

의료용 Laser

김 덕 원

연세대학교 의과대학 의용공학과

(1990년 1월 25일 받음)

I. 서 론

Albert Einstein 이 1917년에 레이저(Laser)에 대한 기본원리를 기술하였으나⁽¹⁾ Theodore Maiman 이 1960년도에 처음으로 인조루비를 이용하여 레이저를 개발한 이후 여러 종류의 레이저가 개발되었다.

임상에서 수술용으로 널리 이용되는 레이저로서는 CO₂, Neodymium : yttrium-aluminum-garnet (Nd : YAG), Argon 등으로서 각각의 파장은 10600, 1060, 488-514 nm 이다. 파장에 따른 조직에서의 흡수, 반사(reflection), 투과 등은 표 1과 같다. 각 레이저의 조직침투(penetration)를 보면 CO₂ 레이저가 침투력이 가장 약하며 Nd : YAG 레이저가 가장 깊고 Argon 레이저는 그 중간 정도이며 이러한 침투력에 따라 레이저의 정밀도와 지혈(hemostasis)이 결정된다. 또다른 중요한 차이는 레이저의 전달수단(delivery system)으로서, CO₂ 레이저는 관절(articulated arm) 내에 있는 거울들을 통하여 목표지점에 전달되고 Argon 과 Nd : YAG 레이저는 유연성이 있는 fiberoptic wave guide 를 통하여 전달된다. (그림 1).

CO₂ 레이저의 흡수정도는 수분함유량이 높은 조직에서 높고 조직의 색깔과는 무관하다. 또한 반사와 산란(scattering)은 거의 없으며 주변 조직에 대한 열영향(thermal effect)은 미세하여 CO₂ 레이저는 정밀한 절개(cutting)와 기화(vaporization) 등에 널리 이용되나 혈액의 응고(coagulation)에는 부적합하다.

Argon 레이저는 수정체와 같은 투명한 액체를 통과하며 헤모글로빈과 멜라닌과 같은 색소를 포함한 조직에서는 흡수성이 강한 성질을 가지고 있다. 그리하여 Argon 레이저는 혈관과 색소를 포함한 조직의 광응고(photo-coagulation)에 유용하며 또한 파장이 짧기 때문에 조사부위를 작게 할 수 있어 미세수술(microsurgery)

표 1. 수술용 레이저의 성질.

	Lasing Medium		
	CO ₂	Argon	Nd:YAG
Type	Gas	Gas	Solid
Excitation	Electric	Electric	Optical
Wavelength	10,600 nm	500 nm	1,064 nm
Spectrum	Infrared	Visible	Infrared
Aiming beam	HeNe	Argon	HeNe
Absorption	Water, glass	Heme, melanin	Proteins
Penetration	0.1 mm	2 mm	4-6 mm
Delivery	Rigid mirrors	Fiber	Fiber
Max power	100 W	20 W	100 W
Coagulation	+	++	+++
Precision Cut	+++	+	+

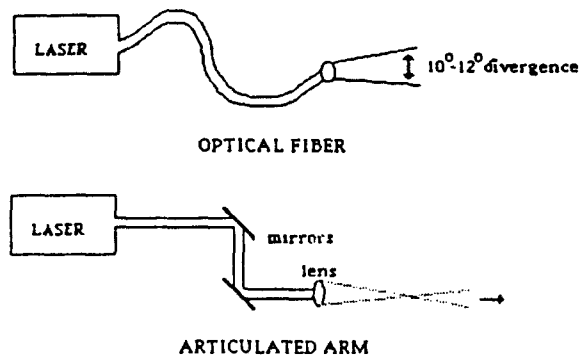


그림 1. 전달시스템 : 광섬유와 관절.

에 널리 이용되고 있다. CO₂와 Argon 레이저는 1960년대 초에 개발한 이래 수술에 널리 이용되어 왔으며 최근엔 Nd : YAG 레이저도 CO₂와 Argon 레이저와 상호 보완적으로 수술분야의 표준장비가 되었다.

II. 전달 체계(delivery system)

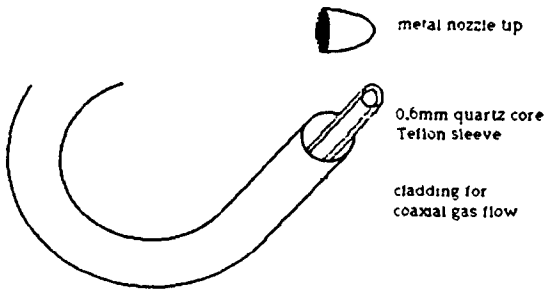


그림 2. 광섬유의 구조.

