

## 1. 서론

초단파길이 펄스 레이저 (Ultrashort pulse laser, USPL)는 시간상 길이가 피코초 (1 picosecond =  $10^{-12}$  초) 또는 펨토초 (1 femtosecond =  $10^{-15}$  초)인 매우 짧은 펄스를 만들어 내는 레이저로서 비교적 최근에 급속도로 개발, 발전된 광원이다. 초단파길이 펄스는 펄스당 에너지가 낮지만 극도로 짧은 펄스시간으로 인하여 순간 파워가 매우 높아 일반 물질과의 상호작용시 여러 가지 비선형적인 효과를 가져오며 기존의 장비와 비교하여 그 장점이 속속 학계에 보고되고 있는 실정이다<sup>1-3)</sup>. USPL의 이러한 독특한 성질을 이용하여 여러 가지 의학분야에 응용하려는 노력이 지난 수년간 이루어져왔으며 몇 분야에서는 가시적인 성과가 보이기 시작한 상황이다<sup>4-10)</sup>. 본 논문에서는

다. 반면 USPL로부터 얻을 수 있는 Gigawatt가 넘는 극단적으로 높은 순간파워의 펄스가 물질과 만나게 되면 물질을 구성하는 원자나 분자 구조를 직접적으로 파괴시켜 자유전자 (free electron)를 만들어내고 남은 물질을 이온화 시키게 된다. 이와 같이 자유전자와 이온의 구성물을 플라즈마 (plasma)라 하는데 보통 가스의 상태를 유지한다. 이러한 현상을 광학적 파괴 (optical breakdown)라 하며 가스 상태의 플라즈마가 빠른속도로 주위조직과 분리, 분출되어 조직제거가 일어나게 되는데 플라즈마가 생성되는 과정을 좀더 자세하게 설명하자면 다음과 같다.

자유전자가 생성되는 과정은 두 단계로 구분하여 설명될 수 있다. 우선 높은 파워의 빛과 물질 (투명한 물질이라고 가정)이 반응하여 몇 개의 자유전자가 생성되고 이를 씨앗전자 (seed electron)라 한다. 씨앗전자가 생성되는 양태는

# 특집 | 펨토 과학 II

## Ultrashort pulse laser를 이용한 생체조직의 제거와 미세수술

김법민\*

초단파길이 펄스가 물질과 상호작용하며 일어나는 현상에 대하여 개괄적으로 설명하고 실제 의료임상에 사용될 수 있는 응용분야의 예를 들어보기로 한다.

### 2. USPL을 이용한 플라즈마 조직제거 (plasma-mediated ablation)

일반적으로 레이저 펄스를 이용하여 생체조직과 같은 부도체 물질 (dielectric)을 가공할 때에는 입사하는 빛의 주파수와 유사한 고유진동수를 갖는 물질내의 입자가 빛을 흡수하고 흡수된 에너지가 열에너지 또는 기계적 에너지로 변환되어 주위 조직과의 결합을 끊음으로써 이루어진

펄스의 길이에 따라 두가지로 구분될 수 있다. 우선 펄스가 좀더 짧은 경우 ( $< 1$  ps) 비선형적인 다중광자흡수 (multi-photon absorption) 현상으로 인하여 직접적으로 씨앗전자가 생성된다 (multi-photon ionization). 펄스가 다소 긴 경우 ( $> 1$  ps) 다중광자흡수 보다는 물질내에 존재하는 불순물 (impurities)이 빛을 흡수하여 분리됨으로써 씨앗전자가 생성된다. 이때 다중광자흡수로 인한 씨앗전자 생성의 경우 입사한 에너지에 대한 전자 발생효율이 높아 보다 적은 에너지로 씨앗전자를 형성할 수 있다. 일단 생성된 자유전자 (씨앗전자)는 계속해서 입사하는 빛의 에너지를 흡수하여 높은 운동에너지를 가지게 되고 이는 바로 근접한 원자구조와 충돌하여 또다른 자유전자를 만들어내는 효과를 가져온다 (avalanche ionization). 참고

\* 연세대학교 의공학부

## Ultrashort pulse laser를 이용한 생체조직의 제거와 미세수술

로 플라즈마의 빛에 대한 흡수계수는 선형적인 물질의 흡수계수보다 월등하게 높다. 이와 같이 연속적으로 자유전자가 매우 빠른 속도로 생성되며 결국 제거 (ablation)에 필요한 임계전자수 ( $\sim 10^{21}/\lambda$ ,  $\lambda$ 의 단위는  $\mu m$ )보다 높은 전자수가 만들어지면 급속도로 플라즈마가 물질외부로 배출되며 ablation이 일어난다. 이와 같은 현상을 수식으로 간단하게 표시하면 다음과 같다<sup>13</sup>.

