

수술용 2파장 펄스형 Nd : YAG 레이저 개발

윤길원·김홍식·홍태민·김주병·이상철·김원기
A. Zabaznov*, V. Tsvetkov**

= Abstract =

Development of Surgical Two-wavelength Nd:YAG Laser

G.Yoon, H.S. Kim, T. Hong, J.B. Kim, S.C. Lee, W.K. Kim
A. Zabaznov*, V. Tsvetkov**

The development of a compact two-wavelength Nd:YAG laser for dental and ENT applications is presented. The Nd:YAG resonator generates either 1.06 μ m or 1.32 μ m. The wavelength selection is made at the control panel. The Nd:YAG laser parameters at 1.06 μ m are ; the maximum pulse duration of 150 μ s, repetition rates of 1-100Hz, and the maximum average power of 25W. At 1.32 μ m, the pulse duration is the same where the repetition rates and the maximum average power are 1-30Hz and 10W respectively. High voltage power supply consists of a simmer module and two identical high voltage DC converters. In order to make a complete medical laser system, an optical fiber delivery unit, foot pedal and water spray handpiece are also developed. The wavelength selection is reliable since no movement of optical or mechanical components is required. The high voltage power supply is compact, easy to be maintained and applicable for other laser systems due to its modular design.

Key words : Laser, Medical laser, Nd:YAG, Dual wavelength, Dental, ENT

서 론

소득의 향상과 첨단 의료기기에 대한 인식이 높아짐에 따라 의료용 레이저에 대한 수요가 증대되고 있으며[1] 개인 병원으로 사용 범위가 확대되고 있다. 많은 임상 분야에서 활용되고 있으며, 새로운 치료기법의 연구도 활발히 진행되고 있다. 국내에 사용되는 의료용 레이저는 대부분 수입품으로 선진 개발국에서의 판매가격 보다 훨씬 고가로 유통되고 있다. 판매후 서비스에 있어서도 비용이 많이 들며 즉각적인 지원을 받지 못하는 경우가 많다. 또한 레이저기기에 관련된 임상자료나 치료기술이 국내의 사용자에게 제대로 전달되지 못하는 경우는 레이저의 심분 활용이 어렵게 된다. 이에 따라 국산화의 필요성이 대두되고 있는 실정인데 소형 CO₂ 레이저를 제외하고는 국산화하려는 시도가 없었다. 본 논문에서는 연조직(soft tissue)을 치료하는 치과용과 ENT용으로 사용할 수 있는

2파장 펄스형 Nd:YAG 레이저를 개발하였는데 이에 대한 설계, 개발 및 성능평가를 소개한다.

레이저 사양

의료용이나 산업용 Nd:YAG 레이저는 파장이 거의 대부분 1.06 μ m이다. 실제로 Nd:YAG 크리스탈을 매체로 한 경우 1.05 μ m로부터 1.44 μ m 범위내에서 여러 파장의 빛을 발진시킬 수 있는데[2] 대표적인 것으로 1.32 μ m와 1.44 μ m가 있다. 표 1 에서 보는 바와 같이 여기에너지를 레이저빛으로 변환할 수 있는 효율은 주 파장인 1.06 μ m를 기준으로 볼 때 각각 34%와 0.2%로 상대적으로 낮지만 이 두파장에서 물의 흡수도는 오히려 각각 13.5배, 332배나 높다[3].

인체의 대부분이 물로 구성되어 있기 때문에 파장에 대한 물의 흡수도는 의료용레이저의 경우 중요한 변수이다. 레이저 발진효율과 물에 대한 흡수효율을 고려하여 계산

삼성생명과학연구소

* PELENG, Minsk, Republic of Belarus

** Geneal Physics Institute, Moscow, Russia

통신저자 : 윤길원, (135-230) 서울 강남구 일원동 50, Tel. 3410-3671, Fax. 3410-3689

표 1. Nd:YAG 레이저의 주요 파장에 대한 물의 흡수도와 치료효과 비교

Table 1. Comparisons of water absorption and efficiency among major Nd:YAG wavelengths

wavelength [μm]	extinction coef. for water:k	lasing output from Nd:YAG rod:P	treatment efficiency $k \times P$ [ratio]
1.06	1×10^{-5}	100%	1
1.32	1.35×10^{-5}	34%	4.59
1.44	3.32×10^{-4}	0.2%	0.66

