

1. 머리말

의광학 (Biomedical Optics)이란, 말 그대로 빛이 생체 조직과 일으키는 상호작용을 이용하여 환자의 치료나 진단 또는 의학 기초분야의 발전에 효과적으로 사용하는 데 필요한 학문이라 정의할 수 있다. 이때 쓰이는 광원 (light source)으로는 레이저를 비롯하여 LED (light emitting diode), SLD (superluminescence diode), 할로겐이나 제논 등 백색광원 (white light source), 흑체 복사기 (blackbody radiator) 등을 들 수 있다. 일반적으로 치료용 광원으로는 레이저가 주로 사용되며 진단용으로는 위에 나열한 여러 가지 광원이 목적에 맞게 이용된다. 의광학은 전자, 전기, 기계 등 공학뿐만 아니라 생물학, 물리·화학 등 기초과학분야와 의학이 접목된 학문으로 세계적으로 의료

또는 펄스빔의 여부, 레이저 조사시간 (exposure time), 에너지 (energy), 에너지 밀도 (energy density), 파워밀도 (power density) 등이 있다. 이중 생체조직의 열전달계수는 조직의 대부분을 물이 차지한다고 볼 때 전체적인 빛과 조직의 상호작용에 미치는 영향이 적다고 할 수 있으나 광학계수와 레이저 파라미터가 변화함에 따라 상당히 다양한 양상이 나타나게 된다. 따라서 조직의 광학계수에 대한 정확한 측정과 치료의 목적에 따른 최적화 된 레이저 파라미터의 선정은 치료의 성공 여부를 가름하는 가장 중요한 잣대라 할 수 있다. 본 논문에서는 생체조직의 광학계수를 설명하고 레이저의 파라미터에 대한 여러 가지 빛-조직 상호작용에 대하여 고찰해보고자 한다.

특집 ─ 의광학

생체조직광학과 레이저치료

김법민*, 임현수

임상에서뿐만 아니라 나노기술 (nanotechnology), MEMS, 조직공학 (tissue engineering) 등 첨단 분야에도 광범위하게 적용되고 있다. 일반적인 광학분야에서는 미국·일본·유럽 등 선진국에 필적할 만한 인프라를 구축해 나가고 있는 우리나라에서 의광학이란 아직까지 많이 알려져 있지 않은 새로운 분야이며 그만큼 가능성이 많은 분야라고도 할 수 있다.

특정 파장을 가진 빛이 생체조직에 입사할 때 일어나는 현상들은 크게 조직의 광학계수 (optical properties), 열전달계수 (thermal properties), 그리고 레이저의 여러 가지 파라미터들에 의해 결정된다. 광학계수는 흡수계수 (absorption coefficient), 산란계수 (scattering coefficient)를 들 수 있으며 열전달계수는 밀도 (density), 비열 (specific heat), 열전도율 (heat conductivity) 등이 있고 레이저의 파라미터로는 파장 (wavelength), 연속빔

2. 생체조직의 광학계수

특정 생체조직에서 빛이 흡수되거나 산란되는 정도를 전체 광감소계수 (total attenuation coefficient, μ_t)라 하고 $\mu_t = -\ln(T)/L$ 로 정의되며, 이때 T 는 빛이 조직 내에서 일정 길이를 진행할 때의 투과율 (transmission)을 그리고 L 은 그 진행 길이를 나타낸다. 그중 흡수되는 정도를 흡수계수 (absorption coefficient, μ_a)라하고 산란되는 정도를 산란계수 (scattering coefficient, μ_s)라 한다. 따라서 $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ 의 관계를 가지며 μ_t, μ_a, μ_s 모두 cm^{-1} 또는 mm^{-1} 의 단위를 가진다. 흡수, 산란계수와 함께 중요한 광학계수의 하나는 광자가 산란될 때의 산란각도에 대한 것으로서 비등방 계수 (anisotropy, g)라 부르며 산란전 광자의 진행방향과 산란후의 진행방향이 이루는 각도의 평균치를 나타낸다. g 가 0이면 모든 방향으로 동일하게 산란

* 연세대학교 의공학과

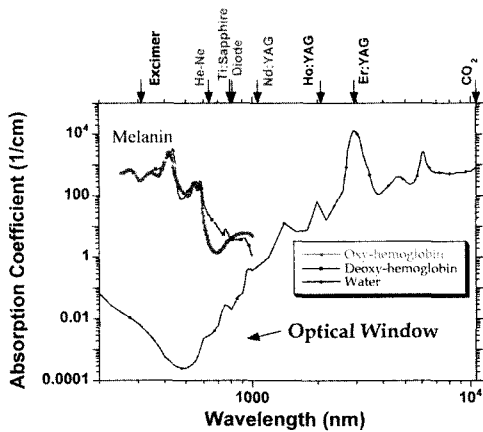


그림 1. 파장에 따른 멜라닌, 헤모글로빈 그리고 물의 흡수계수 변화. 600 nm - 1100 nm의 영역을 광학창 (optical window)라 한다. 표의 위편에는 각종 레이저의 파장을 표시하였다.

