

레이저의 의학적 응용과 전망

윤길원

삼성생명과학연구소 임상의공학연구센터

서울시 강남구 일원동 50

빛과 생체와의 interaction에 대한 연구, 레이저의 소형화와 신뢰성 향상, 빛 전달장치와 주변장치의 다양화등에 힘입어 레이저의 의학적 응용은 급속히 늘고 있다. 파장 및 照射모드의 연구로 치료의 質이 향상되고 있으며, 광섬유와 내시경을 통한 Minimally Invasive Surgery는 독자적인 수술 장르로 구축되고 있다. 새로운 레이저 수술 및 치료 procedure가 개발되고 있으며, 암진단 치료 및 진단장치등으로 응용 영역도 확대되어 레이저는 21세기 의학에서 절대적인 위치를 차지할 것으로 전망된다.

루비레이저가 만들어진지 불과 35년이 지났지만 레이저는 많은 분야에서 사용되고 있다. 의학에 있어서는 1963년에 루비레이저, 1971년에 CO₂ 레이저, 1975년에 CW Nd:YAG가 임상치료에 사용되었으며 현재 거의 모든 종류의 레이저가 임상에서나 또는 연구 분야에서 활용되고 있다.

빛과 생체와의 interaction에 대한 연구, 레이저의 소형화와 신뢰성 향상, 빛 전달장치와 주변장치의 다양화등에 힘입어 레이저의 의학적 응용은 급속히 늘고 있다. 파장 및 照射모드의 연구로 치료의 質이 향상시키고 있으며, 광섬유와 내시경을 통한 Minimally Invasive Surgery는 독자적인 수술 장르로 구축되고 있다. 새로운 레이저 수술 및 치료 procedure가 개발되고 있으며, 암진단치료와 진단장치등으로 응용 영역도 확대되고 있다. 현재는 의학용 레이저가 가지고 있는 full potential의 불과 15%만을 사용하고 있다는 의견도 있다^[1].

레이저빛의 특성 즉 단색광이며, 직진성을 가지며, 波의 위상이 같다는 것은 의학적 응용에서도 가장 중요한 요소가 된다. 먼저 레이저빛의 생체 전파에 대하여 반응에 설명하고 응용 분야를 편의상 수술용, 치료용(low-energy therapy), 진단용으로 나누어 설명하고자 한다.

I. 생체에서의 빛의 전파

빛의 투과 정도는 파장과 생체 조직에 따라 다르다. 개략적인 투과 깊이는 파장이 1064nm인

Nd:YAG 레이저의 경우 4 ~ 6 mm, 488/514.4nm의 아르곤레이저 경우 2 ~ 3 mm이다. 10.6 μm인 CO₂ 레이저의 경우 수십 μm 아래이며, 물에 대한 흡수가 아주 높은 2940nm의 Er:YAG 레이저는 수 μm, 자외선 대역인 엑시머 레이저는 μm order의 깊이 밖에 투과하지 않는다^[2].

같은 파장이라도 특정 조직에 따라 빛의 흡수도가 달라지는데 이를 이용하여 특정 부위만을 손상 시킬 수 있는 선택적 파괴 (selective thermolysis)^[3]가 레이저 수술의 장점이다. 예를 들면 망막의 일 부분이 choroid layer와 유리된 경우, 눈을 통하여 조사된 아르곤 레이저 빛은 렌즈와 유리체에서는 흡수되지 않고 통과되어 망막이 유리된 부분에 집속되어 thermal coagulation을 일으켜 멀어진 부분을 불게 한다. 이와는 반대로 엑시머 레이저빛은 전혀 투과되지 못하고 각막 표피에서 흡수되어 조직을 깨끗하게 제거한다. 다른 예로서 얼굴에 붉은 점으로 보이는 port wine stain은 걸 피부 아래에 있는 모세혈관이 이상 확장된 것으로(그림 1), 이를 '빼기' 위하여 혈액에는 흡수가 높으나 상대적으로 상피와 진피에는 흡수도가 낮은 파장(580nm 근처 주파수)을 사용한다(그림 2).

