

## 의료용 레이저

### I. 서론

레이저 광선이 일반적인 광선에 비하여 월등히 우수한 특성을 가지고 있기 때문에 첨단 과학 및 기술 분야에서 널리 응용되고 있는 것과 마찬가지로 의료분야에서도 레이저 관련 기술의 발전에 보조를 맞추어 응용 범위를 확대하여 왔다. 의료용 레이저는 기존의 역학적인 의료용구가 갖는 취약점과 단점을 일시에 배제시킬 수 있기 때문에 현재 가장 진보된 의료장비로 인식되고 있으며 새로운 형태의 의료용 레이저가 지속적으로 개발되고 있다.

의료용 레이저는 1960년대 중반부터 개발되기 시작하였는데 Ruby, Nd:YAG, CO<sub>2</sub> 레이저 등을 이용한 의료용 레이저의 개발과 응용이 1970년대까지 이어졌다. Optical fiber의 발전에 따라 1980년대부터 광도파로와 결합한 형태의 의료용 레이저가 개발되기 시작하여 편리한 내시경 수술 등 의료분야의 새로운 영역이 개척되기 시작하였다.

며, 반도체 레이저의 고출력 발전이 가능해짐에 따라 반도체 레이저가 악성종양 등의 제거와 같은 수술에 편리하게 사용되기 시작하였다. 저출력으로 동작하는 반도체 레이저는 항염, 부종 등 간단한 질환치료와 피부미용 또는 탈모 치료 등을 위한 목적으로 개발되어 개인용 또는 가정용 의료기기로서 시판되고 있을 정도로 쓰임새가 늘어나고 있다.

의료용 레이저는 출력에 따라 크게 저출력 레이저와 고출력 레이저로 분류되고 있으며, 사용 목적에 따라 진단용과 치료용으로 구분된다. 인체의 조직은 수많은 여러 가지 성분으로 이루어져 있으며 각각의 성분은 조사하는 광선의 스펙트럼에 따라 흡수도가 달라진다. 그림 1은 인체 조직을 구성하는 대표적인 성분에 대하여 스펙트럼에 따른 흡수도와 이러한 결과 파장에 따른 조직의 대략적인 투과 깊이를 나타내고 있다.

# 특집 ■ 레이저 50주년특집 – 레이저의 발전과 응용

## 의료용 레이저

김영식\*

1990년대부터는 Ho:YAG, Er:YAG, Alexandrite, metal(copper, gold) vapor 등 새로운 레이저 물질의 발견에 따른 의료용 레이저의 개발과 함께 frequency doubled Nd:YAG 레이저와 같이 비선형 광학 기술을 접목한 형태의 의료용 레이저가 선보이기 시작하였다. 비선형 광학결정인 KTP(KTiOPO<sub>4</sub>)를 이용하면 Nd:YAG 레이저의 기본 파장 1064 nm를 제2고조파인 532 nm로 변환시킬 수 있는데 의사들에게 KTP 레이저로 알려져 있는 이 녹색광선은 아직까지도 의료분야에서 가장 널리 쓰이고 있다. 엑시머 레이저를 이용한 라식 수술도 이때부터 시작되었으

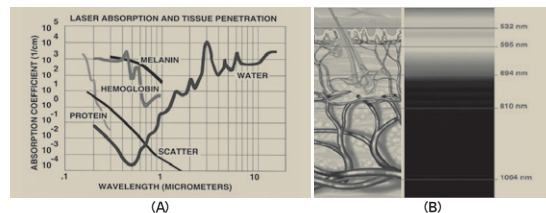


그림 1. (a) Absorption spectra of biological tissues. (b) Penetration depth of tissue according to the wavelength of incident light.

이러한 특성에 따라 치료 대상으로 하는 조직의 구성 성분은 물론 형태에 맞추어 적절한 파장을 방출하는 레이저

\* 단국대학교 의학레이저의료기기연구센터 / 전자물리학과, 천안, 충남 330-714 / e-mail: kimys@dankook.ac.kr

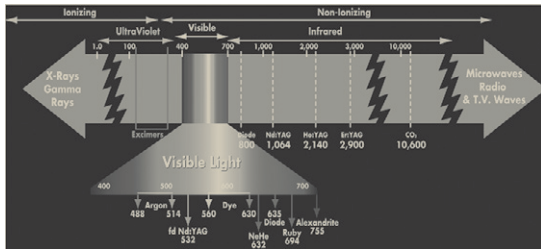
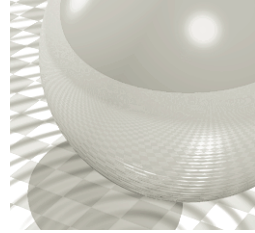


그림 2. Output spectra of various kinds of lasers. (nm)

를 선택하여 의료용으로 사용하게 된다. 의료용으로 사용되는 여러 가지 레이저를 파장별로 열거하면 다음 그림 2와 같다.