$$\frac{dn}{dt} = \alpha(I, n) + P(I) - \beta n^2$$

여기서  $n$ 은 발생한 자유전자수,  $t$ 는 시간,  $\alpha$ 는 avalanche ionization rate,  $I$ 는 펄스의 세기 (intensity),  $P$ 는 multiphoton ionization rate, 그리고  $\beta$ 는 플라즈마 재결합률 (recombination rate)을 나타낸다.

임계전자수에 도달했을때 플라즈마는 입사하는 빛을 강하게 반사시키며 이를 플라즈마 방패효과 (plasma shielding effect)라 한다. 이 모든 과정은 하나의 펄스 내에서 일어나며 플라즈마 방패효과는 빛에너지가 ablation에 사용되는 효율을 감소시키는데 이러한 효과는 펄스가 길수록 심해진다. 따라서 일반적으로 펄스가 짧을수록 ablation에 필요한 임계에너지 밀도는 감소한다. 그림 1은 펄스의 길이에 따른 치아 가공을 위한 임계 에너지 밀도를 측정하여 도표로 나타낸 것이다<sup>14</sup>.

Plasma mediated ablation은 이와 같이 물질의 기본 구성성분인 원자나 분자의 구조를 직접적으로 파괴시켜 이루어지는 과정이므로 일반적으로 흡수가 강한 파장의 긴 펄스를 생체조직에 입사시켜 생기는 광열적인 조직제거현상 (photothermal ablation)과 확연하게 구분되며 물질의 선형 흡수계수에 덜 민감한 특성을 가진다. 따라서 가시광선이나 근적외선 영역에서 투명한 유리, 정제된 물 (purified water), 심지어는 공기까지도 ablation 시키는 데 효과적이다.

### 3. USPL로 인한 기계적인 효과 (Photodisruption by USPL ablation)

Photodisruption이란 강한 빛과 물질이 상호작용할 때 일어날 수 있는 기계적인 현상과 그로 인하여 물질에 가해지는 효과를 일컫는 말이다. USPL을 이용하여 생체조직

을 제거하는 경우 일어나는 photodisruption 과정은 다음과 같이 설명될 수 있다.

우선 펄스가 진행되는 동안에 고온의 플라즈마가 생성되고 플라즈마 가스 내의 전자와 이온의 운동 에너지가 급상승하여 주위로 그 에너지를 퍼뜨리는 과정에서 충격파 (shock wave)가 만들어져 주위로 빠르게 진행하게 된다. 일반적인 음파의 속도는 37°C에서 약 1483 m/s 정도이지만 이와 같은 방식으로 생성된 충격파의 속도는 5000 m/s 까지 도달할 수 있다. 일반음파 보다 높은 충격파의 속도는 파형이 방사형으로 진행하며 진행거리에 따라 정상적인 음파의 속도로 감소한다. 이러한 충격파는 물질을 깨뜨리는 높은 기계적 에너지를 함유하며 가공할 필요가 없는 주위조직을 손상시켜 정밀도를 떨어뜨리는 결과를 가져온다. 충격파의 형성 및 전파의 직후에 일어나는 cavitation 현상은 고온고압의 플라즈마로 인하여 기포가 형성되는 현상을 말한다. 특히 플라즈마가 연조직 (soft tissue)이나 유체 (fluid) 내부에서 생성될 때 일어나며 기포의 크기는 기포외부의 정적압력과 비슷해질 때까지 팽창하여 이후 급격한 감소와 기포 재생산을 반복하게 된다. 마지막으로 이러한 기포가 고체의 경계 근처에서 생성되면 기포가 파괴될 때 제트 현상 (jet)이 발생하여 주위조직에 또다른 기계적 손상을 입힐 수 있다.