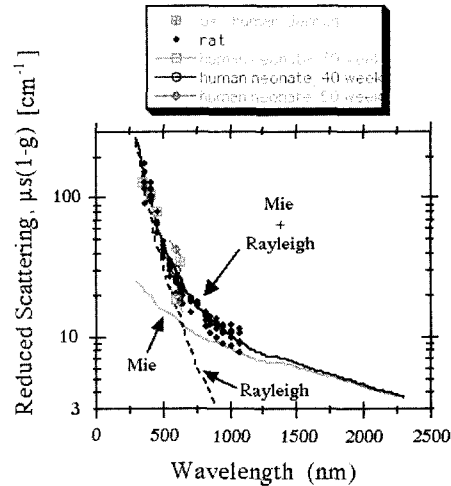


그림 2. 신생아 피부의 감소산란계수 측정치. 파장에 따라 Mie scattering 또는 Rayleigh scattering이 두드러진다. (Oregon Medical Laser Center)

됨을 뜻하며, 1이면 완전한 전방향 (forward-directed)으로의 산란만이 일어남을 말한다. 보통 생체조직의 비등방계수는 0.9 정도의 값을 갖는다. 이와 같이 μ_a , μ_s , g 는 각각 독립적인 생체조직의 가장 기본적인 광학계수이며 때로는 μ_s 와 g 를 합쳐서 μ_s' ($\mu_s' = (1-g)\mu_s$) 즉, 감소 산란계수 (reduced scattering coefficient)라 부르기도 한다. 그림 1은 생체조직 구성성분 중 가시광선과 근적외선 영역에서 주된 흡수체인 멜라닌 색소, 혈액, 그리고 물의 흡수계수를 나타낸 것이며 그림 2는 Oregon Medical Laser Center (OMLC)에서 측정된 감소 산란계수의 예를 보여 준다. 일반적으로 짧은 파장의 빛은 주로 단백질이나 헤모글로빈에 의해 강하게 흡수되며, 긴 파장의 빛은 주로 물에 의해 흡수된다. 반면 약 600 nm - 1100 nm 사이의 빛은 생체조직에 의해 비교적 적게 흡수되어 조직으로의 침투가 용이하므로 두꺼운 조직의 치료·진단시 많이 쓰이는 파장이다. 이 파장 영역을 광학 창 (optical window)이라 한다. 하지만 이 영역에서는 흡수보다 산란의 영향이 월등하게 높아 빛의 분포를 예측하는데 어려운 점이 있다. 흡수계수가 산란에 비해 월등히 큰 경우에는 Beer-Lambert's law 등 간단한 수식을 이용하여 빛의 분포를 예측할 수 있지만 보통 생체조직처럼 산란이 큰 경우에는 보통 Diffusion theory나 Monte-Carlo 방법 등이 일반적으로 사용된다.

3. 생체조직의 광학계수 측정법

생체조직의 광학계수 측정은 크게 (1) photometric 방법, (2) photothermal 방법, (3) photoacoustic 방법 등으로 나눌 수 있다. Photometric 방법은 특정 파장의 빛을 조사하고 생체조직과 상호작용 (interaction) 후에 감쇠되는 빛을 측정하는 방법이고, photothermal 방법은 빛을 조사한 후 발생하는 열상승과 온도의 감쇠를 측정하여 흡수계수를 측정하는 방법이며 photoacoustic 방법은 빛 조사 후 선택적으로 흡수하는 조직 내의 물질로부터 발생하는 음파를 측정하여 흡수계수를 평가하는 방법이다. 이 중 가장 많이 사용되고 있는 방법은 photometric 방법이며 이는 다시 (1) 연속빔 (continuous wave)을 이용한 방법, (2) Time-domain 방법, (3) Frequency-domain 방법 등이 있다. 지면상 각 방법의 세부적인 내용을 담을 수는 없으나 그 종류와 간단한 원리에 대하여 소개하고자 한다.