표 2. 연조직 치료를 위한 치과용 YAG 레이저

Table 2. Dental YAG lasers for soft tissue treatment

제조회사	레이저 헤드	파장 [μm]	에너지 mJ/pulse	평균출력 watt	반복율 Hz	펄스폭 [μs]	장점(+) 단점(-)
SunRise(美)	Nd:YAG	1.06		8	100	120	
American Dental(美)	Nd:YAG	1.06	30-320	10	100	100	
EndoTechnic (美)	Nd:YAG	1.06	100-500	25	50	800	(+) minitips, cooling (-) long pulse
ContacLase (日)	Nd:YAG	1.06	250	10	40	50-100	
Lokki (프랑스)	Nd:YAP	1.34		10	30	150	
Excel (美)	Ho:YAG/ Nd:YAG	2.10 1.06		5 10	10 30		(+) dual wavelength
본 연구제품 (한국)	Nd:YAG	1.06 1.32	1000 500	25 10	100 30	max 150 max 150	(+) cooling, one head dual wavelength

하면 주 파장인 1.06 μm 와 비교하게 되면 1.32 μm 에서는 4.59배나 높고, 1.44 μm 에서는 0.66배로 낮다. 따라서 1.32 μm 파장은 임상치료에 유용하게 사용될 수 있다. 1.3 μm 파장의 활용 가능성은 높은 흡수도 때문에 기존의 1.06 μm 가 가지는 빛 투과가 깊고, 생체의 흡수도가 낮은 점을 보완할 수 있다는데 있다. 최근 치과용의 경우 1.34 μm 파장의 레이저가 등장했으며(표 2) 다른 임상분야에서도 이 파장의 사용이 확대될 전망이다.

치과용에서 연조직을 치료하는 목적으로 Nd:YAG, CO₂ 레이저가 주로 쓰이고 있고, 경조직인 치아 치료분야는 아직 개발 중인 분야인데 현재 Er:YAG 레이저가 각광을 받고 있다[4], [5]. YAG 관련 레이저로 연조직 치료용으로 임상에 쓰이고 있는 레이저의 사양을 살펴보면 표 2 와 같다. 본 연구에서는 1.06 μm 와 1.32 μm 파장을 모두 사용하도록 사양을 선정하였다. 이를 위하여 2개의 레이저헤드를 사용하지 않고 하나의 Nd:YAG 크리스탈에서 두 파장을 발진시키는 방법을 채택하였다. 레이저헤드가 차지하는 높은 재료비를 감안할 때 한 레이저헤드에서 두 개의 파장을 나오도록 하는 것은 가격경쟁력 향상과 제품의 소형화에도 기여할 것이다. 기존의 연속발진

이 가져오는 열전달에 의한 주위 조직의 손상을 막기 위하여 펄스형으로 하였으며, 빛의 전달은 광섬유를 통하여 수술부위에 전달되도록 하였다. 임상 의사가 손쉽게 잡아 시술을 할 수 있도록 마지막단은 핸드피스로 하였으며, 물분사장치도 핸드피스에 첨가시켰다. 레이저의 사양과 성능은 타 선진국의 제품과 비교하여 손색이 없다(표 2에서 본 연구제품으로 명시).