그림 2에서 볼 수 있는 바와 같이 레이저는 종류에 따라 특정한 파장만의 빛을 방출하고 있으며 인체의 조직이 이러한 파장에 대하여 흡수하거나 반사시키는 성질을 이용하여 임상에 응용하고 있다. 또한 출력의 시간적 형태에 따라 연속발진 또는 펄스 레이저 등으로 구분하며 펄스 레이저의 경우 펄스의 시간적 길이 및 반복율에 따라 임상 적용이 크게 달라진다. 의료용으로 필요한 파장은 앞에 열거한 레이저 이외에도 더욱 다양한 종류가 필요한데, 기존 레이저 광선의 파장을 변환시키는 기술을 사용하여 얻을 수 있다. 이러한 파장변환을 시키기 위한 방법으로 HHG(high harmonic generation), OPO(optical parametric oscillation), SRS(stimulated Raman scattering) 등의 비선형 광학 기술이 쓰이고 있다.

## II. 치료용 레이저

서론에서 언급한 바와 같이 의료용 레이저를 출력의 세기에 따라 고출력 또는 저출력 레이저로 구분하는데, 그 기준이 되는 출력은 1 W 이다. 즉 1 W 이상은 고출력, 그 이하는 저출력 레이저로 분류한다. 고출력 레이저는 절제나 소작과 같은 수술용으로부터 문신이나 주름제거 등의 다양한 용도로 사용하고 있으며, 저출력 레이저는 생체자극을 이용한 통증완화, 상처치유나 모발생성 촉진 등의 가벼운 질환의 치료에 사용하고 있다.

특히 반도체 레이저 기술의 발전에 따라 다양한 파장의 저출력 레이저를 이용한 임상실험이 활발하게 전개되고 있는데 이러한 임상분야를 LLLT(low level laser therapy)라 한다. 요사이 시판되는 가정용 저출력 레이저 치료기는 이러한 임상결과를 바탕으로 개발되었으며, 안구손상의 위

험을 제외하고는 아직까지 부작용이 보고된 사례가 없다.

고출력 레이저는 출력 형태에 따라 펄스 또는 연속발진 레이저로 분류한다. 연속으로 동작하는 고출력 레이저는 직접적으로 조직을 태우거나 응고시킬 때 조직 속으로 침투하는 열을 제어하기 어렵다. 이렇게 원하지 않는 부위까지 열적 손상을 받기 쉽기 때문에 절제하는 부위의 크기와 특성에 맞는 조사시간과 출력의 세기가 정밀하게 계량된 후 시술을 하고 있다. 펄스 형태의 레이저는 펄스의 시간폭, 에너지, 반복율 등에 따라 조직과 반응하는 특성이 현저하게 달라진다. 일반적으로는 펄스의 시간폭이 짧아질수록 조직이 받는 열손상의 깊이도 얕아진다.

고출력 레이저를 이용한 치료는 photothermal effect, photoacoustic effect, photochemical effect 등으로 분류된다. 광열 효과는 레이저 광선이 조직에 입사하여 빛 에너지가 흡수되면서 열로 변환하는데 이때 발생하는 열에 의하여 조직이 응고(coagulation), 기화(vaporization), 탄화(carbonization) 등으로 변화를 일으키는 것을 말한다. 응고는 조직 내 온도가 60 °C 이상으로 올라갈 때 일어나는 현상으로 당뇨병 망막증 등 안구 질환의 치료에 주로 이용된다. 기화는 조직의 온도가 100 °C 이상으로 될 때 조직이 순간적으로 기체로 변하면서 사라지는 과정으로 절개 등 수술 치료에 주로 이용된다.

