

레이저를 이용한 구강연조직병소의 치료

Treatment of Oral Soft Tissue Lesions Using Laser

전북대학교 치과대학 구강내과학교실

교수 신 금 백

I. 서론

최근 들어 국내 치과계에서도 레이저를 이용한 임상기술의 폭이 점차 확대되어 가고 있는 실정이다. 레이저는 1916년 처음으로 Einstein¹⁾에 의해 이론적으로 연구되었으며, 실제적으로는 1960년 처음으로 Maiman²⁾에 의해 루비결정체를 활성매질로 이용한 레이저가 개발되었다. 이후 루비 이외의 다양한 활성매질을 이용한 많은 종류의 레이저가 개발되어 현재 군사용, 산업용, 의학용 등 여러 분야에 걸쳐 광범위하게 활용되고 있다.

레이저가 구강연조직시술에 도입된 것은 이비인후과 의사, 구강외과 의사 기타 두경부 수술 전문 의사 사이의 상호교류를 통해서였다. Willenborg³⁾의 보고에 의하면 1977년 Lenz 등⁴⁾이 구강외과 영역에서 처음으로 Argon 레이저를 사용하여 nasointral window를 형성하였다. 그 후 1983년 Pecaro와 Garehime이 구강외과 영역에서의 CO₂ 레이저의 광범위한 이점에 대하여 논하였다⁵⁾. 1980년대 중반 Fisher와 Frame 등에 의해 CO₂ 레이저를 사용하여 양성 및 전암 단계의 구강병소를 치료한 많은 증례가 발표되었다⁶⁾. 1987년 1월 미국 FDA는 Pfizer 레이저 회사에서 만든 10W의 이동형 CO₂ 레이저를 치과 영역에서 사용할 수 있도록 그 판매를 허가하였다. 한편 1985년 Myers와 Myers¹⁰⁾에 의해 치과진료를 위해 특별히 고안된 광섬유 전달 방식의 최초의 순수 치과용 Nd:YAG 레이저 기기인 American Dental Laser사의 DL-300[®] (Sunrise Technologies Inc., Sunnyvale, CA)가 치과계에 소개된 후¹¹⁾, Nd:YAG 레이저가 다양한 연조직 절제를 위한 외과적 응용술식으로 사

용되어져 왔으며¹²⁾, 1990년 5월 미국 FDA는 American Dental Laser사 (Birmingham, MI)에 게 구강내 연조직에 대한 외과적 응용수단으로서 펄스형 Nd:YAG 레이저의 시판을 허용하였다¹³⁾.

그런데 레이저가 조직에 미치는 효과는 파장, 펄스 지속시간, 펄스당 에너지 및 에너지 전달 방식에 따라 달라지므로¹⁴⁾ 치료 목적을 달성하는데 필요한 최소량의 에너지를 얻기 위한 레이저 변수 즉 최적의 레이저 조사 조건을 찾아내는 것이 레이저 기기의 종류에 관계없이 레이저의 치과 임상 적용에 있어 무엇보다 중요하다.

따라서 이러한 점을 고려하여 치과용 레이저 가운데 현재 구강연조직병소의 치료에 비교적 널리 쓰이고 있는 Argon 레이저, CO₂ 레이저 및 Nd:YAG 레이저를 대상으로 각각의 시술에 따른 특성을 기술하고자 한다.

II. 레이저를 이용한 구강연조직병소의 치료

1. Argon 레이저를 이용한 구강연조직병소의 치료

Argon 레이저는 주 파장이 488nm와 514.5nm인 일 치성 가시광선을 발생시키며, 발생된 레이저광은 유연한 석영결정의 광섬유를 통하여 신체의 어느 부분에도 쉽게 전달된다¹⁵⁾. 눈으로 볼 수 있는 청-녹색 Argon 레이저광은 조직과 특이한 상호작용을 한다. 청-녹색광의 최대 흡수는 hemoglobin과 같은 붉은 색소에서 이루어 진다. 따라서 Argon 레이저 에너지는 착색된 조직에 일반적으로 잘 흡수되며, hemoglobin, hemosiderin 및 melanin이 풍부한 조직내에서 특히 잘 흡수된다¹⁶⁾. Argon 레이저 에너지