power density와 레이저 照射시간은 레이저 수술 시 또 다른 매우 중요한 변수이다. 이 두 가지 변수를 어떻게 사용하는지에 따라 thermal damage, photo-ablation, electro-mechanical response 등 다른 반응을 일으킬 수 있다^[4]. thermal damage는 흡수된 빛이 열로 변환되어 생체 조직을 용고시키거나

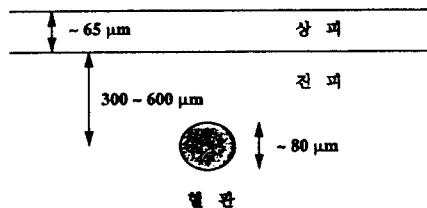


그림 1. 모세혈관 이상 확장의 간략한 모형도.

기화 증발시켜 버리는 것 등으로 조사시간은 대체로 millisecond - 수 십초 정도이고 power density는 $10 - 10^6 \text{ W/cm}^2$ 정도로 사용하고 있다. 현재 많은 레이저 수술이 이 열적 손상에 근거 하는 것으로 조사시간이 길어지면 정상적인 주위 조직이 열전달에 의한 손상을 받기 때문에 짧은 시간만 조사하는 펄스형을 사용한다. 일정 지의를 자동적으로 조사하게 하는 장치를 부착하거나, 컴퓨터 콘트롤에 의한 정밀 수술이 늘어가고 있다.

photo-ablation은 예시며 레이저처럼 자외선의 짧은 파장이 갖는 높은 광자 에너지가 생체의 분자구조를 파괴시키기 때문에 열적 손상의 혼적을 남기지 않고 제거하는 것이다. 레이저 펄스폭은 $10^{-6} - 10^{-9}$ 초 정도이고 power density는 $10^7 - 10^{10} \text{ W/cm}^2$ 정도의 범위에서 주로 사용되고 있다.

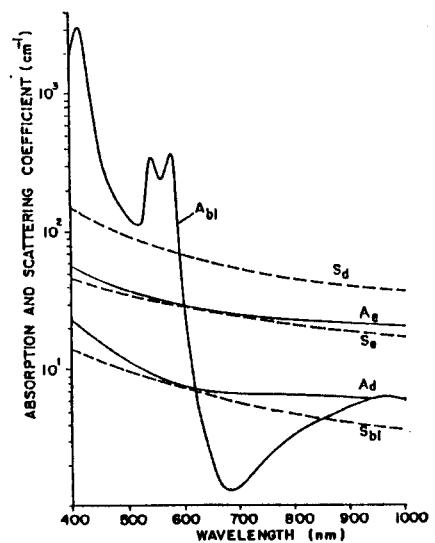


그림 2. 파장에 대한 광학계수. A는 흡수계수 (absorption coefficient), S는 산란계수(scattering coefficient)를 나타냄. 아래첨자 bl(blood)은 혈관을, d(dermis)는 진피를, e(epidermis)는 상피를 나타냄.

electro-mechanical response는 강도가 극히 높은 power density의 펄스를 가함으로 프라즈마가 생성되고 이에 따른 thermal stress와 충격파가 발생된다. 이 충격파에 의하여 결석을 파괴시키는데 이용되고 있다. 펄스폭은 $10^{-7} - 10^{-11}$ 초 범위이고 power density는 $10^{10} - 10^{13} \text{ W/cm}^2$ 범위에서 사용