조직이 레이저 광선을 흡수하는 정도는 조직 구성성분을 이루는 분자의 고유진동수와 입사하는 레이저 광선의 진동수가 얼마나 잘 일치하는가에 달려있다. 또한 조직의 크기에 따라 흡수한 열을 방출하는 시간(TRT:thermal relaxation time)이 달라지는데 이를 이용하여 치료 부위에 따라 레이저 광선의 파장과 조사시간을 결정하게 된다. 표 1은 레이저 임상 치료에 대한 몇 가지 대표적인 예를 열거한 것이다. Fluence는 레이저 출력의 세기와 조사시간을 곱한 양으로 대상 조직의 크기 또는 TRT에 비례하여 증가된다.

레이저 광선을 렌즈를 사용하여 매우 작은 점에 집중시키면 전기장의 세기가 유전강도(dielectric strength)를 넘어서며 또한 온도가 순간적으로 급격히 상승하여 물질이 폭발을 일으키기도 한다. 이때 충격파가 발생하는데 광음향 효과는 이렇게 시간폭이 짧고 에너지가 큰 펄스 레이저가 조직에 입사될 때 발생하는 초음파(충격파)를 치료에 이용하는 것이다. 문신 또는 모반의 제거, 치아 법랑질 삭제, 체내 결석 제거 등의 치료에 응용되는 방법이다.

## 의료용 레이저

Table 1. Classification of typical laser treatment.

TREATMENT	TARGET	SIZE	TRT	TYPES OF LASERS & FLUENCE
Pigmented Lesions	Melanin	1~10 $\mu\text{m}$	10~100 ns	Q-Switched YAG(1064nm) 2~6 $\text{j}/\text{cm}^2$
Hair Removal	Melanin in hair shaft	1 mm	~10 ms	Ruby(694nm), Alexandrite(755nm) 20~30 $\text{j}/\text{cm}^2$
Tattoo	Ink particle	1~10 $\mu\text{m}$	10~100 ns	Q-Switched YAG(1064nm) 4~6 $\text{j}/\text{cm}^2$
Skin Resurfacing	Water in tissue	50~100 $\mu\text{m}$	1 ms	CO <sub>2</sub> (10.6 $\mu\text{m}$ ), Er:YAG(2.9 $\mu\text{m}$ ) 4~6 $\text{j}/\text{cm}^2$
Vascular Lesions	Hemoglobin	0.1~1 mm	1~25 ms	Frequency doubled YAG(532nm), CuBr(579nm) $\text{j}/\text{cm}^2$

광화학 효과는 빛과 화학적 물질과의 반응을 이용하는 것으로 암을 치료하는 PDT(photodynamic therapy), 자외선 A(315~400 nm) 또는 자외선 B(280~315 nm)를 이용한 건선의 치료, 엑시머 레이저를 이용한 라식 수술 등이 대표적인 치료법이다.

### III. 진단용 레이저

레이저는 간섭성이 매우 높기 때문에 레이저 광선을 생체에 조사할 때 생체 내부의 서로 다른 조직 사이의 경계면에서 반사되어 나오는 빔과 기준광 사이에 형성된 간섭무늬를 분석하여 생체 조직 내부의 영상을 만들 수 있다. 이러한 기술을 OCT(optical coherence tomography)<sup>4</sup>라 하는데 기존의 X-선을 이용한 진단에 비하여 인체에 전혀 해롭지 않을 뿐 아니라 NMR과 비교할 때 경제적으로 저렴하며, 초음파 영상에 비하여 선명도가 높다는 장점을 갖고 있다. 그림 1은 이러한 OCT의 원리를 설명하고 있다. 거울과 렌즈의 움직이는 방향과 거리변화에 따라 생체조직의 단면을 볼 수 있다.

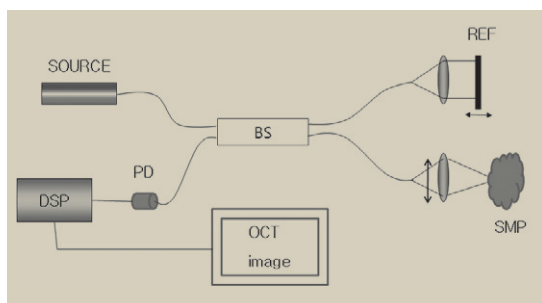


그림 3. Schematic diagram of OCT. Components include: beamsplitter (BS), reference mirror (REF), sample (SMP), photodetector (PD), digital signal processing (DSP).