는 범랑질, 상아질 또는 섬유조직과 같은 착색되지 않은 조직에서는 잘 흡수되지 않으며, 수분에서는 흡수가 매우 불량하다. 이러한 특성 때문에 Argon레이저 에너지는 절단, 기화, 응고에 매우 유용하며, 치은과 구강점막부위의 지혈을 가능하게 한다^{22,24)}. 이러한 시술은 목표조직에 인접한 치아에는 레이저에너지가 흡수되지 않으면서 비교적 쉽게 시행될 수 있다.

Argon레이저는 접촉식이나 비접촉식으로 적용될 수 있다. Argon레이저의 장점은 광섬유를 조직에 근접시키거나 멀리할 수 있는 다양성이 있다는 것이다. Argon레이저에 의한 조직효과는 조직에 대한 열적 효과이다. 임상가는 목표조직에 레이저광의 초점을 모으거나 또는 광섬유를 빗나가게 움직여 조직표면에 대한 레이저에너지의 출력밀도를 변화시킴으로써 절단에서부터 기화 또는 응고까지의 조직효과를 변화시킬 수 있다. Argon레이저의 이러한 특징은 구강연조직병소의 치료에 있어 Argon레이저의 다양한 적용을 가능하게 한다.

● 구강연조직병소의 치료를 위한 Argon레이저 수술의 특성

Argon레이저는 개폐형 펄스파 또는 연속파형으로 전달되며, 접촉식(contact mode) 또는 비접촉식(noncontact mode) 적용을 하며, 물분사를 사용하거나 또는 사용하지 않을 수 있다²⁵⁾. Argon레이저적용에는 다양한 변수가 있어서, 예를 들어 출력설정을 변화시켜 접촉식 또는 비접촉식으로 같은 시술을 할 수 있고, 개폐형 펄스파 또는 연속파로도 같은 시술을 할 수 있으며, 또한 직경이 다른 광섬유를 사용하여도 마

찬가지이다. 같은 조직효과를 얻을 수 있는 이러한 변수들의 조합은 매우 다양하며, 이러한 조합은 주로 시술자의 개인적 선호도에 따라 결정된다. 전형적인 절단, 기화, 응고 과정은 직경 300 μ m의 광섬유로 이루어질 수 있다. 거리조절이라는 변수를 변화시켜서 동일한 직경의 광섬유와 출력설정으로 다양한 조직효과를 얻을 수 있다. 즉, 연속파형의 1.30W 출력으로, 접촉식으로 그리고 물분사를 사용할 경우에는 중등도의 속도로 구강연조직을 절단한다²⁶⁾. 조직을 기화하거나 다듬기 위해서는 광섬유를 약 5mm 정도 떨어지게 하며, 응고와 지혈을 위해서는 약 1cm 정도 떨어지게 한다²⁷⁾.

Argon레이저를 이용한 구강연조직 수술 적응증으로는 치주소파술(curettage), 치은퇴축술(gingival retraction), 치은절제술(gingivectomy, 그림 1, 2 참조²⁸⁾), 치은성형술(gingivoplasty), 설소대절제술(frenectomy), 구강병소-아프타성 궤양-의 치료, 조직접합(tissue welding), 외상성 혈관종의 절제, 매식체의 노출(implant recovery) 등이 있다²⁹⁾.