전달 체계는 Laser head로부터 목표지점까지 전달하는 역할을 하는 것으로서 거울을 이용하는 articulated arm(관절)과 fiberoptic의 두 가지 방법이 있다(그림 1). 의료용으로는 유연성과 기동성이 좋은 fiberoptic을 이용한 방법이 널리 사용되고 있다.

YAG나 Argon 레이저의 경우 유연한 수정 광섬유(Quartz optical fiber)를 통하여 레이저 빔을 전달시킬 수 있다. 경우에 따라서는 그림 2에서와 같이 수정을 둘러싼 플라스틱 관을 통하여 질소, 산소 혹은 압축공기 등의 기체를 보내기도 하고 광섬유를 냉각시키기 위해 물을 순환시키기도 한다. 광섬유의 내부 수정의 지름은 0.2-1mm 정도이며 teflon으로 코팅되어 있다. 광섬유는 유연성이 좋아 인체내부에 손쉽게 도달할 수 있으며 병변부위에 레이저 빔을 주사할 수 있는 장점이 있으나 광섬유를 통과하면서 20% 정도가 광섬유에 흡수되어 출력의 저하를 가져온다. 또한 광섬유를 통한 빔은 그 내부에서 수 많은 굴절을 함으로써 레이저 빔의 평행성을 잃고 그림 1에서와 같이 발산(diverge)하게 되는데 그 정도는 빔의 파장, fiber의 직경, fiber tip의 표면상태에 따라 결정되며 대개의 경우 10°~12°이다. 그러나 렌즈를 fiber tip에 부착시키면 spot의 크기를 수십분의 1mm로 만들 수도 있다.

XeCl(308nm), XeF(351nm)와 같이 파장이 긴 excimer의 경우에는 fiberoptic을 사용할 수 있으나 KrF(248nm)나 ArF(193nm)와 같이 파장이 짧은 excimer 레이저의 경우에는 사용할 수 없다⁽²⁾. CO₂ 레이저 빔은 quartz fiber에 흡수가 많이 되어, 최근에 흡수가 거의 되지 않는 thallium bromide fiber가 개발되었으나 인체에 유해하여 미국에서는 승인을 받지 못하고 있다.⁽³⁾ Articulated arm 내에 있는 거울들도 CO₂ 레이저빔을 흡수하기 때문에 대개 아연과 세레니움 등으로 코팅되어 있다.

III. 의료용 레이저

모든 파장의 레이저빔은 생체조직에 입사된 경우 다음과 같은 세 가지 반응을 일으키게 된다. 매우 낮은 출력에서는 세포의 파괴없이 특정한 화학적 반응과 신진대사 반응을 일으키고 높은 출력에서는 조직의 온도를 높여 열파괴 작용이 발생한다. 또한 극히 높은 출력에서는 열파괴 작용이 발생하기 전에 분자 그대로 조직을 파괴시킨다.

위에서 열거한 세 가지 작용을 일광욕의 예로 들어보면, 해변가에서 약 한시간 정도 일광욕을 한다면 세포의 파괴없이 피부가 붉어질 것이지만 하루종일 계속해서 일광욕을 할 경우 열파괴 작용에 의해 피부의 껍질이 파괴되고 고통이 수반될 것이다. 만약 태양표면 가까이서 일광욕을 한다면 suntan과 sunburn의 과정없이 순간적으로 인체가 폭발하여 기화할 것이다.

의학에서는 레이저의 출력에 따라 근본적으로 세 가지의 용도로 사용하는데 첫째는 저출력으로 화학적-신진대사 반응용으로, 둘째는 중간 출력으로 열파괴용으로, 마지막으로 매우 높은 출력을 이용한 비열적-기계적 파괴(nonthermal mechanical destruction)용으로 사용된다.

1. 화학적-신진대사용 레이저(chemical-metabolic laser)

오래전부터 빛이 생체조직의 신진대사에 미치는 영향에 대하여 알려져 왔는데 그 예를 들면 광합성, 비타민 D 합성, 일광욕 등이다. 저출력 Helium-Neon 레이저(632nm)는 육창성케양의 교원질(collagen, 단단한 단백질) 생성과 치료에 탁월한 효능을 보여왔다. 수술용 레이저인 YAG 레이저(1064nm)를 이용하여 저출력으로 위와 같은 효과를 보았고⁽⁴⁾ 또한 세포를 죽이지 않으면서 DNA 합성을 못하게 한다는 사실도 밝혀내었다.⁽⁵⁾ 이러한 사실을 이용하여 유두종 바이러스에 전염된 콘딜롬(Condyloma)의 바이러스 증식을 억제하는데 유용하게 사용되고 있다. 같은 종류의 레이저라도 파장을 달리 하면 신진대사 작용에 다른 효과를 보이는데 근래에는 1320nm 파장의 YAG 레이저의 효용성이 좋은 것으로 밝혀졌다.⁽⁶⁾ 그리하여 각 조직에의 유용한 생물학적 반응을 일으키는 정확한 파장을 찾아내기 위한 연구가 활발히 수행되고 있다.