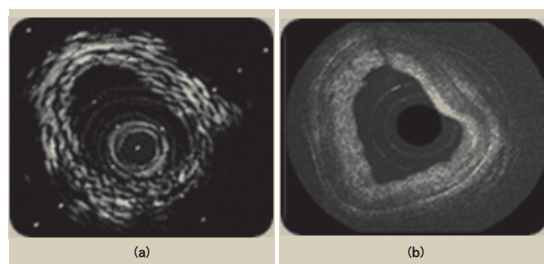


그림 4. Cross section of an arterial tube. (a) Ultrasonography. (b) OCT.

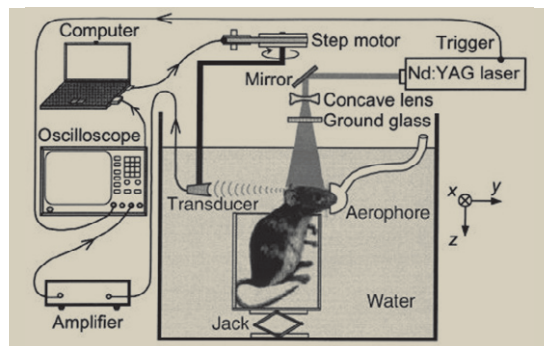


그림 5. Schematic of the photoacoustic tomography system for the functional imaging of hemoglobin concentration and oxygenation in a rat brain in vivo<sup>5</sup>.

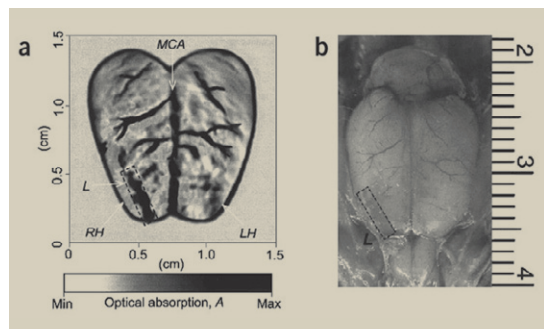
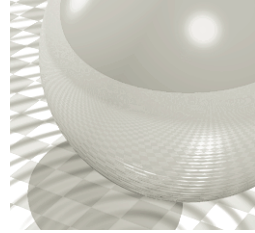


그림 6. PAT imaging of rat brain lesion in situ<sup>6</sup>.



레이저는 광 도파로를 통하여 인체의 내부까지 도달하는 것이 가능하기 때문에 아래의 그림과 같이 혈관에 삽입하여 혈관벽의 단층영상을 얻을 수도 있다. 초음파 영상에 비하여 더욱 선명한 영상을 얻을 수 있다.

OCT 이외에 레이저를 이용한 또 다른 진단 방법으로 PAT(photoacoustic tomography)를 들 수 있다. OCT는 상이한 조직 사이에서 반사되어 나오는 빛의 간섭을 이용하는 반면에 PAT는 생체내부에 침투한 레이저 광선이 조직구성 요소에 의하여 산란될 때 발생한 초음파 신호를 외부에서 검출하여 생체 내부의 영상을 얻는 방법이다. 아래의 그림은 실험용 쥐의 대뇌 사진을 찍기 위한 PAT 장치를 나타내고 있다.

그림 6의 왼쪽 사진 a는 위에서 설명한 PAT 장치를 이용하여 획득한 쥐의 손상된 두뇌피층 영상이며, 오른쪽 사진 b는 실험이 끝난 후 쥐의 두개골을 절개하여 두뇌피층을 직접 촬영한 사진이다. 두개의 사진을 비교하면 PAT에 의한 영상의 정밀도를 가늠할 수 있다.

이러한 OCT 또는 PAT 영상은 인체에 무해하며 장치의 가격이 비교적 저렴하다는 장점이 있는 반면 아직까지는 생체에 투과되는 깊이가 X-선, 초음파, NMR 등에 비하여 짧다는 단점을 가지고 있다. 그러나 제한적이기는 하지만 광 도파로를 이용하여 생체내부의 깊은 곳을 관찰하기에는 적합하기 때문에 이러한 부위의 표층부위에 발생한 종양을 보다 세밀하게 진단하는데 편리하게 이용될 것으로 예상하고 있다.