이러한 충격파, 기포, 제트의 생성과 발전은 필요 이상의 많은 에너지가 입사될 때 그 효과가 커지게 되며 특히 미세수술과 같은 응용분야에서는 그 영향을 최소화시켜 주

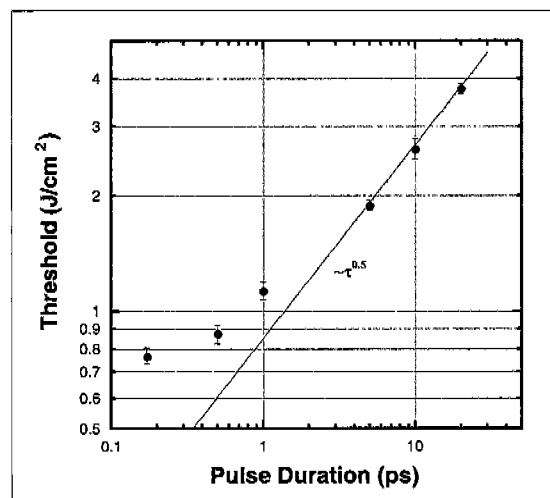


그림 1. 펄스 길이에 따른 치아 제거를 위한 임계 에너지 밀도

위조직을 보호해야 한다. 펨토초 펄스를 이용한 물질제거의 경우 제거에 필요한 임계에너지가 작기 때문에 (그림 1 참조) 이러한 효과를 최소화시킬 수 있다. 또한 조직의 표면을 가공하는 경우 기포나 제트의 영향은 크지 않으며 플라즈마의 외부 분출이 충격파의 형성과 전파속도에 비해 월등하게 빠르기 때문에 충격파로 인한 주위조직 손상효과도 매우 작아진다. 그림 2는 시간에 따라 플라즈마가 매우 빠르게 방출되어 조직내에서의 온도 상승과 압력전파가 크지 않음을 1차원 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 보여준 것이다<sup>10)</sup>.

#### 4. Hard tissue ablation using USLP

그림 3a 와 3b는 약 100 펨토초와 10 나노초 ( $10^9$  초) 펄스를 치아의 표면에 입사시켜 제거를 수행한 후의 크레이터 (crater) 사진을 보여준다. 10 ns 펄스를 사용한 경우 photodisruption의 영향이 커짐에 따라 주위 조직에 균열 (cracking) 등 기계적인 손상이 가해진 것을 볼 수 있다. 반면에 100 fs 펄스를 사용한 경우 주위에 가해진 기계적 손상의 흔적을 찾을 수가 없다. 이는 위에서 기술한 대로 긴 펄스를 사용할 경우 필연적으로 조직제거를 하는데 더

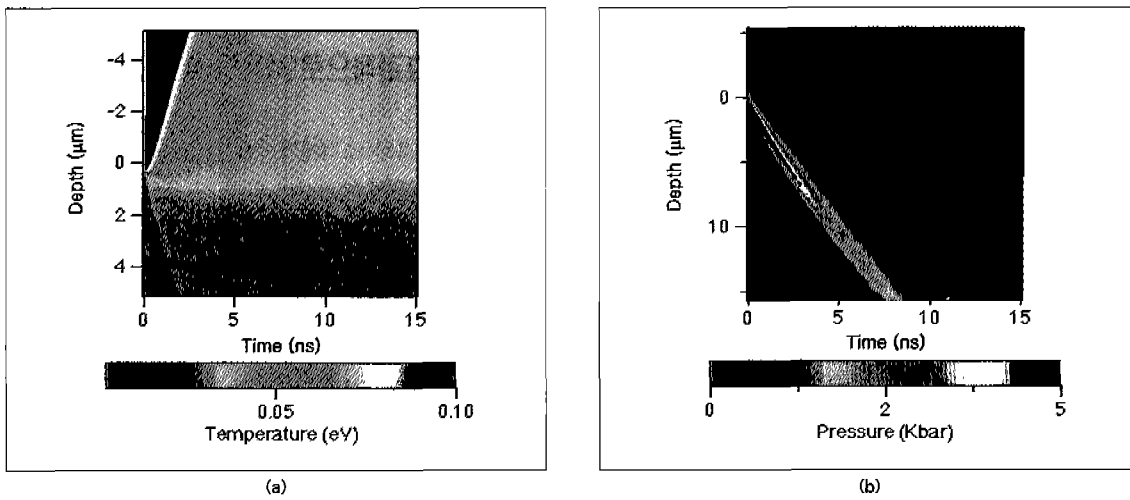


그림 2. 100 fs의 펄스가 물의 표면 (depth = 0)에 입사할 때 시간에 따른 (a) 온도와 (b) 압력의 분포 시뮬레이션. 고온의 플라즈마는 급속하게 외부로 분출하고 펄스 초기에 생성된 고압의 충격파도 깊이에 따라 급격하게 감쇠함을 보여준다.