Medical Lasers

type	wavelength	mode	power [W]	function
gas	Argon	488/514	cw pulsed	1 - 20 photo-coagulation ablation of pigmented lesions
	CO ₂	10600	cw, pulsed	10 - 100 cutting, vaporization
	Excimer	193, 248 308, 351	pulsed	30 - 150 ablation ultra-precise incision
	HeNe	633	cw	- 25mW aiming beam, biostimulation
	Copper vapor	511, 578	pulsed	several W pigmented, vascular lesions
solid	Nd:YAG	1064 (1320, 532)	cw, pulsed Q-switched freq. doubled	40 - 100 - 100Mw p coagulation, cutting (contact mode) precise focal destruction pigmented, vascular lesions
	Er:YAG	2940	pulsed	5, 500kw p precise ablation
	Ho:YAG	2100	pulsed, CW	- 60 coagulation, vaporization
	Ruby	694	pulsed	- 100Mw p pigmented lesions
liquid	dye	300 - 1000	cw pulsed	1 - 15 50Mw p vascular lesions (585, 577 nm) photo-dynamic therapy (630nm)
semiconductors		670 - 1000	cw pulsed	mw - 60w aiming beam, bio-stimulation coagulation, cutting (contact mode)

cw: continuous wave. p: peak power

表 1. 흔히 쓰이는 의학용 레이저의 종류와 기능.

하고 있다^[5].

II. 수술용 용具

레이저빛에 의한 열적 응고, 파괴, 기화 증발, 절단등의 현상을 이용한 레이저 수술은 정도 차이는 있지만 거의 모든 임상과에서 사용하고 있다. 많이 사용되고 있는 레이저의 종류와 기본 기능을 表1에 정리해 보았다. 레이저 빛은 혈액을 응고나 기화시키기 때문에 지혈 효과가 있고 비접촉식이여서 감염 문제가 없다. 폐, 방광, 혈관, 척추등 접근하기 어려운 부위에는 光섬유(optical fiber)를 통하여 레이저 빛을 전달하며 또 imaging fiber를 이용하여 수술 부위를 볼 수 있다. 이런 내시경에 의한 수술은 기존 open surgery보다 절개를 최소(Minimally Invasive Surgery)로 하기 때문에 회복 및 입원 기간을 단축하고 있다^[6].

빛 전달장치

대부분 250 - 2200nm 대역의 파장에서는 석영 광섬유를 사용할 수 있다. 광섬유 core 크기는 200 - 600 μm가 많이 쓰이는데, 결석파괴용등에는 더 작은 core 크기가 이용되기도 한다. 광섬유의 장점은 가늘고 유연하여 인체의 내부에 쉽게 삽입할 수 있는데 몇 가지 유의할 점이 있다. 먼저 CO₂나 Er:YAG 레이저의 파장을 전달할 좋은 광섬유가 나와 있지 않다. 시제품들은 나와 있으나 아직 레이저 파워 전달 효율이 낮고, 기계적 강도나 유연성이 떨어지며, 가격 또한 비싸다. 하지만 質의 향상과 저가격화가 예상되어 점차로 광섬유가 대치할 것으로 예상된다.

거울 반사를 이용 빛을 전달하는 다축관절팔(articulated arm)의 경우 파장에 상관없이 쓸 수 있어 CO₂나 Er:YAG 레이저 빛 전달 장치로 사용되고 있다. 높은 power density의 전달이 가능하여 pigmented lesion을 치료하는 Q-switch Nd:YAG 레이저에는 광섬유 대신 articulated arm을 쓰고 있다. 단점은 유연성이 떨어지며, 기계적 충격에 취약하고, 커서 인체의 노출된 부분을 제외하고는 쓰기가 어렵다는 것이다. 또 다른 빛 전달 장치인 hollow light guide는 금속이나 절연물, 사파이어등의 물질에 매끄러운 내부 빙 공간을 만들어 이 표면에서 빛이 반사되면서 전달되도록 한 것이다. CO₂ 레이저에 쓰이는 것이 있는데 출력 20W, 길이 1.5m 이하로 한정이 되어 있고 에너지 전달 효율이 낮아 활용도는 낮다.

광섬유의 끝단은 그림 3에서 보는 것 처럼 1) bare fiber (또는 접속렌즈와 함께), 2) sapphire tip, 3) metal tip등이 있다. bare fiber는 광섬유 끝을 그대로 이용하는 것으로 접속렌즈나 여러 종류의 악세사리와 같이 결부하여 쓴다. 광섬유에서 빛에 나올 때 빛의 확산 정도와 접속렌즈를 사용하였을 때 beam size와 power density가 어떻게 변하는가에 주의를 기울여야 한다. 광섬유 끝단에서 공기나 water spray가 나오도록 장치를 하여 (handpiece라고도 함) 시술의 효과를 높이기도 한다.