이와 같이 최근에 개발된 OCT나 PAT와 같은 진단방법 이외에 암세포를 검출하는 방법으로 이미 오래전부터 사용된 형광진단 방법이 있다. 이것은 암세포에 선택적으로 오래 잔존하는 광감작제와 같은 시약을 투여하고 특정파장의 레이저 광선을 조사하면 암세포에서 형광이 방출되는 원리를 이용한 것이다. 또한 레이저와 광감작제의 광화학 반응으로 슈퍼옥사이드 라디칼 또는 싱글렛 산소와 같은 독성물질이 동시에 생성되며, 이 독성물질이 암세포를 괴사시키기 때문에 수술하지 않고도 암을 치료할 수 있다. 그림 7은 이러한 광역학 진단 및 치료의 원리를 간단히 나타낸 것이다. 광역학치료(PDT:photodynamic therapy)라고 하는 이러한 진단 및 치료법은 절개나 소작과 같은 수술 방법에 비하여 흉터와 조직의 기능상실을 최소화 할 수 있기 때문에 매우 진보된 치료법 중의 하나이다<sup>7,8</sup>. 그림 8은 암세포를 이식한 쥐에 9-HpbD-라는 광감작제를 투여하

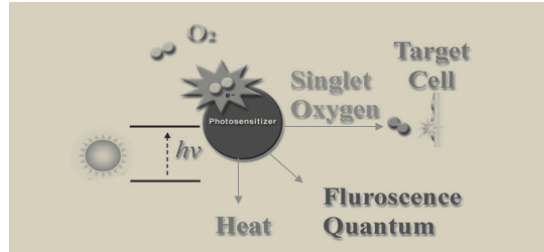


그림 7. Scheme of photodynamic therapy.

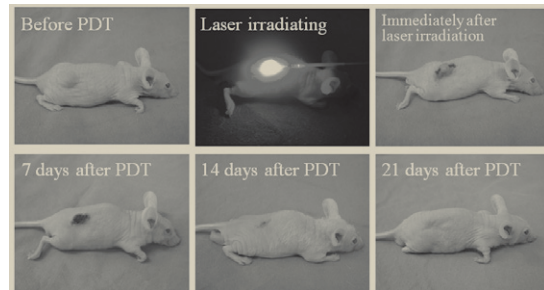


그림 8. PDT with 660 nm diode laser and photosensitizer(9-HpbD-a).

고 이 광감작제의 흡수도가 가장 높은 660 nm의 파장을 갖는 다이오드 레이저를 조사하여 치료하는 과정을 나타낸 것이다.

#### IV. 결론

레이저의 의료분야에 대한 응용은 레이저가 발명되고 오래 지나지 않아서 이루어지기 시작했다. 특히 1964년 탄산가스 레이저가 개발되고 곧이어 100 W급의 고출력 발전이 가능해짐에 따라 산업용은 물론 의료임상용으로도 활발하게 연구되기 시작했다. 그러나 당시에는 레이저 광선을 환부에 전달하는 적절한 보조 부속장비의 개발이 따르지 않았기 때문에 단순한 절개 또는 소작용으로 사용되었으며, 레이저의 출력 안정성에 대한 문제와 장비의 규모가 크고 가격이 비싸기 때문에 오늘날과 같이 널리 이용되지는 못하였다.

레이저의 의료분야에 대한 응용은 레이저가 거의 모든 산업 전반에 걸쳐서 발전되어온 것과 발맞추어 빠르게 확대되어 왔으며, 광 도파로를 이용하여 인체의 닿기 힘든 부분까지 전달이 가능하면서부터 레이저는 임상용으로 가장 강력하고 편리한 도구의 하나로 자리잡고 있다. 이러한 이유로 오늘날 의료용 레이저는 난치성 전문의학 연구는 물론 질병의 진단과 치료 등 임상분야에서의 사용범위가 점



## 의료용 레이저

점 더 광범위하여지고 있으며 사용 빈도도 증가하는 추세에 있다.

서론에서 언급한 바와 같이 스펙트럼의 모든 영역에 대한 파장을 레이저를 이용하여 얻을 수 있는 것은 아니다. 아직 개발되지 않은 파장영역의 레이저를 의료용으로 쓰기 위해서는 가변적으로 원하는 파장을 출력할 수 있는 파장가변 레이저가 필요하다. 이러한 조건을 만족하는 것은 색소레이저인데 출력이 약하고 사용되는 색소가 인체에 매우 유해할 뿐 아니라 유지관리가 까다로워 병원에서 쓰기에 부적합하다. 그 이외에 Alexandrite 또는 Ti:Sapphire 레이저가 고체레이저이면서 파장이 가변되기는 하지만 범위가 제한적이다. 이러한 문제점 때문에 비선형 광학결정을 이용한 OPO(optical parametric oscillator) 또는 라만 변환(Raman shift)을 이용한 파장가변에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다<sup>9,10</sup>.