최근에는 특정한 조직에만 선택적으로 반응하도록 특수한 화학적 감광성(photosensitizing) agent 혹은 발색단(chromophore)으로 처리한 후 레이저를 사용하기도 한다. 이러한 예를 들면, Tetracycline을 복용하면 태양빛에 매우 민감하게 되어 일광욕을 잠깐만 하여도

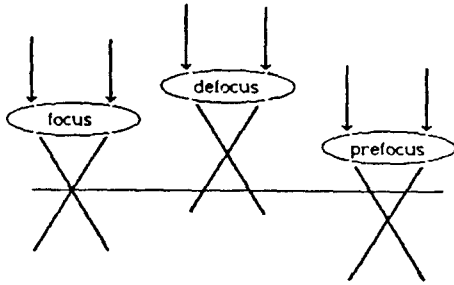


그림 3. 초점방식.

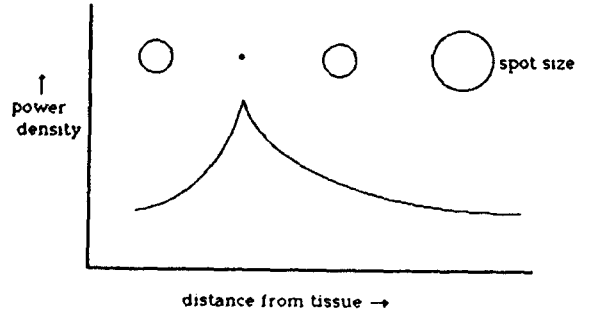


그림 4. Spot size와 출력밀도와의 관계.

sunburn에 걸리게 된다. 또한 종양학 분야에서는 HpD (Hematoporphyrin derivative)라고 불리는 약을 암환자에게 정맥주사한 후 이 약제가 민감하게 반응하는 특수한 파장의 레이저를 이용하기도 한다. HpD는 여러 물질의 복합적인 형태로 구성되어 있지만 그 중에서도 활성적인 물질은 DHE(Dihematoporphyrin ether)라고 불리는 것으로서 이것은 모든 신체조직을 통해 순환한다. 이 약제는 악성조직에 의해 선택적으로 흡수가 되는데 약 2.5~5 mg/kg 비율로 투약되고 정상 조직에서 이 약제가 완전히 사라지는 며칠 정도 지난 후 405 nm의 자외선을 악성조직 부근에 쬐이면 DHE는 붉은 빛(600-700 nm) 형광을 띠게되어 종양을 정확히 찾아낼 수 있다.⁽⁷⁾ 더 재미있는 사실은 저출력 가시광선 레이저를 쬐이면 DHE의 해독으로 종양이 파괴된다는 것이다.

이 Hematoporphyrin은 청색(400 nm)과 녹색(500 nm)의 빛을 가장 잘 흡수하고 적색빛(630 nm)은 약간 흡수하지만 적색빛이 인체조직에서 가장 깊이 침투(1 cm)하기 때문에⁽⁸⁾ 630 nm 파장이 광역학적(photo-dynamic) 치료에 널리 이용되고 있다. 이 광역학적 치료는 침투거리가 짧아 표면에 생긴 종양의 치료에 제한적으로 이용되고 있다. 침투거리를 증가시키기 위해 악성종양의 조직에 fiber를 삽입시켜 치료하는 방법이 시도되고 있다.⁽⁹⁾

He-Ne 레이저의 파장이 632 nm이긴 하나 출력이 2-5mW 밖에 안되므로 조직의 침투력이 약하다. 한편 가변색소(tunable dye) 레이저(630 nm)는 피부 침투에 필요한 3-4 W의 출력을 낼 수 있어 악성종양 치료에 널리 이용되고 있다. Gold vapor 레이저(630 nm)도 8-12 W의 출력이 가능하여 악성종양 치료에 이용될 수 있다. 레이저 사용에 있어 또 하나의 중요한 요소는 출력방식으로서 연속방식과 pulse 방식 두 가지가 있는데 광역학적 치료에 어떤 방식이 더 효과적인지는 아직 밝혀지지 않아 현재는 두 방식이 함께 이용되고 있다.⁽⁹⁾

결론적으로 HpD를 이용한 광역학적 치료방법은 정상

세포에도 어느 정도 이 약제가 흡수되어 정상세포도 파괴되는 부작용을 해결해야 하는 문제가 있지만 새로운 감광성 약제의 개발 및 정맥주사를 통한 주사방법이 아닌 특정한 항체(antibody)에만 작용하는 약제를 개발하려는 연구가 활발히 진행되고 있다.