• 연속빔을 이용한 방법

가장 일반적이고 저렴하게 구성할 수 있는 방법으로 보통 적분구 (integrating sphere)를 사용하거나 광섬유를 사용하여 광원으로부터의 위치에 따른 빛의 세기변화를 관찰하는 (spatially resolved diffuse reflectance) 방법이 일반적으로 많이 사용된다. 적분구 방법은 4 - 6 인치 정

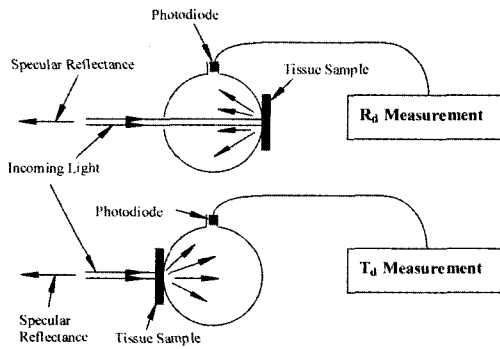


그림 3. 적분구 (integrating sphere)를 사용하여 diffuse reflectance와 diffuse transmittance를 측정하는 방법

도의 지름을 갖고 내부가 고반사 코팅된 적분구를 사용한다. 이 적분구에는 정확히 지름의 양측에 작은 구멍이 나 있고 별도의 위치에 광검출기가 설치된다 (그림 3). 빛이 들어오는 쪽의 구멍에 일정 두께의 샘플을 놓게 되면 투과 확산광 (diffuse transmittance)을 측정하게 되며 반대쪽에 놓으면 반사확산광 (diffuse reflectance)을 측정할 수 있는데 바로 이 두 수치를 이용하여 inverse algorithm을 수행시켜 흡수계수와 감소 산란계수를 평가할 수 있다. Inverse algorithm으로는 Adding-doubling 방법이나 Monte-Carlo 등이 사용된다 (참고 문헌 참조). 간단하지만 in vitro로 밖에는 사용할 수 없다는 단점이 있다. Spatially-resolved diffuse reflectance 방법은 생체조직의 한 작은 부분에 빛을 조사시키고 일정한 거리에 따른 반사광의 세기 감쇠를 측정하는 방법이다. 거리에 따른 빛의 감쇠정도와 총 반사되는 빛의 양을 측정하면 광학계수의 도출이 가능해진다. 비교적 손쉽고 in vivo로 정확한 측정이 가능하기 때문에 많이 사용된다.

• Time-domain 방법

시간적으로 매우 짧은 펄스 (picosecond 정도)를 조직에 입사시키고 일정거리 떨어진 곳에서 반사되어 나오는 빛의 시간에 따른 분포를 측정한다. 이때 반사광이 최고치가 될 때까지의 시간과 최고치가 지난 후의 광감쇠기울기를 측정하고 Diffusion theory를 이용하여 광학계수를 도출한다. in vivo로 사용할 수 있다는 장점이 있지만 짧은 펄스 길이를 갖는 빛을 내는 광원과 매우 빠른 검출시스템이 필요하기 때문에 장비구축에 많은 비용이 드는 단점이 있다.

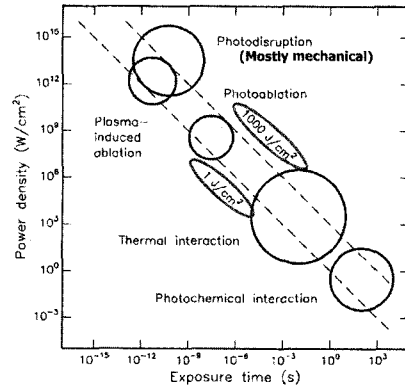


그림 4. 레이저의 파워밀도와 레이저 조사시간 (또는 펄스의 폭)에 따른 다양한 치료효과 영역.

광원과 검출기의 위치를 다양하게 하면 Frequency-domain 방법과 마찬가지로 광학계수 측정뿐 아니라 2차원 또는 3차원 이미징을 수행할 수도 있다.

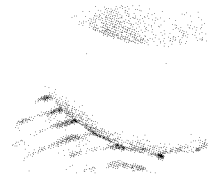
• Frequency-domain 방법

짧은 시간상 펄스를 사용하는 대신 일반적인 빛을 매우 고주파수로 (100 - 200 MHz) 변조시켜 일정거리 떨어진 곳에서 검출되는 빛의 modulation (AC/DC)과 위상차 변이를 측정하여 광학계수를 측정하는 방법이다. 이때 검출 방법으로는 AM라디오 리시버에서 사용되는 헤테로다인 방법이 많이 사용되며 Time-domain 방법보다 저렴하게 장비구성이 가능하다. 물론 in vivo 측정이 가능하다.

4. 레이저광을 이용한 치료법

치료용 광원으로는 주로 레이저가 쓰이며 레이저의 특징은 다음과 같다. (1) 가간섭성 (coherent): 나란히 진행되는 빛 파동들의 위상이 시·공간적으로 일정하다; (2) 직진 평행성 (collimated): 빛의 진행이 평행하다; (3) 단색성 (monochromatic): 백색광이나 LED 등과는 달리 단색성을 갖는다. 레이저는 이와 같은 특성으로 인해 높은 세기로 빛의 에너지를 집적하는 것이 가능하기 때문에 치료용으로 가장 먼저 사용되기 시작하였다.