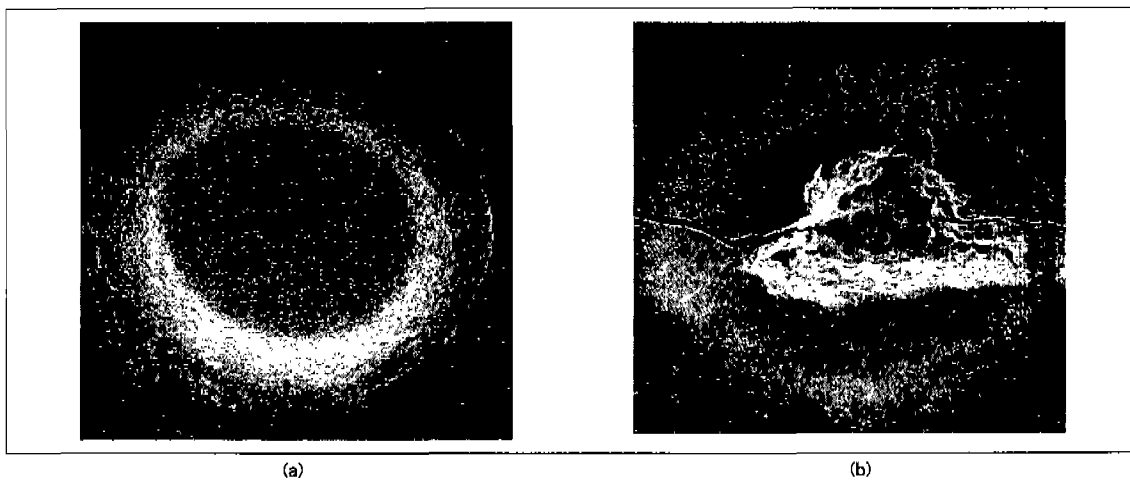


그림 3. (a) 300 fs의 펄스와 (b) 1 ns의 펄스로 인하여 치아 표면에 생성된 크레이터의 모습

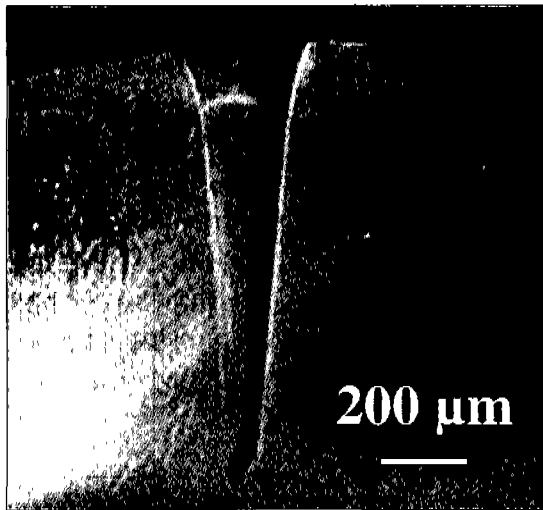


그림 4. 1000개의 120 fs 펄스를 이용하여 치아를 가공한 모습

많은 에너지가 소모되고 이로 인하여 생성되는 충격파의 크기도 매우 높다는 데에 기인한다. 그림 4는 다수의 펄스를 사용하여 치아에 1 mm의 깊이로 구멍을 형성한 사진을 보여준다. 마찬가지로 구멍 주위조직에 손상이 간 흔적은 찾을 수 없다<sup>6)</sup>.

USPL을 사용할 때 ablation rate, 다시 말해서 펄스당 제거 깊이는 약 1  $\mu\text{m}$  정도이다. 따라서 기존의 조직제거용 기구를 USPL이 대체하기 위하여는 높은 펄스 반복률을 갖는 것이 중요하다. 일반적으로 상용화되어있는 USPL은 펄스당 1 mJ의 에너지와 1 kHz의 반복률을 갖는데 (regenerative amplifier를 사용할 경우) 이는 1초에 약 1 mm의 깊이를 가공할 수 있는 속도를 낸다. 100 펨토초의 펄스를 사용할 경우 치아조직 등 대부분의 부도체 (dielectric)의 제거를 위한 임계 에너지 밀도는 약 1 J/cm<sup>2</sup>이다. 1 mJ의 펄스당 에너지를 감안할 때 한번에 얻을 수 있는 최대한의 beam diameter는 약 280  $\mu\text{m}$ 이고 이는 1초당 0.063 mm<sup>3</sup>의 체적을 제거할 수 있는 속도이다. 다시 말해서 1 mm<sup>3</sup>의 체적을 제거하는데 약 16초가 소요된다. 하지만 현재 기술로 약 10 kHz의 펄스 반복률을 갖는 100 fs 레이저 시스템의 생산도 가능한데 이는 1 mm<sup>3</sup>의 체적을 제거하는데 약 1.6초의 시간이 소요됨을 말하며 이는 재래의 기계적 드릴의 조직 제거율과 비교해 볼 때 유사한 제거속도라 할 수 있다.