2. 열파괴용 레이저(thermal destructive laser)

앞에서 살펴본 화학적-신진대사용 레이저는 아직까지 개발단계에 있으나 집중열을 이용하여 조직을 파괴하는 열파괴용 레이저는 수술사 절개 및 조직의 파괴용으로 널리 이용되고 있다.

1) 에너지 밀도

조직의 열효과는 직접적으로 에너지 밀도(단위면적당 조직에 의해 흡수된 총에너지)에 관련된다. 레이저의 출력은 watt로 표시되고, 출력이 목표지점에 빔을 가한 시간을 곱하면 에너지가 되는데 단위는 joule로 표시된다. 여기서 중요한 것은 목표의 크기(spot size)에 의하여 결정되는 에너지 밀도이다. 모든 레이저의 목표의 크기는 목표지점으로부터 전달체계의 끝부분의 tip과의 거리를 변화시켜 조절할 수 있다. 그림 3은 이 거리를 변화시킨 세 가지의 초점방식을 보여주고 있다.

에너지 밀도를 결정하는 요소는 레이저의 출력, 조사 시간, 그리고 목표의 크기인데 이러한 요소들은 외과 의사들에 의해 선택될 수 있다. 에너지 밀도와 더불어 사용되는 매개변수로서 출력밀도(power density)가 있는데 그림 4는 조직으로부터의 거리, 출력밀도, 목표의 크기간의 관계를 보여주고 있다.

2) 열파괴의 단계

생체조직이 레이저 빔에 의해 열에너지를 흡수하게 되면 온도가 높아지게 되는데 그 정도는 총에너지에 의해 결정된다. 레이저 에너지에 의한 조직에 대한 열효과는 표 2와 같다.⁽¹⁰⁾ 55°C 이하의 온도에서는 약간의 조직 수축이 일어나나 영구적인 손상은 발생하지 않는다. 55

표 2. 열에 의한 조직의 파괴단계.

온도	효과
37-55°C	warming, dehydration
55-60°C	welding
60-100°C	blanching, protein denatured
100°C	flash, boil, vaporization

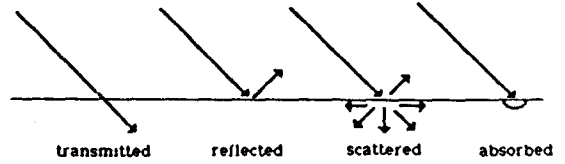


그림 5. 레이저와 조직의 상호작용.

-60°C에서는 세포의 구성인자에 대한 실제적인 손상없이 용접 효과가 일어난다고 알려져 있으나 정확한 용접기전은 밝혀지지 않고 있다. 저출력 레이저는 결합조직(connective tissue)의 용해와 변성을 일으키고 결국은 교원질 섬유(collagen fibers)의 용해를 가져온다고 보고있다.⁽¹¹⁾

약 60°C에서는 실제로 비가역성 세포 단백질의 변성과 조직의 표백(blanching)이 시작되는데 이러한 현상은 달걀의 흰자위를 fry 할 때 생기는 변화와 흡사하다. 100°C에서는 세포액이 끓고 기화하기 시작하여 결국은 세포가 파괴되고 기화해 버린다.

3) 열 레이저 수술의 장점

레이저를 이용한 수술의 장점으로는 우선 환부에 접촉 없이 수술을 함으로써 의사의 수술부위에 대한 시야가 좋다는 점을 들 수 있다(no touch technique). 또한 환부가 세균에 감염될 염려가 없으며 기존의 방법으로는 수술을 해야만 될 부위도 optical fiber를 이용하여 수술없이도 치료할 수 있는 장점이 있다. 또한 레이저는 수술시 탁월한 지혈 효과가 있어 혈우병 환자나 수혈의 양을 줄여야할 환자에게는 필수적인 방법이다. 최근의 연구에 의하면 레이저를 이용하여 수술할 경우 기존의 Bovie(초단파, 고압으로 피부를 절개하는 칼)에 비해 고통이 적어 마취의 양을 줄일 수 있다고 한다.⁽¹²⁾

결론적으로 레이저 수술의 주요 장점은 높은 정밀도와 열파괴의 조절능력이며, 기존의 다른 방법(Bovie, 수술용 칼)에 비해 레이저의 출력, 조사시간, 파장, 조사방법 등의 무궁한 조합으로 원하는 목적을 달성할 수 있는데 있다.

