablation 직경이 약 4mm 임.

#### 결론

초기의 레이저 설계 사양(표 1, 개발품 사양참조)이 만족스럽게 성취되었다. 같은 Nd:YAG rod에서 1.06 $\mu$ m과 1.32 $\mu$ m의 두 파장을 발전하였으며, 고전압 power supply부를 같은 용량의 두 세

트 모듈로 하여 병렬로 채택하였다. power supply부가 차지하는 부피를 줄일 수 있으며, 유지 보수를 용이하도록 하였다. 수술용으로 쓰일 수 있도록 광섬유를 이용한 빔전달장치 및 핸드피스도 개발되었다.

pig jaw의 치은에 의한 실험은 예비 단계로 아직 결론을 짓기가 어려운 상태이나 몇 가지 정성적인 관찰을 할 수 있었다. 예상했던 대로 1.32 $\mu$ m 열적 손상의 정도는 같은 출력에서 1.06 $\mu$ m 보다는 크게 나타나 열적 사전치료등에서는 바람직할 것으로 생각된다. 이 경우 1.06 $\mu$ m을 사용하게 되면 효과가 적게 되고 이를 위하여 출력을 높게 되면 너무 깊은 범위까지 열적 손상을 받게 될 것으로 예상된다.

ablation의 경우 양 파장이 거의 비슷하게 나왔다. fiber를 접촉식으로 사용시 빔확산 각도가 크기 때문에 fiber 면에 아주 가까운 범위만 손상을 입기 때문인 것으로 판단된다. 그렇지만 1.32 $\mu$ m의 경우 ablation이 되고 난 남은 부위의 열적 손상이 더 크게 나타났는데 이는 바람직하지 못한 현상이다. light absorbing dye의 경우 대개 dye가 생체표면에만 퍼져 있어, dye가 레이저빔을 흡수시 순간적으로 타서 없어지지만 주위 조직으로 연전달을 거쳐 thermal damage를 주는 것은 기대했던 것보다는 미미하였다.

추후에는 개발된 레이저를 더욱 소형화시키고, 안정하게 할 수 있도록 할 계획이며, 임상시험 관련으로는 정량적인 연구를 계속할 계획이다.

#### 참고 문헌

1. R. M. Pick, "Using lasers in clinical dental practice", JADA, Vol. 124, 37-47, Feb. 1993
2. H.A. Wigdor, J.T. Walsh, J.D.B. Featherstone, S.R. Visuri, D. Fried, J.L. Waldvogel, "Lasers in Dentistry, Lasers in Surgery and Medicine, Vol 16, 103-133, 1995
3. 레이저 Lokki, Nd:YAP laser (1.34  $\mu$ m, 10 W), 프랑스 제품.
4. W. Koehner, Solid-state Laser Engineering, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1992
5. G.M. Hale and M.R. Querry, "Optical constants of water in the 200nm to 200 $\mu$ m wavelength region, Applied Optics, 12:3:555-563, 1973