그림 9는 이색성 거울이 장착된 공진기에 비선형 결정을 삽입하여 OPO 장치를 구성한 것으로 레이저 공진기 내부에는 또 다른 비선형결정이 삽입되어 적외선영역인 1064 nm의 파장을 355 nm의 자외선으로 변환시킨 광원을 펄프광으로 사용하고 있다. 이 장치에서 출력되는 파장은 620 nm로서 암치료를 위한 PDT의 광원으로 사용된다.

그림 10은 Nd:YAG 레이저 공진기 내부에 KGW(KGd(WO<sub>4</sub>)) 라만 결정을 장착하여 라만변환에 의

한 새로운 파장의 레이저 광선을 얻는 장치를 간단히 나타낸 것이다. Nd:YAG 레이저의 1064 nm 파장이 라만 결정에 의하여 1158 nm로 변환된다. LBO(LiB<sub>3</sub>O<sub>5</sub>) 결정은 2차 조화파를 발생시키기 위한 것으로 1158 nm 파장이 그 절반인 579 nm의 파장으로 변조된다. 579 nm의 파장은 황색광으로서 헤모글로빈에 대한 흡수가 높기 때문에 혈관종과 같은 피부과 질환의 치료에 효과가 높다. 이러한 방법으로 여러 가지 다양한 파장을 얻을 수 있으나 아직까지 출력이 미약하다는 단점이 극복해야할 과제로 남아있다.

반도체 레이저는 자체의 출력을 높이려는 연구가 활발할 뿐 아니라 고체레이저의 여기광원으로 매우 중요한 역할을 담당하고 있다. Nd:YAG 레이저와 같은 고체레이저의 펄핑방식을 기존의 섬광등이 아닌 반도체 레이저로 하면 반복율이 수 kHz로 높고 안정적인 출력을 가진 레이저 광선을 얻을 수 있다. 이러한 방식의 레이저는 효율이 높으므로, 레이저 공진기 자체가 매우 작은 마이크로칩 레이저로 제작하여 환부에 직접적으로 조사할 수 있는 형태로 전체 시스템을 꾸밀 수 있다. Er:YAG 레이저와 같이 광도파로를 사용하기 어려운 파장영역의 레이저를 소형화하여 치료용 핸드피스에 넣을 수 있도록 하는 연구가 바로 이것인데 현재 실용화를 눈앞에 두고 있다.

반도체 레이저는 규모가 작고 저전압으로 동작하며 출력이 안정적이기 때문에 서론에서 언급한 바와 같이 앞으로

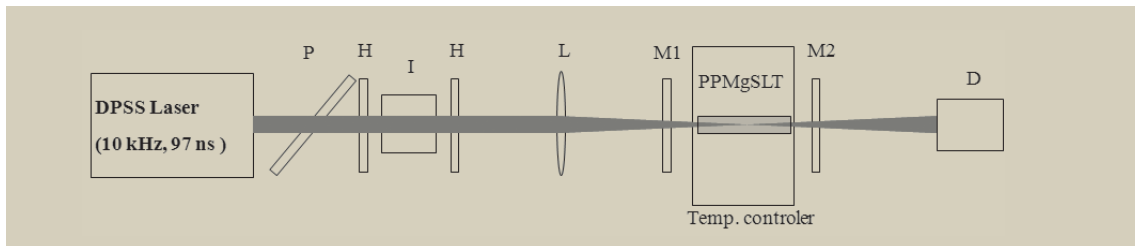


그림 9. Schematic of an OPO system for tunable wavelength. Components include: polarizer (P), half-wave plate (H), isolator (I), convex lens (L), input coupler (M1), output coupler (M2), power detector (D).