Distal End of Beam Delivery

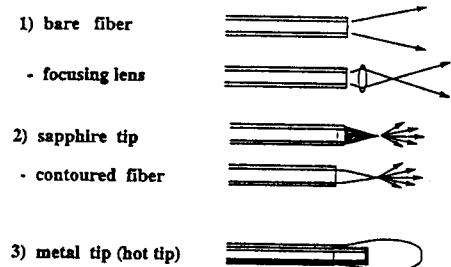


그림 3. Distal end of beam delivery.

sapphire tip은 광섬유의 끝에 sapphire를 뾰족하게 가공되어(그림 3) 부착함으로 빛의 굴절에 의하여 끝단에서 power density가 최대가 되도록 한 것이다. 생체의 흡수도가 낮은 Nd:YAG 파장에서도 tip을 부착하여 생체 조직을 절단하는 데 사용하고 있다. tip 모양에 따라 여러 형태의 power density 분포를 얻을 수 있는데 시술 용도에 따라 선택하여 사용하고 있다. metal tip은 광섬유에서 전달된 빛이 금속으로 전달되어 뜨거워진 끝단으로 시술하는 것으로 일명 hot tip이라고 불린다.

III. 치료용(low-energy therapy) 용具

치료용에서는 인체 조직이 레이저빛에 의한 직접적인 손상을 받지 않는 범위 내에서의 출력을 사용하는 것으로 여기서 편의상 정의하였다. 흡수된 빛 에너지는 미세혈관순환의 향상, 세포 활동 증진 등을 촉진하게 된다. 통증 치료, 류마티즘, 상처 회복등에 많이 이용되고 있다. 미국의 경우 FDA의 허가를 받지 못한 관계로 활용이 거의 없는 편이나 동구나 유럽 등에서는 활발히 사용되고 있다. 세포

의 빛에 대한 반응 및 정화한 치료 원리에 대해선 많은 연구가 필요하다^[7]. 동양의학을 접목시켜 경락에 레이저빛을 쏘아 자극을 유도하여 치료에 이용하기도 한다.

이 외는 달리 photo-dynamic therapy에서 photo-sensitizer를 혈관 주사등을 통하여 주입한 다음 저출력의 레이저빛을 조사하여 암치료를 한다. photo-sensitizer는 대사가 활발한 종양에 선택적으로 많이 불게 되는데, 이때 photo-sensitizer에 흡수가 잘되는 파장의 레이저를 *照射*하면 광화학반응을 일으키게 되는데 이 때 발생되는 singlet oxygen에 의하여 암세포가 죽게 된다.

초기암의 치료에 효과가 좋으며 피부암은 물론 폐, 방광, 식도, 위등 접근하기가 어려운 부위는 광섬유로 빛을 전달하여 치료한다^[8]. 레이저 빛이 흡수되어 발생되는 온도 상승을 1~2°C 정도로 하나, 의도적으로 온도 상승을 올려 열에 의한 synergy 효과를 얻기도 한다. 현재 사용되고 있는 photo-sensitizer는 630 nm에서 사용되는 porphyrin 계열의 PFII인데, toxic effect를 줄이고 빛 투과 깊이가 더 긴 파장에서 사용할 수 있는 제품 개발이 진행되고 있다. Photo-sensitizer는 레이저빛을 조사시 파장이 긴 형광을 발생시키기 때문에 암의 진단에도 각광받고 있다.

IV 진단용 용융

빛을 이용하여 비침습적(non-invasive)으로 계측 진단하는데 많은 연구가 이루어지고 있다. 대체로 파장에 따른 선택적인 흡수에 근거한 분광학과 optical imaging 기술등에 기반을 두고 있다. 혈액을 채취하지 않고 혈액의 속도나 혈중 산소 포화도, 지방 비율을 측정하는 제품은 이미 나와 있으며 기타 glucose나 cholesterol등 혈중 성분을 측정하고자 연구가 진행되고 있다^[9~11]. 또한 종양이나 혈관의 plaque을 레이저 빔을 조사하여 형광빛의 스펙트럼이나 형광의 시간 변화에 따른 변이등을 분석하여 진단한다.