4) 파장

조직이 얼마만큼 레이저를 흡수하는가 하는 것은 레이저의 파장과 밀접한 관계가 있다. 어떤 레이저는 피부표면을 손상없이 침투하는가 하면 그 반대인 레이저도 있다. 또한 어떤 레이저는 특정한 종류의 조직은 파괴하면서 인접한 다른 종류의 조직은 전혀 영향을 주지 않는데 이것은 각 조직이 파장이 다른 레이저에 대한 흡수도가 다르기 때문이다. 가시광선과 마찬가지로 레이저 빔을

생체조직에 조사할 경우 그림 5와 같이 네 가지의 상호작용이 발생한다. 조직에 아무런 영향을 주지 않을 수도 있고 혹은 표면에서 가시광선이 유리를 통과하듯이 곧바로 통과(transmitted)하기도 하고, 조직과 상호작용없이 반사(reflected)하기도 한다. 혹은 근접한 조직으로 산란하여(scattered) 발산(diffuse) 효과를 일으키기도 하며, 조직에 의해 흡수(absorbed)되어 직접적인 영향을 주기도 한다.

생체조직 중에서도 물과 헤모글로빈의 흡수 스펙트럼에 대한 연구가 집중적으로 수행되었다. 거의 모든 조직은 높은 비율의 물을 포함하고 있기 때문에 어떤 파장의 레이저가 물에 의해 대부분이 흡수된다면 조직내의 침투력이 약해져 정밀한 열효과를 얻을 수 있을 것이다. 물의 경우 그림 6에서와 같이 2900 nm에서 흡수력이 최대가 되고 다시 적외선 영역인 약 10,000 nm에서 높아진다.⁽³⁾ 현재까지 이러한 이유로 CO₂ 레이저(10,600 nm)가 가장 보편적으로 이용되어 왔고, 최근에는 물의 최대 흡수 파장과 거의 같은 2959 nm의 파장을 갖고 있는 YAG 레이저가 각광을 받기 시작하고 있으나 CO₂ 레이저와 같이 수정 광섬유에 흡수가 많이되어 전달체계가 문제가 되고 있다.

헤모글로빈은 물과 함께 중요한 목표물로서 특히 혈관 질환의 치료에 중요한 세포다. 그림 6에서와 같이 헤모글로빈은 400 nm와 577 nm에서 각각 최대 흡수력과 두 번째로 높은 흡수력을 갖고 있는데 400 nm의 레이저는 멜라닌에 의해 상당히 흡수되기 때문에 577 nm의 레이저보다는 혈관질환 치료에 덜 이용되고 있다. 한편 Argon 레이저(515, 488 nm)의 파장이 577 nm와 비슷하여 혈관질환 치료에 이용되어 왔으나 두 파장 모두 헤모글로빈의 두 흡수 최대치의 파장(400, 577 nm)의 중간에 속하여 흡수도가 떨어져 큰 실효를 거두지 못하였다(그림 6 참조).

최근에는 가변색소(tunable dye) 레이저와 구리증기(Copper vapor) 레이저를 이용하여 헤모글로빈의 최대 흡수 파장인 577 nm를 정확히 만들어냄으로써 Argon 레이저를 대신하여 피부표면 가까이 위치한 혈관질환

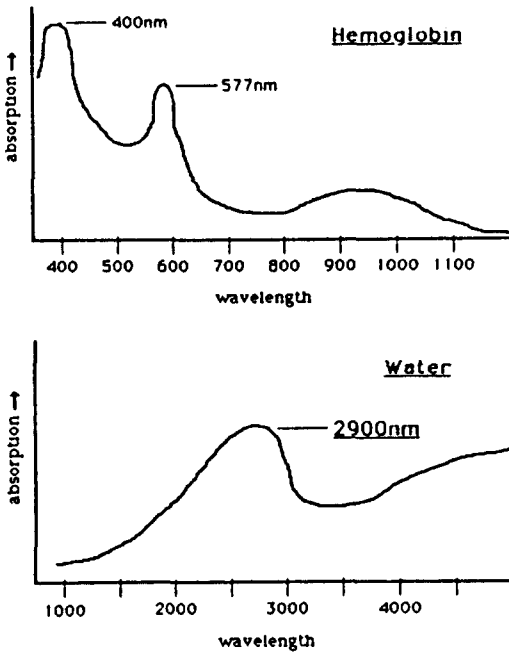


그림 6. 헤모글로빈과 물의 흡수 스펙트럼.