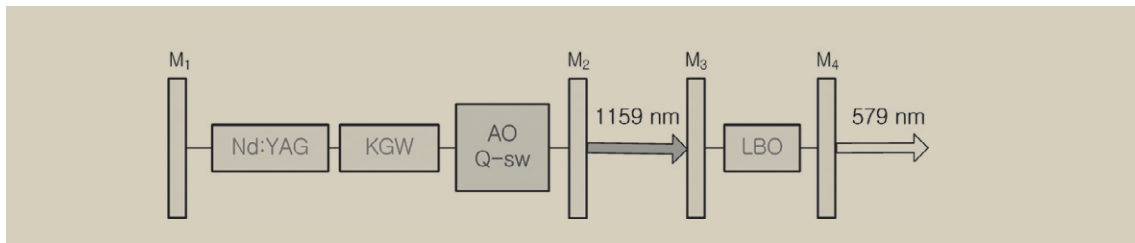
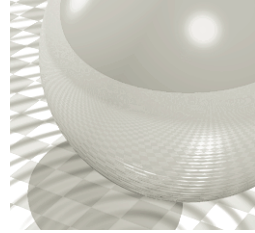


그림 10. Experimental setup for 579 nm Raman laser. (M1, M2 : laser mirrors, M3: input coupler, M4: output coupler)



의료용으로 광범위하게 쓰일 수 있을 것으로 예상하고 있다. 또한 새로운 반도체 물질의 개발에 따른 새로운 파장의 영역이 개척되고 있으므로 장래에는 거의 모든 의료용 레이저는 반도체 레이저로 대체될 것이 확실하다.

마지막으로 반도체 레이저와 함께 의료용으로 주목받는 레이저를 꼽는다면 파이버 레이저를 들 수 있다. 광 파이버에 희토류 원소를 첨가하고 반도체 레이저로 펌핑하는 파이버 레이저는 의료용 레이저로 응용하기 편리한 많은 장점을 갖고 있다. 즉, 레이저 자체가 유연한 파이버를 통해서 출력되므로 별도의 빔 전달장치가 필요없고, 효율이 높을 뿐 아니라, 빔의 질과 안정성이 우수하다. 쉽게 구부러지는 파이버의 특성상 기기의 크기를 간소화 시킬 수 있으며, 수명이 길고, 유지 보수가 거의 불필요하다는 장점을 갖고 있다. 현재 파이버 레이저는 재료 가공 분야에서 널리 쓰이는 탄산가스 레이저 등의 대출력 레이저를 대체하고 있는 것과 마찬가지로 의료용 레이저 분야에서도 피부과용 프락셀 레이저, 지방제거 레이저 등의 광원으로써 사용 범위를 넓히고 있다.

## 참고문헌

- (1) W. Koechner, "Solid-State Laser Engineering," Springer-Verlag, 1976.
- (2) O. Svelto, "Principles of Lasers," Plenum Press, 1982.
- (3) 공홍진 등 공역, "레이저 과학" 북스힐 2002.
- (4) J. M. Schmitt, Optical Coherence Tomography (OCT): A Review. IEEE Selected Topics in Quantum Electronics 5, pp. 1205-1215, 1999.
- (5) X. Wang, X. Xie, G. Ku, L. V. Wang, Non-invasive imaging of hemoglobin concentration and oxygenation in the rat brain using high-resolution photoacoustic tomography. Journal of Biomedical Optics 11, 024015, 2006.
- (6) X. Wang, Y. Pang, G. Gu et al., Non-invasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional imaging of the brain in vivo. Nature Biotechnology 21, pp. 803-806, 2003.
- (7) P. He, J. C. Ahn, J. I. Shin, P. S. Chung, Photoactivation of 9-hydroxypheophorbide alpha triggers apoptosis through the reactive oxygen species-mediated mitochondrial pathway and endoplasmic reticulum stress in AMC-HN-3 laryngeal cancer cells. Int J Oncol. 36, pp. 801-808, 2010.
- (8) P. S. Chung, P. He, J. I. Shin, H. J. Hwang, S. J. Lee, J. C. Ahn, Photodynamic therapy with 9-hydroxypheophorbide alpha on AMC-HN-3 human head and neck cancer cells: induction of apoptosis via photoactivation of mitochondria and endoplasmic reticulum. Cancer Biol Ther. 8, pp. 1343-1351, 2009.
- (9) S. M. Lee, B. K. Rhee, M. Choi, S. H. Park, Optical parametric spectral broadening of picosecond laser pulses in -barium borate. Appl. Phys. Lett. 83, pp. 1722-1723, 2003.
- (10) 이동원, 이성구, 박승현, 공홍진, 유도 브릴루앙 산란 위상공액 거울을 이용한 Nd:YAG 레이저 발진기의 출력특성. 한국광학회지 13, pp. 548-553, 2002.