Argon레이저를 이용한 구강연조직수술 지침³⁰⁾

양식	출력(W)	광섬유	목적
연속파	0.50~1.00	300 μ m	지혈
연속파	1.00~1.25	300 μ m	치은퇴축
펄스파	0.500~0.850	300 μ m	탈상피화
연속파	1.00~1.80	300 μ m	치은절제술/치은성형술
연속파	1.00~2.25	레이저 칼	설소대술
연속파	1.00	300 μ m	구강점막병소 치료
연속파	0.50~1.00	300 μ m	조직접합



그림 1. Argon 레이저를 이용한 치은절제술 시행 과정 소견 : 연속파, 1.3W, 직경 300 μ m 광섬유 사용



그림 2 Argon 레이저를 이용한 치은절제술 시행 직후 소견

그림 3.
과도한 상악 정중
부 소대 소견

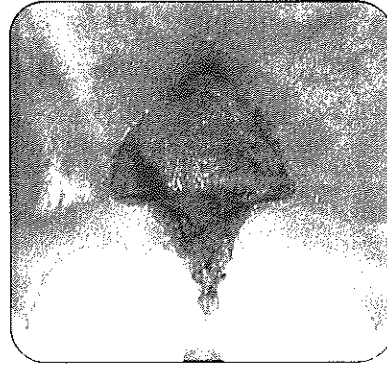
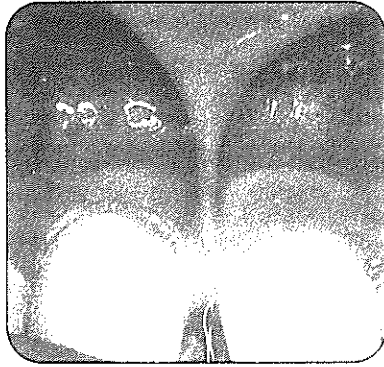


그림 4.
CO₂ 레이저를 이용
한 상악 정중부 소
대 절제술 시행 직
후 소견 : 비접촉식,
약간의 탈초점 방
식, 4-5W 사용

2 CO₂레이저를 이용한 구강연조직병소의 치료

대부분의 전문가에 의하면 CO₂레이저의 특히 구강 영역에서의 적용상 이점을 보면 대단히 광범위하다. 우수한 지혈 효과, 우수한 시야 확보, 인접조직손상의 최소화, 술후 종창 및 동통 감소, 술후 감염 감소, 반흔조직 및 창상수축의 상당한 감소 등이 여기에 해당된다^{5,6,15,16}. 위에 언급된 이점들은 CO₂레이저가 작은 혈관과 림프관을 봉쇄하는 능력이 있어 창상치유시 나타나는 염증과정의 초기 증상들을 차단하기 때문으로 여겨지고 있다.

혈액질환이 있는 환자에 대한 CO₂레이저에 의한 거의 출혈이 없는 치은절제술의 개발은 일반치과의사가 흔히 접하는 치료술식에 CO₂레이저가 광범위하게 사용될 수 있음을 보여주는 첫걸음에 해당된다.

CO₂레이저의 큰 장점은 구강조직구조상의 곡선과 주름 부위에 쉽게 적용될 수 있다는 것이다. 좋은 예로서 구개의 염증성 유두상 증식의 절제를 들 수 있다. CO₂레이저는 절제와 절개 모두에 효과적이다^{5,16,20}.

CO₂레이저는 접힘팔(articulated arm)을 이용하는 CO₂레이저, 도파관(hollow waveguide)을 이용하는 CO₂레이저, 그리고 휴대장치로 작동되는 CO₂레이저로 나뉘어 진다¹¹. 조작하기 어려운 특성 때문에 접힘팔을 사용하는 CO₂레이저를 구강내에서 사용하기는 어렵다. 멀리 떨어져서 보이지 않는 CO₂레이저광을 구강내 조직에 정확히 조준하는 것은 어려울 뿐만 아니라 인접조직에 부주의하게 레이저광이 조사될 위험이 있다. 따라서 CO₂레이저기기에는 붉은 He-Ne레이저가 조준광으로 사용되도록 동축에 내장되어 있다. 한편 1990년대에 이르러 일부 CO₂레이저시스

템은 레이저에너지전달계로 도파관을 사용하게 되었다¹¹. 이러한 유형의 전달계는 레이저beam을 직경 1.2mm의 유연한 관을 통해 전달할 수 있기 때문에 접힘팔의 필요성을 없앴다. 또한 특정 수술용도에 따라 여러 말단부(tip)가 도파관에 부착될 수 있으며, 레이저beam이 구강내 조직에 더욱 접근하여 전달될 수 있어서 술자는 beam이 전달되는 곳을 정확히 볼 수 있게 되었다. 한편 휴대장치 CO₂레이저시스템에서는 actual laser tube가 handpiece내에 들어 있다¹¹. Handpiece는 cord에 의해 중앙조절판 및 전원과 연결되어 있다. 이러한 기기는 치과에서 유용하고 움직이기가 용이하다. 그러나 구강내 조직에 대한 접근의 용이성은 접힘팔과 도파관의 중간 정도이다.