(예: 붉은반점, port wine stain) 치료에 이용하기 시작하였으며⁽¹³⁾ 최근에도 특정조직에서만 흡수도가 높은 파장을 찾기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.

5) Fluence

위에서 열거한 파장 이외에 열파괴의 특성을 결정하는 매개변수로서 레이저 빔의 전달속도(rate of delivery)가 있는데 통칭 fluence 라고 불리운다. 어떤 목표지점에 50 W 로 2초간 전달된 에너지와 100 W 로 1초간 전달된 에너지는 100 J 로 같으나 그로 인한 열효과는 상이하다. 그것은 에너지를 짧은 시간에 전달할수록 인근조직에로의 산란 및 열분산이 적어 정밀한 열효과를 얻을 수 있으므로써 정밀한 절개를 위하여는 가능한한 최대의 fluence 가 이상적이며 큰 부위의 종양을 제거하여야 할 경우는 열분산 효과를 높이기 위해 저출력으로 장시간 에너지를 전달하는 것이 효과적인 방법이다.

펄스형태의 최종 에너지를 결정하는 요소에는 세 가지가 있는데 펄스의 첨두출력, 반복률(repetition rate), 그리고 펄스폭이다(그림 7). 현재 시판되고 있는 의료용 레이저의 경우 펄스의 첨두출력은 연속파형(continuous wave)의 5배 정도까지 낼 수 있고 펄스폭은 대체로 microsecond 혹은 millisecond 정도이며 펄스의 반복률은 1000 Hz 정도까지 올릴 수 있다. 이 세 가지 요소로부터 평균출력을 계산할 수 있는데 똑같은 평균에너지

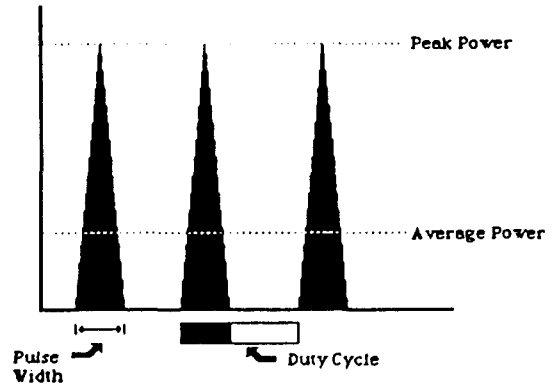


그림 7. Super pulsed lasers.

로 연속파형과 펄스방식의 두 방식으로 목표지점에 조사할 경우, 펄스방식은 조직의 냉각이 펄스와 펄스 사이에서 이루어져 열분산이 연속파형보다 적게된다. 이 펄스방식의 CO₂ 레이저로 뼈를 절단하는데 사용하는데, 그 이유는 뼈 절단을 하기 위해서는 높은 에너지가 필요하면서 동시에 그 주변조직이 높은 열로 말미암아 손상되는 것을 방지해 주기 때문이며 YAG 레이저를 수백 MHz 로 사용하기도 한다. 그러므로 안과용과 수술용 YAG 레이저는 열파괴용 레이저와 근본적으로 상이한 레이저로서 전혀 호환성이 없다.

3. 비열적·기계적 레이저(nonthermal mechanical laser)

비열적·기계적으로 조직을 파괴하는 레이저는 매우 높은 출력의 수술용으로 현재 excimer 레이저와 Q-switched 레이저 두 종류가 있다.

1) Excimer 레이저

비열적인 과정을 통해 조직을 파괴시키는 레이저로서는 excimer 레이저가 있는데 Argon-fluorine(ArF) 또는 Kriptone-fluorine(KrF)이라는 기체가 레이저 발생의 매개체 (medium)로서 전기적 방전에 의해 여기(excited)된다. Excimer 레이저는 매개체의 구성성분에 따라 높은 출력의 157-351 nm 자외선을 발생시키는데 파장이 짧기 때문에 열에 의한 조직의 손상은 미미하며 조직은 일차적으로 "photodissociation"에 의해 파괴되며 이것은 레이저 빔이 세포분자의 화학결합을 파괴하는 현상을 말한다. 최소의 열손상이 일어나기 때문에 목표부위가 극히 정밀하고 인근조직에 대한 파괴가 없는 장점을 지니고 있다.