설계 및 제작

레이저의 구성은 그림 1에서 보는 것 처럼 레이저헤드와 헤드의 섬광전구(flash lamp)에 에너지를 공급하는 고전압전원부, 레이저헤드에서 발생하는 열을 냉각시키는 폐쇄순환 냉각계로 구성되어 있다. 파장에 대한 에너지를 모니터링하기 위한 내부 광검출기가 파장별로 장착되어 있다. 전체시스템을 제어하는 마이크로프로세서 제어부(control unit)가 있으며 파장, 에너지, 반복율 등을 입력할 수 있고, 레이저의 각종 이상 상태를 표시하는 제어판(control panel)이 있다. 레이저빛은 근적외선영역에 속하여 눈에 보이지 않기 때문에 광경로를 알 수 있도록 적

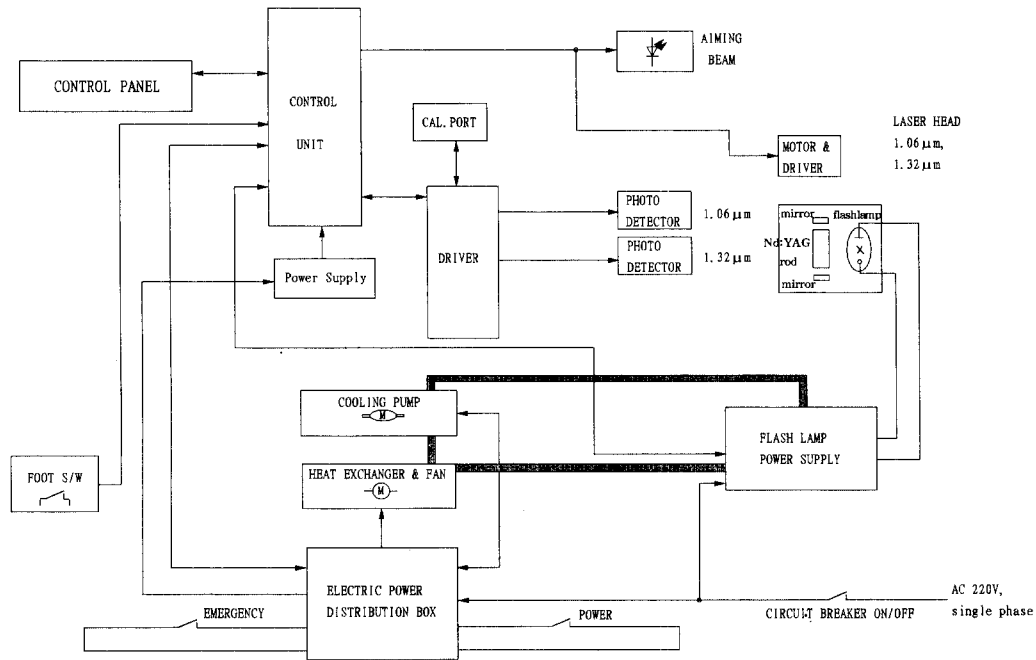


그림 1. 레이저의 구성도
Fig. 1. Schematics of laser system

외선 반도체레이저가 조준빔(aiming beam)으로 사용되었다.

1. 광학부 설계

활성매질인 Neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet($\text{Nd:Y}_3\text{Al}_5\text{G}_{12}$)은 열적, 역학적으로 안정하며 지속성이 좋다. 비교적 많은 반복횟수의 펄스 발생이 가능하며 형광선폭이 좁아서 출력에너지 높고 비교적 낮은 여기 에너지에서도 발진이 가능하다[2]. 의료용에서는 물론 산업용, 군사용에서도 가장 광범위하게 쓰이는 활성매질중 하나이다.

Nd:YAG 봉(rod)은 $\phi 6 \times 80\text{mm}$ 짜리를 사용하였으며, 제논가스가 채워진 섬광전구는 크기가 $\phi 7 \times 76\text{mm}$ 였다. 활성매질의 최대여기에너지는 50 Joules이다. cavity는 $\phi 30 \times 75\text{mm}$ 의 외곽 사이즈를 갖으며, 내벽이 빛에 대한 반사율을 높이면서 냉각액과의 화학반응을 최소화하기 위하여 3중 코팅(silver, copper, nickel)한 것을 사용하였다.