광영상 장비 개발도 진행되고 있는데 예가 optical mammography이다. 빛은 X-ray와 달리 인체에 유해하지 않는 이점이 있다. 빛의 산란 문제를 극복하기 위하여 10^{-12} 초 이하의 짧은 펄스를 조사하여 산란을 거치지 않고 빨리 도착되는 빛을 측정한다^[12~13]. 여러 파장에 대한 영상도 얻을 수 있어 진단에 많은 도움이 될 것으로 기대되는데, resolution을 1mm 이하로 줄일 수 있을지가 관건이 되고 있다.

V. 레이저 개발 동향

레이저빛의 생체 반응을 더욱 이해함에 따라 보다 적절한 파장, power density, 조사시간을 사용하여 수술 질의 향상을 도모하고 있다. 또 새로운 기법이 개발되거나 새로운 파장이 시도되고 있다. 주름살 줄이는 미용 수술로 피부의 얇은 표피만을 태워버리는 것이라던가, 치과 hard tissue 치료용으로 Er:YAG의 도입등이 많은 예의 일부라 하겠다.

레이저 자체는 보다 안정성 있게, compact하게, 전력 소모가 작게 만들어 지고 있다. 몇 가지 제품 동향으로 반도체 레이저의 고출력화, 고체레이저화, 다파장화을 들 수 있다.

반도체 레이저의 고출력화는 여러 반도체 레이저 chip을 묶어 한 fiber에 연결시켜 CW 수십 watts급까지 제품이 나와 있다. 고체 레이저는 유지하기가 쉽고 염료레이저에서처럼 유해한 물질을 처리해야 할 필요가 없다. 반도체 레이저 여기(excitation)나 Ho:YAG나 Er:YAG등 희귀 원소류 레이저의 이용이 늘고 있다.

다파장화는 한 레이저가 두 개 이상의 파장을 발생시켜 치료 범위와 효과를 증진시킨다. 이를 위하여 비선형소자를 이용하여 원래의 레이저 파장을 반으로 줄인 파장(frequency-doubled)도 발생시키거나, 복수의 레이저 헤드를 사용하기도 한다. 또 로보트와 결합하여 정밀 수술을 하거나, virtual reality를 이용한 원격 수술(tele-existence)등이 흥미로운 연구 분야로 떠오르고 있다.

참고문헌

- [1] A. Tebo, Lasers in medicine: A growing field, OE Reports, 125, May 1994.
- [2] 투과 깊이는 대략 e^{-2} 의 감쇄를 기준으로 함.
- [3] R. R. Anderson and J. A. Parrish, Science, 220, 524(1983).
- [4] J. L. Boulois, Lasers in Medical Science, 1, 47 (1985).
- [5] S. P. Dretler, Lasers in Surgery and Medicine, 8, 341 (1988).
- [6] 1995년 6월 현재 삼성의료원의 수술 중 1/3 정도가 이 MIS에 의하고 있음.
- [7] J. R. Basford, Lasers in Surgery and Medicine, 9, 1 (1989).
- [8] R. Lewis, 40, Photonics Spectra, Feb 1995.
- [9] D. T. Delpy, Fetal and Neonatal Physiological Measurements, edited by H. N. Lafeber, 57,

윤길원

- Elsevier Science Publishers B. V.(1991).
- [10] D. W. Lubbers, Sensors and Actuators, 11, 253(1993).
- [11] K. M. Quan *et al.*, Phys. Med. Biol., 38, 1911 (1993).
- [12] L. Feng *et al.*, Appl. Opt., 32, 554(1993).
- [13] J. C. Hebden and D. T. Delpy, Opt. Lett., 19, 311(1994).