흔히 레이저 수술하면 강한 빛으로 조직을 태워서 절단하는, 다시 말해서 외과수술용 메스를 대체하여 수술하는 과정으로 오해하기 쉬우나 이는 레이저를 사용한 수술의



극히 일부분에 속하며 도리어 기존의 장비 즉 전기 메스 등과의 경쟁이 힘든 분야라 할 수 있다. 이보다는 레이저만의 독특한 성질을 이용하여 각종 분야의 임상치료에 이용되고 있는데, 가장 큰 특징으로는 (1) 광섬유로 에너지를 전달할 수 있어 인체 내부에 많은 에너지를 전달하는 것이 용이하며 따라서 절개부분이 작아질 수 있고; (2) 조직을 이루는 각 성분의 흡수정도 차이에 따라 적절한 파장을 사용하여 원하는 조직만을 선택적으로 제거할 수 있으며; (3) 전기 메스를 사용할 때처럼 인체에 대한 전기충격의 가능성이 없다는 것들을 들 수 있다.

사용하는 레이저의 파라미터에 따라 다섯 가지 정도의 치료효과를 기대할 수 있으며 그림 4는 파워밀도와 레이저 조사시간 (또는 펄스의 폭)에 따른 다양한 치료효과의 영역을 나타낸다. 레이저의 파라미터가 매우 다양한 반면 보통 1 J.cm^2 에서 1000 J/cm^2 의 에너지 밀도를 가진 경우가 치료에 주로 사용된다.

4.1 광화학적 효과 (photochemical effect)

광화학적 효과를 이용한 대표적인 치료법으로는 광동역학적 치료 (photodynamic therapy, PDT)를 들 수 있다. PDT란 빛을 흡수할 때 산소와 결합하여 라디칼을 생성시키는 광민감성 약품 (photosensitizer)을 이용하여 암세포 등을 파괴하는 치료법이다. 이때 광민감성 약품은 암세포에만 선택적으로 축적되는 성질을 가지며, 따라서 주위 조직에 손상을 최소화시키며 암세포만을 공격하는 효과를 얻을 수 있다. 현재 hematoporphyrin 파생물 (derivative) 계열인 photofrin I과 II가 많이 사용되며 이들은 체내 주입 이후 약 3일 정도 지나면 암세포에 정상조직보다 약 30배가 넘게 축적되게 된다. 보통 체중 1 kg 당 $2.5 - 5 \text{ mg}$ 정도를 투여하게 된다. 보통 광민감성 약품이 암세포에 정착하고 정상조직에서는 씻겨나갈 수 있도록 레이저를 사용하기 약 24 - 72시간 전에 인체에 투약한다. 이때 사용되는 레이저는 연속발진을 하거나 몇 초 정도의 긴 시간동안 조사된다.

치료시 암세포 주위 혈관이 손상당하면서 산소의 농도가 저하되어 PDT의 효과가 떨어진다거나, 라디칼이 광민감성 약품 자체를 파괴시키는 광표백 현상 (photobleaching), 광민감성 약품이 피부에 축적되어 빛을 쬐 때 생기는 피부화상, 제한된 빛의 투과깊이로 인하여 큰 암조직의 치료에

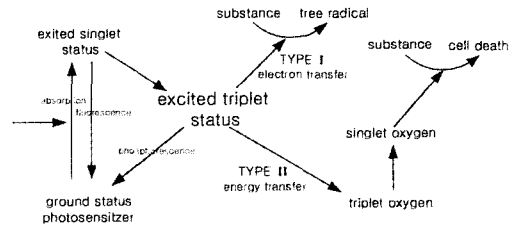


그림 5. PDT의 원리.

어려움이 있는 점 등 아직 개선할 부분이 많으나, 방광, 폐, 식도 등의 암조직 치료에 효과적으로 쓰일 수 있음이 검증된 매력적인 신치료법이라 할 수 있다. 최근에는 피부 화상 등의 문제점을 최소화하고 보다 깊은 투과깊이를 갖는 파장에서 사용하기 위하여 5-ALA (5-aminolaevulinic acid), m-THPC (meso-tetra-hydroxysphenyl-chlorin) 등 새로운 광민감성 약품이 개발되고 있다. 우리나라에서도 최근 몇 회사들이 PDT용 레이저 개발에 매진하고 있다. 그림 5는 PDT의 전체적인 원리를 설명하여주는 구성도이다.