## 5. Soft tissue ablation using USPL

연조직에 대한 USPL을 이용한 조직제거술은 치아나 뼈와 같은 경조직에 대한 제거술과 그 원리가 다르지 않다. 그 이유는 앞에서 언급한 바와 같이 플라즈마 조직제거시 물질의 선형적인 흡수계수보다는 자유전자를 방출시키는데 필요한 에너지 (band-gap energy)가 더욱 중요하고 이는 모든 생체조직에 대하여 큰 차이가 없다는 데에 기인한다. 다만 연조직을 가공할 때에 발생할 수 있는 photodisruption 효과를 최소화 시키는 연구가 선행되어야 할 것이다.

## 6. USPL이 효과적으로 사용될 수 있는 의학분야

USPL을 이용한 조직제거시에 얻을 수 있는 장점들을 정리하여보면 우선 제거시의 압력 및 온도상승을 최소화할 수 있으므로 주위조직에 대한 손상 없는 깨끗한 가공이 가능하다는 점이다. 반면 현재까지의 기술력으로 만들어지는 USPL이 매우 고가인 점과 제거속도가 상대적으로 느리기 때문에 높은 펄스 반복률이 필요하고 이러한 경우 온도상승 효과를 무시할 수 없다는 점에서 고속 빔 스캐너와 같은 부가장비의 개발이 뒤따라야 한다<sup>7)</sup>. 이러한 특성을 고려하여 볼 때 USPL의 치료적 응용의 예를 다음과 같이 세 분야로 나누어 볼 수 있다.

### 6.1 매우 정확한 조직제거가 필요하며 제거량이 많지 않은 경우

현재의 기술력으로 당장 사용될 수 있는 의학분야이다. 우선 LASIK 수술 등 안구 각막의 굴곡 변형 (corneal sculpting)에 사용될 수 있으리라 전망된다. LASIK 등은 각막 외피세포를 포함한 플립 (flip)을 절개하여 일시적으로 젖혀놓은 다음 Excimer 레이저를 이용하여 각막 기질 (stroma)을 깎고 다시 플립을 덮는 과정이지만 USPL을 사용하여 기질내부에 직접 초점을 맞춘 후 내부를 깎아 나가면 flip을 만드는 과정이 불필요하게 된다. 따라서 시간을 절약할 수 있고 각막손상을 최소화할 수 있는 장점이 있다. 물론 photodisruption 효과가 각막의 기능에 큰 영향을 미치지 않는다는 전제가 있어야 하며 이에 대하여 미

국 미시간 주립대학 등에서 많은 연구를 수행하고 있다. LASIK에 사용되는 Excimer 레이저의 파장은 각막내 단백질에 의해 강하게 흡수되기 때문에 플럼을 만들지 않고 기질만을 깎아내는데 사용될 수 없다. Excimer 레이저 수술기 등의 가격이 10억원에 이르는 것을 감안할 때 USPL은 가격 경쟁력도 가질 수 있다고 생각된다. 그림 5는 매우 정확하게 각막을 USPL을 이용하여 깎아낸 것을 보여준다<sup>9)</sup>.

다음으로 이경화증 (otosclerosis) 환자에 대한 등자뼈 절개 (stapedotomy)시술시 등자뼈에 작은 구멍을 내는 USPL 수술도 주위의 섬세한 조직을 손상시키지 않고 안전하게 수행하는데 적합하리라 전망된다. 또한 간질 (epilepsy)을 치료하기 위한 뇌 연막 내부 신경세포의 절제술 (sub-pial neuron disruption)과 같은 섬세한 수술에도 USPL이 많은 도움을 줄 수 있다.