이 excimer 레이저는 안과 영역에서 각막절제술과 다

른 각막수술에 이용되고 있으며⁽¹⁴⁾ 높은 정밀성이 필요한 혈관벽에 형성된 콜레스테롤을 제거하여 혈관을 넓히는 혈관성형술(angioplasty)에 시도되고 있다. 그러나 excimer 레이저는, 태양의 자외선이 피부세포의 DNA에 손상을 주듯이, DNA의 화학결합을 파괴하기 때문에 짧은 파장의 excimer 레이저가 발암을 일으킬지도 모르며 광섬유를 통해 전달시키지 못한다는 단점이 있다.⁽¹²⁾

2) Q-Switched 레이저

매우 높은 에너지를 발생시킬 수 있는 또하나의 방법으로서 펄스방식의 레이저가 있는데 일반적으로 펄스폭이 짧아질수록 첨두출력의 크기는 커지게 된다. 이 기법은 microsecond의 펄스폭을 사용할 경우 정밀도는 높아지고 열분산은 감소하게 된다. 이 기법의 대표적인 예로서는 안과용 YAG 레이저로서 매우 높은 출력과 nanosecond(10^{-9})의 매우 짧은 펄스의 폭을 갖고 있는데 이러한 기법을 "Q-switching"이라고 하며 레이저의 광공진(optical resonance)의 "quality" factor의 switching을 뜻한다. 이 기법의 원리는 레이저 에너지를 극히 짧은 순간에만 출력시키고 다음 펄스가 나올 동안 레이저 cavity 내에 에너지를 저장하고 증폭시켜 첨두출력을 극대화시키는 것이다. 이렇게 형성된 펄스의 "optical breakdown"이라고 불리는 과정에 의해서 세포를 파괴하는데 그 과정은 충격파에 의해 세포의 원자들이 떨어져 나가는 것을 말한다.⁽¹⁵⁾

"Q-switched" 레이저는 매우 높은 정밀도가 요구되는 안과 영역에서 널리 이용되며 또한 담도 및 요로 결석 파괴에 이상적이나 광섬유를 통해 높은 에너지의 펄스를 전달시키는 과정에서 많은 에너지가 광섬유에 의해 흡수되는 어려움이 있다. 최근에는 펄스를 이용한 가변색소(pulsed tunable dye) 레이저(500 nm)를 직경이 0.2 mm인 매우 작은 광섬유를 통해 결석을 파괴하는데 성공하였다.⁽¹⁶⁾ 현재는 10^{-15} 초(femtosecond)의 펄스폭을 갖는 레이저를 개발 중에 있으며 펄스 출력은 10^9 W(gigawatts)에 달하고 세포내의 성분간의 거리를 정밀하게 측정하는 목적으로 개발 중이다.⁽¹⁵⁾

IV. 결 론

최근 국내에서도 레이저를 이용한 수술은 안과, 산부인과, 이비인후과, 신경외과, 성형외과, 피부과, 일반의과 등에서 널리 행해지고 있다. 특히 마이크로 컴퓨터의 눈부신 발달로 레이저를 주사할 부위, 시간, 파워, 방법 등을 입력시키면 레이저가 자동으로 실행하는 단계에

까지 이르렀다. 또한 전자공학의 발달로 카메라와 레이저가 부착된 복강경 내시경을 복부안에 넣고 모니터를 보면서 수술하는 비디오 레이저 스코피 등의 발달로 수술용 칼로 수술하는 방법에 비하여 절개부위를 최소화함으로써 환자의 고통을 크게 줄일 수 있고 시간과 비용 그리고 혈액의 사용량도 최대한 절약할 수 있는 등의 장점이 있다. 이러한 비디오 레이저 스코피의 발달로 충수담낭 수술의 경우 입원을 하지 않고 외래환자에 대해서도 시술이 가능하여 시간 및 경비를 줄이고 있다. 레이저 수술을 하는 경우 입원기간은 기존의 수술용 칼이나 전기 칼로 수술하는 경우의 반 이하이며 지혈효과가 탁월하고 감염될 확률이 훨씬 적은 반면 제약요인으로 작용하고 있는 것은 아직 숙련된 의사가 적다는 것이며 제대로 전문적인 시술을 하려면 5년 이상의 경험이 필요하다.

레이저를 이용한 수술은 자궁내막식출, 섬유종양, 피부양낭종, 자궁적출술, 난소 및 나팔관 적출술 등이 대표적인 케이스로서 종양제거 및 기관의 적출 등에 주로 이용되어 왔으나 최근에는 CO₂ 레이저를 이용한 조직, 신경 및 혈관의 용접에 시도되고 있다. 한편 피부과 영역에서는 특정한 파장의 단색광을 여러 색소를 통과시켜 파장을 변화시키는 가변색소(tunable dye) 레이저를 이용하여 각기 다른 피부질환의 치료에 이용하고 있다.