4.2 광열적 상호작용 (photothermal interaction)

빛이 생체조직과 만나게되면 흡수나 산란이 일어나게 되고, 일단 흡수된 빛에너지의 일부는 열적 에너지로 변환되며 따라서 생체조직의 온도를 증가시키게 된다. 온도증가가 일정치를 넘게되면 광응고 (photocoagulation)가 일어나고, 조직 표면에서의 온도상승이 특히 심한 경우에는 탄화 (carbonization)가 일어나 검은색을 띄게 된다. 적외선 영역의 빛인 경우, 표면의 바로 아랫부분에서 물의 열적 팽창과 기화가 일어나 조직의 탄성한계를 초과하게 되면 팝콘을 튀길 때와 같은 작은 폭발현상 (pop-corn effect)이 일어나기도 한다. 한편 탄화가 일어나면 대부분의 빛에너지가 표면에서 흡수되어 버리므로 빛이 투과하지 못하고 표면온도만 상승하므로 큰 조직을 열적으로 피사시켜야 할 경우 목적을 달성하기 힘들어진다. 따라서 저온의 물이나 액화질소를 스프레이로 만들어 표면의 온도를 일정하게 유지하여 빛의 투과깊이를 유지하면서 큰 조직을 광응고시키는 방법이 많이 쓰이고 있다. 이때 주의할 점은 조직이 응고됨에 따라 광학계수와 조직 주위의 혈류량이 변

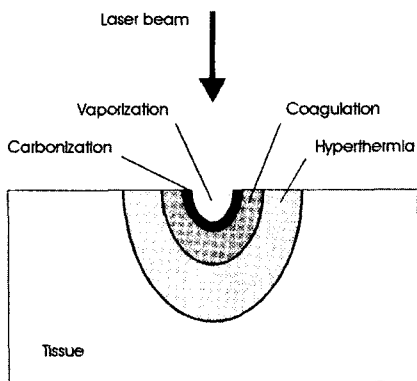
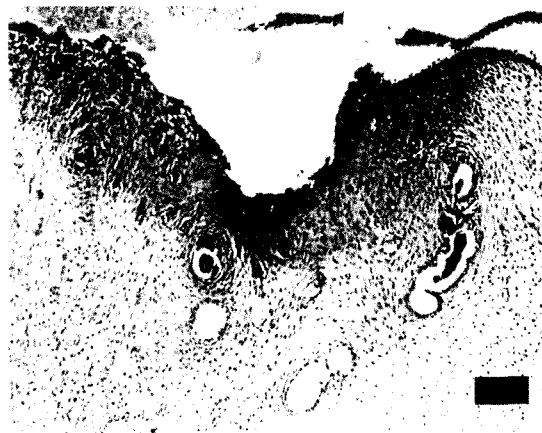


그림 6. 광열적인 효과를 이용하여 조직 절개를 수행한 사진.



하여 빛과 온도분포가 실시간으로 변화하므로 응고될 부피를 예상하는데 어려움이 따른다는 것이다. 광열적 효과를 이용한 광응고 치료법은 전립선 비대증, 각종 암조직 응고, 망막치료 등에 사용될 뿐만 아니라, 주위 조직에는 많이 흡수되지 않지만 제거하고자 하는 성분만이 흡수하는 파장을 써서 피부과에서의 모세혈관 확장성 모반 (port wine stain)의 치료, 문신·털 제거 등에 걸쳐 광범위하게 사용된다. 보통 커다란 조직에 대한 광응고를 목적으로 할 경우 Nd:YAG레이저나 다이오드레이저 등을 사용하며 기화 (vaporization)를 일으키고자 하는 경우 CO₂레이저를 많이 쓴다. 그림 6은 광열적인 조직손상의 예를 보여준다.

4.3 UV를 이용한 광 제거 (UV-photoablation)

ArF (193 nm), XeCl (308 nm) 등 자외선 영역의 엑시머 레이저 (Excimer laser)로 조직을 제거하는 현상을 말하며, 이때 광자 (photon)는 그 높은 에너지로 인해 라디칼을 형성하거나 분자 자체를 쪼개어 플라즈마를 형성하여 제거하며 일반적으로 나노초의 펄스를 이용하여 $10^7 - 10^8 \text{ W/cm}^2$ 의 파워 밀도를 발생시켜 시술한다. 자외선 영역의 빛은 단백질이나 핵산 (nucleic acid)에 의해 주로 흡수되며 광열적인 효과보다는 이러한 플라즈마로 인한 조직체거가 주를 이루기 때문에 주위조직에 열적 손상을 덜 일으킨다는 것이 알려져 있다. 240 - 260 nm에서는 DNA의 흡수가 높아 cytotoxicity를 일으킬 수 있으므로 이 영역의 KrF 등의 레이저는 사용되지 않는다. 이와 같

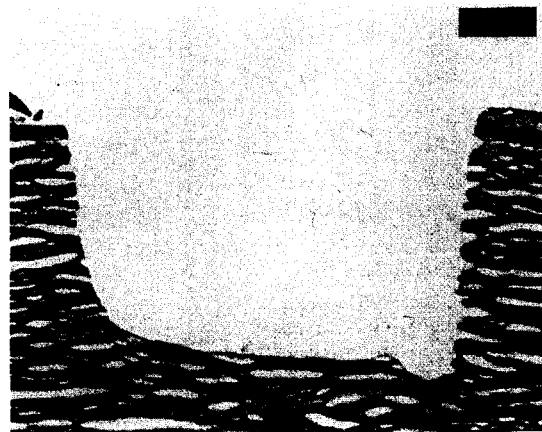


그림 7. ArF 레이저를 이용하여 주위조직에 대한 손상 없이 각막 조직을 제거한 모습

이 Excimer 레이저는 열손상 없이 각막 등을 효과적으로 제거하기 때문에 요즈음 라식 수술 등에서 효과적으로 쓰이고 있다 (그림 7).