## 6.2 정확한 조직제거가 필요하나 제거할 양이 조금 많은 경우

마찬가지로 현재의 기술로도 장비설비가 가능하다. 이러한 경우 1 mJ, 1 kHz 시스템보다는 1 mJ, 10 kHz 시스템이 필요하다. 이러한 시스템이 합리적인 가격을 가질 수 있다고 가정할 때 가장 먼저 사용될 수 있는 분야로는 치

과 영역의 충치 제거 등을 들 수 있다. USPL을 이용한 충치제거에 대하여는 활발하게 연구가 진행되어 왔으며 시스템 디자인을 최적화 시키면 무통치료와 마취 없는 치과 치료가 가능하다고 본다. USPL을 이용한 조직제거가 치아의 일반적인 흡수계수에 크게 영향 받지 않는다는 특성을 감안할 때 Er:YAG 레이저와 달리 합성수지등 충전물도 어렵지 않게 제거할 수 있다. 단 아말감의 레이저 제거는 납의 유출이라는 부작용을 조심하여야 할 것이다. 또한 펄스가 만들어 내는 플라즈마 냉광 (plasma luminescence)의 특성을 이용하여 충치조직만을 선택적으로 제거하는 일도 가능하다<sup>9)</sup>.

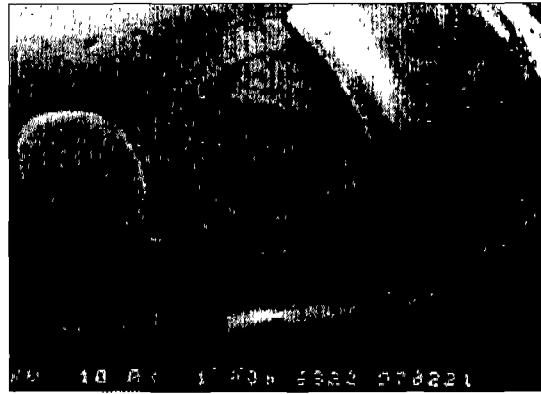


그림 5. 1 ps의 펄스를 이용하여 매우 정밀하게 각막을 가공한 모습<sup>9)</sup>

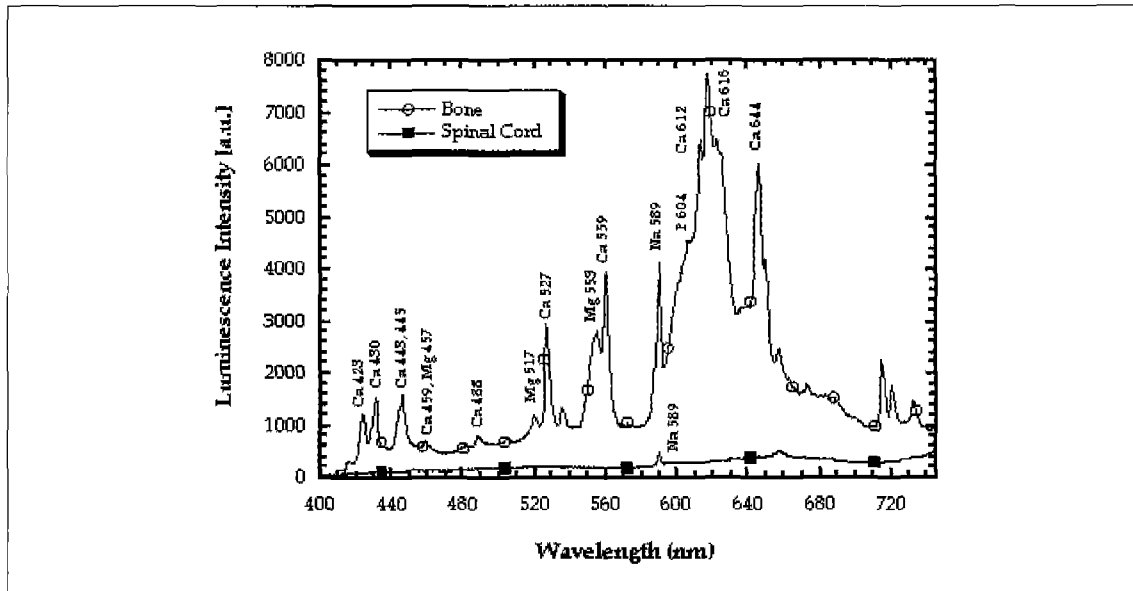


그림 6. 뼈나 치아와 같은 경조직과 척수와 같은 연조직을 USPL로 가공할 때 생성되는 플라즈마 냉광의 스펙트럼

## Ultrashort pulse laser를 이용한 생체조직의 제거와 미세수술

USPL이 사용될 수 있는 다른 영역으로는 척추 수술 등 뼈를 제거할 필요가 있는 시술을 들 수 있다. 특히 척추와 같이 신경다발 등 민감한 연조직이 주위에 있는 경우 이를 보호하면서 뼈조직을 효과적으로 제거해야 할 필요가 있다. 이런 경우 현재 USPL 시스템의 빠른 반복률이 문제가 될 수 있다. 미세수술시의 실수로 인한 재앙을 방지하기 위하여 일종의 피드백 시스템이 고안될 수 있다. 그림 6은 뼈조직과 연조직이 USPL에 의하여 가공될 때 발생하는 플라즈마 냉광의 스펙트럼을 나타낸 것이다. 보여지는 바와 같이 가시광선 영역에서 뼈로부터는 Ca, Mg, P, Na 등의 원소로부터 발생하는 스펙트럼이 보이지만 연조직으로부터 발생하는 빛은 형광 이외에는 Na 영역의 빛이 전부이다. 이러한 스펙트럼의 차이를 이용하여 피드백 회로를 구성한다면 실수로 USPL을 신경과 같은 민감한 조직에 조사하는데 따른 위험을 획기적으로 감소시킬 수 있다<sup>10)</sup>.