하나의 공진기(resonator)에서 두 파장을 발진시키기 위하여 각 파장에 대한 고반사율의 반사경을 따로 사용하였으며 출력단 반사경(output mirror)은 공동으로 사용하여 두 파장의 빛이 같은 포트에서 나오도록 하였다. 고반사율반사경은 각 파장에 대하여 반사율이 99% 이상이 된 것을 사용하였으며, 출력단의 반사경은 $1.06\mu\text{m}$ 에 대

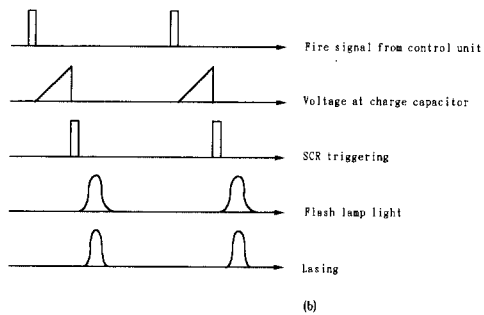
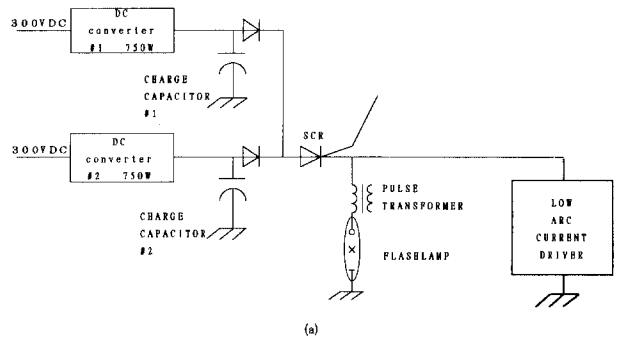


그림 2. 섬광전구 구동회로:a) 구성도, b) 신호 전달 순서
Fig. 2. Flashlamp driving circuit:a)Schematic, b)Timing sequence

하여 45%, $1.3\mu\text{m}$ 에서는 72%의 반사율을 갖는 것을 사용하였다. 파장의 선택은 기계적인 스위치에 의하여 두 개의 광경로 중에서 하나를 차단하여 발진파장을 선택할

수 있도록 하였다. 파장을 선택할 때 광학 부품의 이동이 없기 때문에 시스템의 신뢰성이 향상되었다.

2. 고전압 전원부

콘덴서에 충전된 에너지는 섬광전구로 방전되며, 방전 전류에 의하여 발생된 빛은 Nd:YAG 붕을 여기시켜준다. 여기된 에너지는 두 개의 반사경과 Nd:YAG 붕으로 구성된 공진기에서 발진이 된다. 제어판에서 정한 펄스당 에너지, 반복율 등의 값에 따라 제어부에서 해당되는 에너지를 충전콘덴서에 저장하며, SCR을 통하여 섬광전구로 방전시킨다(그림 2a). 콘덴서는 총용량이 100 μ F로 직류변환기(DC converter)에 의하여 최대 1KV까지 충전할 수 있고 두 세트의 직류변환기를 병렬로 연결하였다. 이런 직류변환기의 병렬 연결 방식은 전체를 하나의 시스템으로 구성하는 것보다 고전압 전원부의 크기를 작게 할 수 있었으며, 유지 보수도 용이하게 할 수 있었다. 섬광전구에 1A의 아크전류(arc current)를 흘려 예열해주는 심머(simmer)방식을 사용하여 높은 펄스 반복율을 원활하게 발생시키도록 하였다(그림 2a).

제어판의 'ready' 모드를 누르게 되면 아크전류가 흐르게 되고, 발판 페달(foot pedal)을 밟으면 제어부에서 발사신호가 나가게 된다. 이에 의하여 충전콘덴서는 정해진 전압까지 충전이 되며 SCR gating 신호에 의하여 섬광전구로 전류가 흐르게 된다. 섬광전구에서 발생하는 빛은 Nd:YAG 붕으로 흡수되어 레이저 빔으로 발진된다(그림 2b).