4.4 광기계적 효과 (photodisruption effect)

광기계적 효과란 조직에 흡수된 빛에너지가 과도한 경우, 특히 이 에너지가 빠른 시간 내에 조직의 일부지역에 집중적으로 축적될 경우 빛을 흡수하는 흡수체 (chromophore)의 온도가 임계점을 넘어 기화되면서 주위 조직이 폭발적으로 제거 (ablation)되는데 따르는 부수적인 현상들을 말한다. 빛의 파장이 적외선 영역에 있는 경우 주된 흡수체는 물이므로 물이 기화되어 기포를 형성하

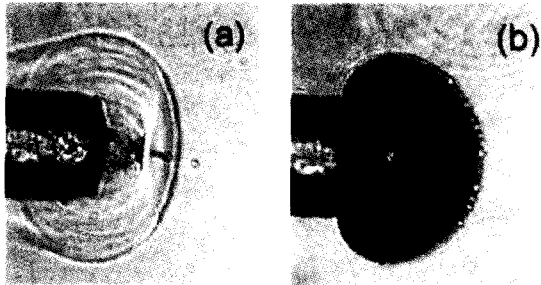


그림 8. 나노초 (nanosecond)의 길이를 갖는 레이저 펄스가 만들어 낸 (a) 압력파 (pressure wave) 와 (b) 기포 (bubble)의 사진.

고 그 에너지가 주위조직의 탄성한계를 넘어서면 ablation이 일어난다. 이때 폭발로 인한 반동압 (recoil pressure) 과 기포가 깨지면서 생기는 충격파 (shock wave)로 인해 주위 조직에 추가적인 기계적 손상이 가해지게 되는데, 많은 경우 원하지 않던 큰 손상이 갈 수도 있으므로 레이저의 파라미터를 정하는데 주의가 요망된다. 보통 레이저 펄스의 투과 깊이가 레이저 빔의 반지름보다 작으면 열이 주위조직으로 확산되기 전에 작은 조직부피에 집적되어 효과적인 광열적 또는 광기계적 ablation이 가능하다 (thermal confinement). 반면 펄스길이가 매우 짧아 압력파 (pressure wave)의 진행속도보다도 빠르게 조직에 집적되게 되면 더 많은 에너지가 집적되어 높은 광기계적 조직 제거율을 얻을 수 있다. 그림 8에 물 속에 담겨진 광섬유를 통해서 전달된 레이저 펄스가 만들어 내는 압력파 (pressure wave, 그림 8(a)) 와 연이은 기포의 생성 (bubble formation, 그림 8(b))이 나타나있다.

4.5 펨토초 레이저를 이용한 플라즈마 조직 제거

펨토초 레이저를 이용한 조직제거의 원리와 치료 예는 본지 7권 2호에 자세하게 설명되어있는 관계로 본 논문에서는 다루지 않는다.