이외에도 심장근육 절제를 통한 혈관 생성술 (transmyocardial revascularization, TMR) 에도 사용될 수 있으리라 예상되지만 TMR 시술시에 주위조직에 대한 손상을 최소화 시키는 것이 반드시 좋은 일이 아닐 수도 있다는 주장이 있어 아직은 이른 듯 하다.

### 6.3 일반적인 외과수술

척추 디스크 절제술 (spine discectomy), 암조직의 제거, 무릎 등의 연골조직제거 (cartilage resection) 등의 일반적인 외과 수술에 USPL이 사용될 때 얻을 수 있는 장점은 많다. 하지만 이들 분야는 매우 빠른 조직제거 속도가 요구 되므로 아직 USPL의 사용은 시기상조라 할 수 있다.

## 7. 개선할 점

지금까지 USPL의 의료용 절제기구로서의 장점에 대하여 설명하고 가능하게 여겨지는 의학 적용 분야에 대하여도 알아보았다. 90년대 이후 USPL 기술의 급속한 발전과 함께 USPL에 대한 기대는 한층 커져만 갔다. 하지만 몇가지 이유 때문에 아직 광범위한 임상적용은 되고 있지 않다. 그 이유로는 우선 비싼 가격에 있다. 90년대 말 이후 1 mJ의 에너지를 갖는 100 fs 펄스를 1 kHz의 반복률로 내는 USPL 시스템을 하나의 케이스로 묶는데 성공하였으

나 그 가격이 \$300,000 (한화 약 3억 6천만원) 이상으로 매우 고가이다. 물론 이는 Excimer 레이저등 10억원에 이르는 고가 레이저에 비하면 저렴하다 할 수 있으나 이 레이저가 의료용으로 사용될 수 있으려면 레이저 자체 이외에도 여러 가지 부가적인 장비가 뒤따라야 한다는 점에서 낙관할 수는 없는 입장이다. 두번째 이유로는 이와 같이 짧은 펄스를 일반적인 광섬유로 전달할 수 없다는 점이다. 순간 파워가 매우 높기 때문에 광섬유 내부에서 전송중에 초점이 맞추어질 경우 광학적 파괴 (optical breakdown) 이 일어나서 광섬유를 손상시키게 된다. 또한 광섬유를 따라 펄스가 진행함에 따라 공간상의 펄스길이 길어져 (pulse dispersion) 파워가 매우 감소되는 현상도 많이 알려진 사실이다. 이에 대하여 소형화된 거울 시스템을 이용한 빔 전달 장치 (articulated arm)나 속이 빈 광섬유 (hollow core fiber) 등을 이용하여 펄스를 전달하는 연구도 진행중이다.

USPL을 이용한 생체조직의 제거시 펄스의 매우 높은 순간파워로 인하여 여러 가지의 비선형적인 현상들이 발생한다. 일례로 USPL이 생체조직 중 collagen 등과 같은 물질과 반응하면 이차, 삼차 하모닉파가 생성되어 자외선 영역의 빛이 만들어질 수 있다. 또한 플라즈마 생성시에 그 높은 온도로 인하여 플라즈마 내의 이온들로부터 자외선 영역의 강한 빛이 만들어질 수도 있다. 이러한 자외선이 주위조직에 줄 수 있는 영향에 대한 연구도 필요하다.