3. 시스템 조종부

인텔 마이크로프로세서에 의한 제어부와 광검출기 구동부는 제어판에서 주어지는 파장선택, 펄스당 에너지, 반복율 등에 따라서 고전압전원부를 구동하여 레이저빔을 발진시키며, 각종 센서-에너지의 양, 냉각계의 온도, 냉각펌프의 상태, 아크전류의 유무, 고전압제어부에서 송환되는 신호 등을 종합적으로 분석하여 제어하도록 하였다. 시스템에 고장이 생길경우 에러의 상태를 표시하도록 하였고 의사가 사용 중 이상이 있을 경우 바로 비상정지(emergency stop) 버튼을 누를 수 있도록 하였다.

4. 냉각계

레이저빔으로 변환되지 않은 대부분의 에너지는 열로 변환되어 활성매질의 온도를 높인다. 레이저 매질에서 발생하는 열은 Nd:YAG 붕에 불균일한 온도분포를 초래하여 기계적인 변형과 thermal lensing을 일으키게 된다. 따라서 냉각장치는 냉각펌프, 열교환기, 냉각수조, 온도센서 등으로 구성된 폐쇄순환 강제냉각방식으로 구성하였다(그림 1). 냉각액으로 증류수를 사용하였으며, 냉각수가

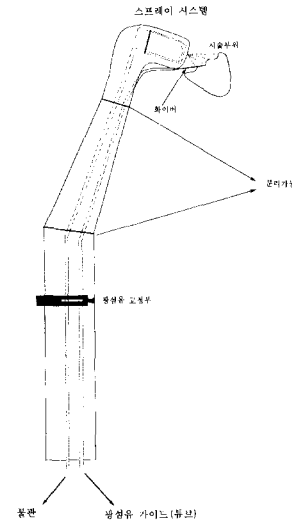


그림 3. 광섬유와 물분사 장치를 갖춘 레이저 핸드피스
Fig. 3. Laser handpiece with optical fiber and water spray system

순환되는 부위는 부식을 방지하기 위하여 스테인레스 강을 사용하여 제작하였다. 냉각 펌프의 직류 모터 회전은 기계적인 접촉에 의하지 않고 자장을 이용한 자속결합(magnetic coupling)에 의하여 모터 회전력이 날개바퀴(impeller)에 전달되도록 하였다. 즉 자석 중 하나는 모터 축에, 다른 하나는 날개바퀴에 연결되어 있어 모터 회전시 자속결합으로 연결된 날개바퀴가 회전하여 물을 순환시키도록 하였다. 이렇게 함으로써 모터부로부터 냉각수가 완전히 차단되도록 하였다. 분당 10~12 리터로 강제 순환되는 냉각수는 레이저헤드를 통과하면서 섬광전구에 의해 발생된 열을 흡수하며, 온도가 상승된 냉각수는 열교환기에 의하여 식혀진다. 열교환기는 두 개의 팬으로 강제 통풍이 되도록 하였다.

5. 빔전달장치 및 핸드피스

레이저에서 발생된 빔은 광섬유 심(core) 크기가 400 μ m 인 광섬유에 전달되도록 하였다. 공진기에서 나온 빛은 집속렌즈를 통하여 광섬유로 전달된다. 광섬유의 한 쪽은 SMA 905 코넥터로 처리되어 레이저와 연결되며, 다른 한쪽은 핸드피스에 연결된다. 핸드피스에는 광섬유가 통과하는 광섬유 가이드가 있고, 광섬유가 움직이지 않도록 하는 고정부가 있다. 또한 치료 부위를 냉각시켜 연전달에 의한 주위조직의 손상을 막도록 하는 물분사시스템을 그림 3에서 보는 바와 같이 핸드피스에 장착시켰다. 물분사펌프에 의하여 물관으로 흐르는 물은 노즐부에서 스프레이가 된다. 종래의 의료용 레이저 핸드피스는 노즐을 채택하지 않고 압축공기의 분사력을 이용하여 물을 스프레이화 하는 것인데, 본 연구에서는 압축공기의