5. 레이저 임상 치료응용의 종류

5.1 안과

레이저의 발명 직후인 1961년 망막박리 (retinal

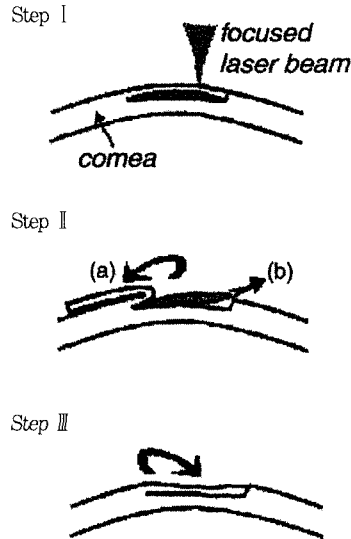


그림 9. 라식 수술의 수행과정

detachment)를 치료하기 위하여 Ruby laser를 사용하면 서부터 안과 치료에 레이저가 본격적으로 사용되기 시작하였다. 초록색과 푸른색 광이 혈액에 잘 흡수가 되므로 Ar⁺ 레이저 (488nm, 514nm)는 혈액에 대한 광열적 효과가 좋아 혈관을 응고시키는데 상당한 효과를 보이고 있으며, 안구의 유리체 (vitreous body)를 치료하는데 Ar⁺ 레이저나 Kr⁺ 레이저가 사용되어지고 있다. 이러한 망막 치료뿐만 아니라 백내장 치료에 Nd:YAG 펄스 레이저가 scattering membrane을 수술을 하지 않고 제거하는데 사용되고 있으며, 녹내장 (Glaucoma)은 anterior chamber 와 posterior chamber사이의 수액흐름이 방해를 받아 압력이 발생하여 두통과 부종 (edema) 그리고 망막 신경 섬유의 퇴화로 시력 저하를 가져오는 것을 말하는데 Ar⁺ (dark iris, 0.1~0.2 sec, 700-1500mW)이나 Nd:YAG 레이저 (less dark iris, pico, nano second laser pulse)등이 치료에 사용되고 있다. 뿐만 아니라 ArF 레이저를 사용하여 각막을 얇게 하여 각막복구술 (corneal reshaping)에 이용되는 등 눈을 치료하는데 있어서 다방면으로 사용되어지고 있다. 그 중에서도 90년대 중반부터 시작된 라식 (Laser in situ keratomileusis)은 안과치료에 레이저가 사용되고 있는 대표적인 예라 할 수 있을 것이다. 그림 9는 라식수술의 과정을 나타낸 그림으로 펄스 레

이저를 사용하여 각막의 상층부(130-160 μ m)를 절개한 후 각막 실질을 레이저를 이용하여 깎아내게 되며 레이저를 이용한 각막의 절삭이 끝난 후 처음에 잘라냈던 각막의 상층부를 원위치 시키고 건조 고정함으로써 수술이 끝나게 된다.

5.2 치과

치과 조직은 아주 견고하며 비교적 물성분을 적게 포함하는 법랑질 (enamel), 상아질 (dentin) 등의 경조직과 잇몸, pulp 등과 같이 비교적 약하고 물성분을 많이 함량하고 있는 연조직으로 나뉜다. 경조직의 파괴에 레이저를 이용할 경우 일반적인 드릴링으로 인해 발생할 수 있는 진동과 소음으로 인한 고통을 줄일 수 있다는 장점이 있다. 하지만 초기에는 레이저 치료시 상당한 열손상이나 크랙과 같은 기계적 손상이 나타나기도 했지만 Er:YAG 레이저 등의 사용으로 열적 효과에 의한 부작용을 최소화하게 되었다. 특히 펨토초 레이저(femtosecond laser)의 개발은 치과 치료에 많은 기여를 할 것으로 보인다. 펨토초레이저는 열손상 뿐만 아니라 기계적인 손상도 최소화하는데 유용하다고 학계에 보고되어 있다. 최근에는 다이오드 레이저(830nm)를 이용해 물과 활성 산소를 갖고 있는 약품과 함께 사용함으로써 미백 효과를 내기도 한다.

5.3 피부과

피부과에서 사용되는 레이저를 사용되어진 연대순으로 열거해 보면 다음과 같다. 1세대격인 CO₂ 레이저(10,600nm)는 특정 색깔에 선택적인 흡수를 보이지 않고 주로 세포 내외의 수분에 비선택적으로 흡수되는 특징이 있어서 점(모반), 사마귀, 티눈, 표피 모반 등의 치료 등에 이용되었지만 현재는 스캐너(scanner)를 장착하거나 짧은 펄스를 이용하여 주름 제거, 흉터 제거, 수두, 마마자국을 제거하는데 사용된다. 피부과에서는 이 외에도 다양한 레이저가 임상에서 사용되는데 oxyhemoglobin의 붉은 색과 melanin 색소의 검정색을 주목표로 하여 이에 가장 잘 흡수되는 파장을 이용하여 선택적으로 대상을 파괴하는 Dye 레이저, 붉은 색의 혈관중, 혈관 확장증 등을 치료하는 Copper Vapor 레이저(577nm)와 Pulsed Dye 레이저(585nm), 멜라닌을 지닌 주근깨, 흑자, 검버섯 등과 오

타씨 모반, 문신 등등을 치료하는 Argon Dye 레이저(514nm), Doubled Nd:YAG 레이저(532nm), Nd:YAG 레이저(1064nm) 등이 있다. 또한 레이저 제모(hair removal)도 활발하게 수행되고 있는데 이는 모낭에 선택적으로 흡수되는 파장을 사용하여 피부멜라닌 성분을 보호하며 영구히 모낭을 제거하는 것을 목표로 한다.

5.4 부인과

부인과에서는 CO₂ 레이저가 많이 사용되고 있는데 그 이유로는 펄스 파워와 빔의 집속 정도 등을 바꿈으로써 매우 다양한 치료 효과를 얻을 수 있기 때문이다. CO₂ 레이저(10600nm)를 사용한 치료는 CIN(cervical intraepithelial neoplasia), VIN(vulvar intraepithelial neoplasia), 그리고 VAIN(vaginal intraepithelial neoplasia) 등이 있다. 이밖에도 CO₂ 레이저와 Nd:YAG(1064nm) 레이저는 endometriosis와 uterine tube의 obstruction을 치료할 수 있으며, Nd:YAG 레이저로 sterilization도 가능하다.