최근에는 레이저 다이오드를 이용하여 피부조직에서의 혈류량을, 레이저 도플러 방법으로 측정하는 기기가 개발이 되어 화상이나 교통사고 등으로 피부이식을 한 부위의 생존여부를 진단하는데 이용되고 있으며 파장은 820 nm이며 출력은 2mW이다.

결론적으로 레이저가 아무리 발달을 해도 수술용 칼이나 전기 칼은 각기 그 고유의 특성을 가지고 있으므로 사라지지는 않을 것이나 레이저는 파장, 출력, 파형, 광감성 촉매 등의 무궁한 조합을 통하여 지금까지 밝혀지지 않은 새로운 치료효과를 발견할 것이며 특히 화학적 신진대사용 레이저 분야가 괄목할만한 성장을 할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] A. Einstein: Zur Quanten Theorie der Strahlung. Phys Zeit 1917; 18: 121.
- [2] D. S. J. Choy: Laser applications in cardiovascular disease. Semin Interven Radiology 1986; p.3.
- [3] M. L. Wolbarsht: laser surgery: CO₂ or HF. J. Quant Elect 1984; QE 20: 1426-1432.
- [4] R. P. Abergel, C. A. Meeker, and R. M. Dwyer, et

- al.*: Non-thermal effect of Nd: YAG laser on biological functions of human skin fibroblasts in culture. *Lasers Surg Med* 1984; 3: 279-286.
- [5] D. J. Castro, R. P. Abergel, C. A. Meeker, *et al.*: Effects of Nd: YAG laser on DNA synthesis and collagen production in human skin fibroblast cultures. *Ann. Plast Surg* 1983; 11(3): 214-222.
- [6] L. F. Stokes, D. C. Auth, and D. Tanaka, *et al.*: Biomedical utility of 1.32 μ m Nd: YAG laser radiation. *IEEE Trans Biomedical Eng. BME* 1981; 28: 297-299.
- [7] R. C. Benson: Hematoporphyrin photosensitization and the argon-dye laser, in J. A. Smith(ed): *Lasers in Urologic Surgery*. Chicago, Year Book Medical Publisher Inc, 1985.
- [8] H. B. Gregorie, E. O. Horger, and J. L. Ward, *et al.*: Hematoporphyrin derivative fluorescence in malignant neoplasms. *Ann Surg* 1968; 167: 820-828.
- [9] P.A. Cowled, *et al.*: Comparison of the efficacy of pulsed and continuous wave red laser light in the induction of phototoxicity by hematoporphyrin derivative. *Photochem Photobiol* 1984; 39: 115-117.
- [10] J.G. Hunter, and J. A. Dixon: *Lasers in cardiovascular surgery: Current status*. *West J. Med.* 1985; 142: 506-510.
- [11] A. Serure, E.H. Withers, and S. Thomsen, *et al.*: Comparison of carbon dioxide laser assisted microvascular anastomosis and conventional microvascular sutured anastomosis. *Surg Forum* 1983; 34: 634-636.
- [12] C. E. Flor, and E. V. Banez: A comparative study of postoperative pain and early ambulation in CO₂ laser incisions versus scalpel incisions in elective colorectal surgery, abstracted. *Lasers Surg Med* 1986; 6(2): 200.
- [13] J. G. Morelli, O. T. Tan, and J. Garden: Tunable dye laser (577 nm) treatment of port-wine stains. *Lasers Surg Med* 1982; 6: 94-99.
- [14] S. L. Trokel, *et al.*: Excimer laser Surgery of the cornea. *Am. J. Ophthalmol* 1983; 96(6): 710-715.
- [15] C. A. Puliafito, J. G. Fujimoto: Biomedical applications of short pulse laser effects, abstracted. *Lasers surg Med* 1986; 6(2): 254.
- [16] N. S. Nishioka, *et al.*: Laser fragmentation of stones: *In vitro* measurements. *Lasers surg Med* 1986; 6(2): 254.

Medical Laser

Deok-Won Kim

*Department of Medical Engineering
Yonsei University College of Medicine, Seoul 120-752*

(Received: January 25, 1990)

Characteristics and applications of three major types of lasers are discussed. They are chemical-metabolic, thermal destructive, and nonthermal mechanical lasers. The thermal destructive lasers (CO₂, Argon, and Nd:YAG) are especially explained in detail with regard to energy density, wavelength, fluence, stage of thermal destruction, and advantages of laser surgery. Excimer and Q-switched lasers are discussed as non-thermal mechanical ones. Delivery system, optical fiber and articulated arm, is also discussed. Finally, recent advancements of medical laser are included in the conclusion.