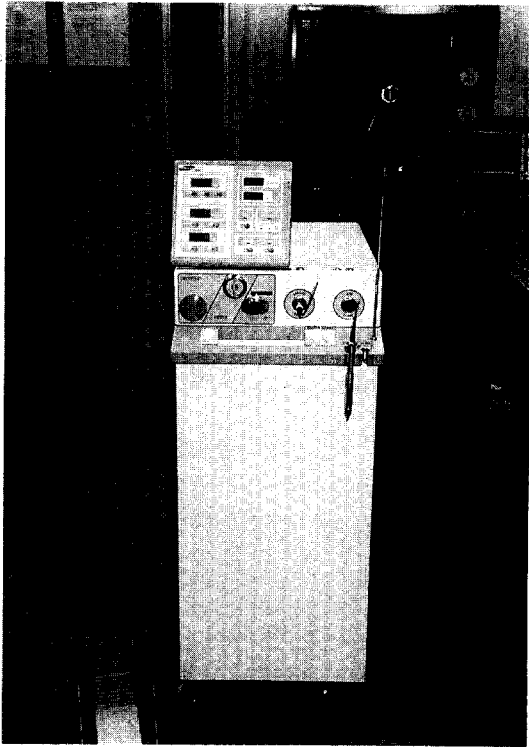


그림 4. 개발된 레이저 시스템
Fig. 4. Developed laser System

공급없이 노즐시스템에 의하여 스프레이가 되도록 개발하였다. 핸드피스는 시술시 편하도록 끝부분이 각도를 갖도록 제작하였다. 스프레이용 펌프는 냉각펌프와 동일하게 자속결합방식을 채택하여 개발하였다.

결 과

개발된 레이저는 그림 4에서 보는 바와 같다. 레이저헤드부는 상단부에, 고전압전원부는 중단부에, 냉각계 및 전력공급계통은 하단부에 장착되어 있다. 제어부는 레이저헤드의 옆인 상단부에 장착되었다. 레이저의 이동을 용이하게 하도록 4개의 바퀴를 달았으며, 레이저빔의 조사는 기존의 의료용 레이저와 같이 발판페달을 밟아서 하도록 하였다. 물분사용 탱크와 펌프는 외장형으로 독립된 케이스에 담았으며 물관과 펌프구동 케이블이 레이저와 연결되도록 하였다. 바퀴를 포함한 높이는 94cm (제어판까지는 113cm)이며, 폭은 37cm이고 깊이는 55cm이다. 제어판의 크기는 가로 21cm, 세로 19cm이다.

이 외형은 두 개의 독립된 2개의 레이저를 모듈 방식으로 장착할 수 있도록 설계된 것이어서, 본 논문의 2파장 Nd:YAG 레이저헤드 외 또 다른 레이저헤드 및 고전압전원부가 장착될 수 있는 공간이 예비되어 있다. 모듈 방식으로 2개까지의 레이저 헤드를 필요에 따라 장착 및

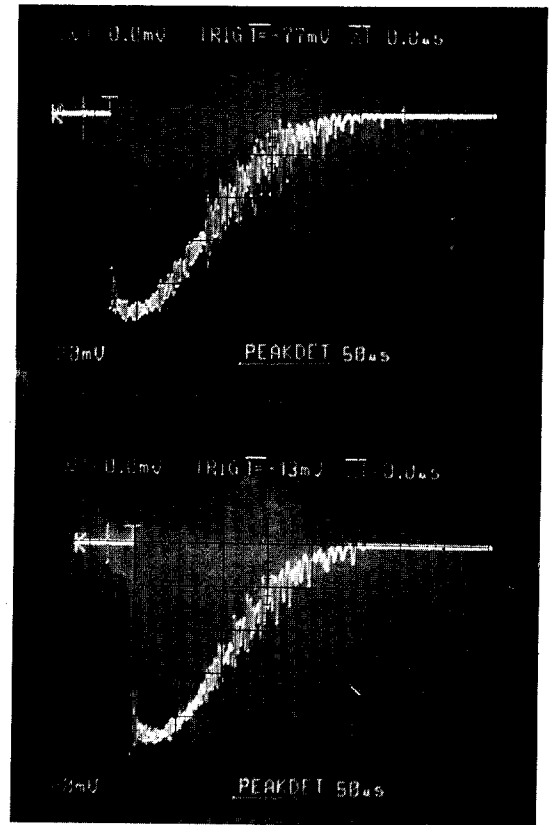


그림 5. 레이저 펄스 : a) 1.06 μ m에서 810mJ, 10Hz인 경우, b) 1.32 μ m에서 700mJ, 10Hz인 경우
Fig. 5. Laser pulses : a) 810mJ, 10Hz at 1.06 μ m, b) 700mJ, 10Hz at 1.06 μ m