5.6 신경외과

MRI나 CT를 이용해서 제거해야 할 뇌종양의 정확한 위치를 파악한 후, 뇌종양을 제거하는데 있어서 Ruby 레이저(694nm)와 강력한 파워의 CO₂ 레이저(10600nm)가 사용되었지만 심각한 열효과에 의한 손상과 혈관 응고를 시키는데 좋은 효과를 얻지 못했다. 그리고 Nd:YAG(1064nm)나 Nd:YLF(1053nm) 레이저로 뇌조직과 혈관 모두 응고시킬 수 있었지만 CW LASER를 이용한 응고 치료의 심각한 문제는 necrotic 조직에 심각한 edema를 만든다는 것이다. 그 대안으로 펨토초 레이저를 이용하는 방법이 고안되고 있다.

6. 맺음말

레이저 치료는 위에 열거한 분야들 외에 비뇨기과, 혈관성형술, 관절경 검사, 소화기관 치료, 이비인후과 등 여러 분야에서 다양하게 사용된다. 최근 국내에서도 치료용 레이저를 제작, 판매하는 업체가 급속히 늘고 있으며 앞으로



레이저와 생체조직간의 상호작용에 대한 연구를 바탕으로 보다 다양하게 그 응용 영역을 넓힐 수 있으리라 사료된다. 본 논문에서는 구체적인 내용에 대한 참고 문헌을 일일이 밝히지는 않았으나 최근 발간된 좋은 자료와 의광학 관련 세계 우수기관의 웹주소를 아래와 같이 소개하고자 한다.

참고문헌

· Textbook 형식의 최근 참고자료

- (1) Biomedical Photonics Handbook, Editor: Tuan Vo-Dinh, CRC Press, 2003 (ISBN: 0-8493-1116-0)
- (2) Medical Applications of Lasers, D.R. Viji, K. Mahesh, Kluwer Academic Publishers, 2002 (ISBN : 0-7923-7662-5)

- (3) Handbook of Optical Biomedical Diagnostics, Editor: Valery V. Tuchin, SPIE Press, 2002, (ISBN: 0-8194-4238-0)
- (4) Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications, M. Niemz, Springer, 2nd Edition, 2002 (ISBN: 3-540-42763-5)

· 의광학 관련 세계 우수 기관의 웹페이지 주소

- (1) <http://www.bli.uci.edu> (Beckman laser institute, UC Irvine)
- (2) <http://omlc.ogi.edu> (Oregon Medical Laser Center)
- (3) <http://www.mgh.harvard.edu/wellman> (Massachusetts general hospital, Harvard University)
- (4) <http://www.med.upenn.edu/~oisg/oisg.html> (University of Pennsylvania)
- (5) <http://lasers.llnl.gov/lasers/mtp/index.html> (Lawrence Livermore National Laboratory)
- (6) <http://www.ece.utexas.edu/bell/index1.htm> (University of Texas)
- (7) <http://www.bme.vanderbilt.edu/bmeoptics> (Vanderbilt University)
- (8) <http://oilab.tamu.edu> (Texas A&M University)

약 력

김법민



2001~현재, 연세대학교 의공학부 조교수
 2000-2001, Lawrence Livermore National Laboratory, Research Staff
 1996-1999, Lawrence Livermore National Laboratory, Post-Doc
 1994-1996, University of Texas /MD Anderson Cancer Center 연구원
 1996, Texas A&M University Bioengineering 박사)
 1991, Texas A&M University(Bioengineering 석사)
 1989, 고려대학교 (기계공학과 학사)
 E-mail: beopmkim@dragon.yonsei.ac.kr

임현수



1980년 2월, 충남대학교 전자공학과, 공학사
 1992년 - 1993년, Rensselaer Polytechnic Institute 연구원
 1993년 8월, 명지대학교 대학원, 공학석사, 박사
 1992년 - 현재, IEEE EMBS 회원
 1998년 -1999년, 대한의용생체공학회 학술위원
 1999년 -2002년, 대한의용생체공학회, 이사 및 중부지부장
 1999년 - 현재, OSA, SPIE, 한국광학회 회원
 1998년 - 현재, 충남대학교병원 의공학실, 실장
 1995년 - 현재, 충남대학교 의과대학 의공학교실, 주임교수
 1997년 - 현재, 충남대학교 대학원 의공학협동과정, 주임교수
 2000년 - 현재, (주) 벤처기업 바이오 옵틱스 대표이사 겸직
 주관심분야 : Bio-Photonics, 의료용 레이저, Photodynamic Therapy, Fluorescence Diagnostics