## 8. 맺음말

이번 논문에서는 USPL을 이용한 의료 치료와 관련된 사항만을 다루었으나 USPL은 진단 분야에도 많은 기여를 하였다. 예를 들어 낮은 에너지로도 매우 높은 순간 파워를 얻을 수 있는 장점을 이용하여 다중광자형광, 2, 3차 하모닉 등 비선형적인 광학 신호를 얻는데 매우 용이해졌다.

USPL 관련 기술의 발달은 전반적인 과학기술 영역에 많은 발전을 가져왔고 앞으로도 더 나은 시스템이 속속 출현하리라 예상된다. 앞에서 나열한 여러 가지 의학분야에 대한 USPL의 적용은 학자들의 기대보다는 다소 느리게 진행되는 양상이지만 Excimer 레이저가 초기 개발단계부터 현재 안과 수술의 대표장비가 되기까지의 기간과 노력

을 감안할 때 아직 걸음마 단계에 있으며 그 잠재성은 매우 크다고 할 수 있다.

## 참고문헌

- (1) B. C. Stuart, M. D. Feit, S. Herman, A. M. Rubenchik, B. W. Shore, and M. D. Perry, "nanosecond-to-femtosecond laser-induced breakdown in dielectrics," *Phys. Rev. B*, 53(4), 1749-1761 (1996).
- (2) J. Noack, and A. Vogel, "Laser-induced plasma formation in water at nanosecond to femtosecond times scales: calculation of thresholds, absorption coefficients, and energy density," *IEEE J. Quantum Electron.*, 35(8), 1156-1167 (1999).
- (3) A. A. Oraevsky, L. B. Da Silva, A. M. Rubenchik, M. D. Feit, M. E. Gilinsky, M. D. Perry, B. M. Mammini, W. Small IV, and B. C. Stuart, "Plasma-mediated ablation of biological tissue with nanosecond-to-femtosecond laser pulses: relative role of linear and nonlinear absorption," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 2(4), 801-809 (1996).
- (4) B.-M. Kim, M. D. Feit, A. M. Rubenchik, E. J. Joslin, P. M. Celliers, J. Eichler, and L. B. Da Silva, "Influence of pulse duration on ultrashort laser pulse ablation of biological tissues," *J. Biomed. Opt.*, 6(3), 332-338 (2001).
- (5) M. D. Feit, A. M. Rubenchik, B.-M. Kim, L. B. Da Silva, M. D. Perry, "Physical Characterization of ultrashort laser pulse drilling of biological tissue," *Appl. Surf. Sci.*, 127-129, 869-874 (1998).
- (6) J. Neev, L. B. Da Silva, M. D. Feit, M. D. Perry, A. M. Rubenchik, and B. C. Stuart, "Ultrashort pulse lasers for hard tissue ablation," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 2(4), 790-800 (1996).

- (7) B.-M. Kim, M. D. Feit, A. M. Rubenchik, E. J. Joslin, J. Eichler, P. C. Stoller, and L. B. Da Silva, "Effects of high repetition rate and beam size on hard tissue damage due to subpicosecond laser pulses," *Appl. Phys. Lett.*, 76(26), 4001-4003 (2000).
- (8) M. Niemz, *Laser-tissue interactions: Fundamentals and applications*, Chapter 4.1, 2nd Ed. Springer, 2002.
- (9) M. H. Niemz, "Investigation and spectral analysis of the plasma-induced ablation mechanism of dental hydroxyapatite," *Appl. Phys. B*, 58, 273-281 (1994).
- (10) B.-M. Kim, M. D. Feit, A. M. Rubenchik, D. M. Gold, C. B. Darrow, and J. E. Marion, "Plasma luminescence feedback control system for precise ultrashort pulse laser tissue ablation," *SPIE Proc.* 3255, 92-97 (1998).

## 약 력



### 김범민, Ph.D.

#### 학력:

1985-1989 : 고려대 기계공학과, 학사

1989-1991 : Texas A&M University, Bioengineering, 석사

1991-1996 : Texas A&M University, Bioengineering, 박사

#### 경력:

1993-1996 : MD Anderson Cancer Center, Houston, TX 연구원

1996-2001 : Lawrence Livermore National Laboratory, Livermore, CA 연구원

2001-현재 : 연세대학교 의공학부 조교수

E-mail: beopmkim@dragon.yonsei.ac.kr