제거 할 수 있는 것은 기존의 의료용레이저와는 다른 새로운 개념을 도입한 것이다. 현재는 모듈 방식으로 장착될 수 있는 Er:YAG 레이저헤드와 고전압전원부를 개발 중에 있다.

그림 5는 1.06 μ m에서 펄스당 에너지가 810mJ이고 반복율이 10Hz 인 경우 레이저 펄스를 보여주는 것으로 펄스의 반치폭(FWHM)이 120 μ sec 이다(그림 5 a). 1.32 μ m인 경우 같은 반복율에 펄스당 에너지가 700mJ인 경우 펄스를 측정된 것으로 115 μ sec 이다(그림 5 b).

그림 6은 여기에너지대 출력에너지를 나타낸 것으로 펄스반복율은 5Hz에서 레이저출력단에서 측정된 값이다. x축은 섬광전구에 공급되는 펄스당 에너지양이고, y축은 레이저 펄스의 에너지를 낸 것이다. 1.06 μ m의 여기효율은 1.6~2.3%, 1.32 μ m에서는 0.9~1.3%로서 만족할 만한 결과를 얻었다. 빛의 일부는 집속렌즈와 광섬유와의 연결등에서 손실되는데 집속렌즈단에서 10%, 광섬유와의 연결에서 10% 손실이 되었다. 대부분의 손실은 렌즈나 광섬유 입사시 표면반사에 의해 발생된다.

광섬유 출력단의 최대 평균출력은 1.06 μ m에서 25W,

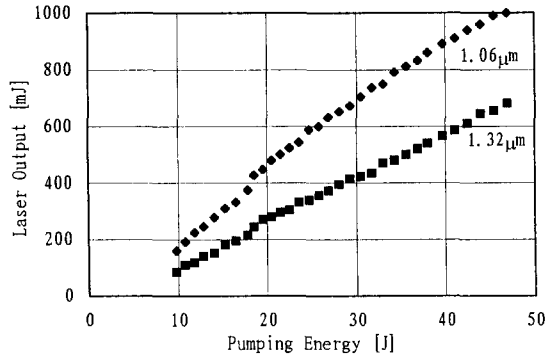


그림 6. 펄스당 여기에너지 대 레이저 출력
Fig. 6. Pumping energy versus output energy per pulse

1.32 μm에서 10W의 출력이 나왔다. 선속분할기(beam splitter)에 의하여 양 파장의 발진 경로를 다르게 하였기 때문에 한 파장만 발진하도록 공진기를 최적화한 경우보다 출력이 감소되었다. 즉 1.06 μm만을 발진시키도록 최적화하는 경우 광섬유 출력단의 최대 평균출력은 25W가 아니라 40W까지 가능하며, 1.32 μm의 경우에는 25W를 낼 수 있다.

연조직 치료용 치과레이저 중에는 표 2에서 보는 바와 같이 Sunlase社 모델의 경우와 같이 물분사 냉각장치가 없는 경우와 EndoTechnic社 모델과 같이 레이저 조사시 치료부위를 물분사로 냉각시키는 두 부류로 나눌 수 있다. 물분사 장치가 없는 경우는 펄스폭을 100~150 μs로 짧게 하여 열전달에 의한 주위 조직의 손상을 줄이며 또한 출력을 일정 이하로 제한한다. EndoTechnic社의 모델은 펄스폭이 800 μs로 길며 평균 최대 출력이 25W로 물분사장치가 필요하였다.

개발된 레이저는 최대 펄스폭이 150 μs로 짧아 국부 냉각없이 사용하는 경우와 높은 평균 출력을 사용할 경우 물분사를 사용하는 경우 두가지 기법을 모두 쓸 수 있도록 하였다. 1분당 10~15 ml의 스프레이 유량을 공급하도록 설계하였으나 임상시험에 의하여 최적유량이 결정되는 대로 조정이 가능하도록 하였다.

결 론

초기의 레이저 설계 사양(표 2, 본 연구제품 사양참조)이 만족스럽게 성취되었다. 같은 Nd:YAG 붐에서 1.06 μm와 1.32 μm의 두 파장을 발진시켰다. 고전압전원부는 스위칭변조전원(SMPS) 방식으로 설계하여 부피를 감소

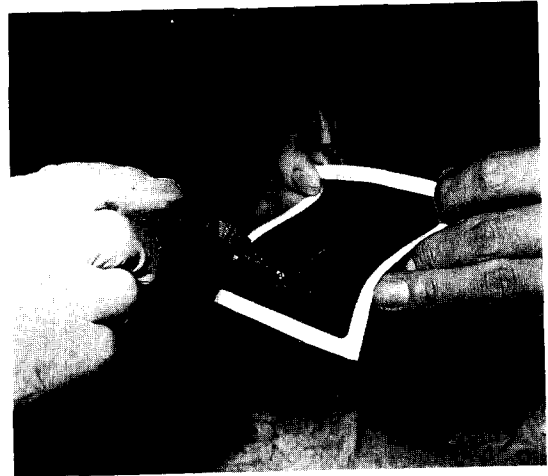


그림 7. 물분사 장치를 장착한 핸드피스(사진)
Fig. 7. Handpiece system with water spray unit (photo)

시켰고, 같은 직류변환기 두 세트를 병렬로 연결하여 유지보수를 용이하게 하였다. 직류변환기를 한 세트만 장착하면 최대 출력의 50% 범위 내에서 레이저를 사용할 수 있다. 수술용으로 쓰일 수 있도록 광섬유를 이용한 빔전달장치 및 핸드피스도 개발하였다. 추후 개발된 시제품 레이저를 이용하여 두 파장에 대한 임상 치료 효과의 비교 연구를 진행할 계획이다.

참 고 문 헌

1. Medical Laser Report, A PennWell Publication, vol 9, pp 1, 1995.
2. W. Koechner, Solid-state Laser Engineering, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, pp 47-60, 1992
3. G. M. Hale and M. R. Querry, "Optical constants of water in the 200-nm to 200-mm wavelength region", Applied Optics, vol 12, No 3, pp 555- 563, 1973
4. Pick R. M., "Using lasers in clinical dental practice", JADA, Vol. 124, pp 37-47, Feb. 1993
5. 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, pp 103-133, 1995

=국문초록=

치과용과 이비인후과 용으로 사용될 의료용 2파장 Nd:YAG 레이저의 개발을 소개한다. Nd:YAG 레이저의 공진기에서 1.06 μ m 이나 1.32 μ m의 파장을 발진시키며, 파장의 선택은 제어부에서 한다. 1.06 μ m에서 레이저 사양은 최대펄스 지속시간이 150 μ s이고, 반복율은 1-100 Hz, 최대 평균 출력은 25W이다. 1.32 μ m에서 최대펄스 지속시간은 같고, 반복율은 1-30 Hz이고, 최대 평균 출력은 10W이다. 고전압 전원부를 심머모듈과 두 개의 동일한 고전압직류변환기로 구성하였다. 의료용 레이저로서 완전한 시스템을 구축하기 위하여 광섬유 전달장치와 발판 페달, 물분사 기능을 갖춘 핸드피스도 개발하였다. 파장의 선택은 광학계의 이동이 없이 이루어지기 때문에 파장변경에 있어 신뢰성이 높다. 또 고전압전원부는 모듈화 개념으로 설계되었기 때문에 소형화되고, 유지보수가 간편해지며, 타 레이저에 응용될 수 있는 범용성을 가지게 되었다.