● 구강연조직병소의 치료를 위한 CO₂레이저 수술의 특성

CO₂레이저는 기본적으로 비접촉식(noncontact mode)으로 사용되며, 또한 정초점(focused)이나 탈초점(defocused) 방식으로 사용될 수 있다¹¹. 정초점 방식의 경우 레이저beam이 초점 또는 가장 작은 직경으로 조직에 조사된다. 이 직경은 사용되는 렌즈의 크기에 따라 결정된다. 오늘날 대부분의 CO₂레이저는 조사점의 크기를 0.1~0.35mm의 범위로 beam을 집중시키는 렌즈를 가지고 있다¹¹. 이러한 정초점 방식을 절단 방식(cut mode)이라 하며, 흔히 생검시 사용된다. CO₂레이저를 사용하는 다른 형태는 탈초점 방식이다. 레이저광을 탈초점 방식으로 조사하거나 초점을 조직면에서 멀어지게 하면 조직에 부딪히는 beam의 크기는 점점 커져서 더 많은 부위의 조직에서 기화가 일어난다. 그러나 beam을 탈초점 방식으로 조사하면 레이저의 강도나 출력밀도는 더 낮아 진

다. 이러한 방식은 소대절제술(그림 3, 4 참조¹⁰⁾)이나 염증성 유두 과증식증 제거에 사용된다.

CO₂레이저는 수분 함유가 많은 어떤 조직에 대해서 그 색깔에 관계없이 친화력이 강하다. 그러므로 구강연조직수술용으로 매우 효과적이며, 구강연조직 또는 주위의 습한 조직의 절단을 용이하게 할 수 있다. 구강연조직에서의 침투 깊이는 0.2~0.3mm 정도이다¹¹⁾.

CO₂레이저는 구강연조직병소의 절제 또는 절개 생검에서 정밀한 절단 도구로 사용될 수 있다. 절개 생검에서 수술윤곽은 정상 조직과의 경계를 포함하여 조심스럽게 그려져야 한다. 처음 레이저는 절단이나 정초점 방식으로 위치하며 조직에 대해 직각을 유지하면서 먼저 결정되었던 수술윤곽을 따른다. 조직점자를 이용하여 윤곽 변연을 집어 올리고 다음 밀고 당기면서 병소의 하부를 파듯이 들어낸다. 출력은 사용되는 레이저의 종류나 술자의 기법에 따라 다양하게 설정할 수 있다. 대부분 평균 출력은 4~6W이다. 일단 병소가 절제되면 그 부위는 육아조직으로 치유된다. CO₂레이저는 협점막이나 혀에 있는 자극성 섬유종이나 치육종을 절제하는데에도 매우 우수하다.

CO₂레이저는 소위 레이저박리술(laser peeling technique)을 시행하기 위해 비접촉 방식으로 사용될 수 있다¹²⁾. 레이저박리술은 보통 수포성 병소를 제거하는데 사용된다. 이 방식은 탈초점 방식과 낮은 출력 즉 최대 2~3W로 시행된다. 처음에는 조직면에 어떠한 효과도 보이지 않는다. 그후 점차적으로 초점에 다가가면 조직에서 표백현상이 나타나며 수포가 생긴다. 이때에도 여전히 탈초점 방식을 유지해야 한다. 이러한 수포는 조직의 기저막에서 일어난다. 다음 박리될 병소의 나머지 부분으로 확장한다. 표백부는 조직점자나 지혈점자로 쉽게 집어져서 하방조직이 노출되도록 박리된다.

CO₂레이저를 이용한 또다른 비접촉식 수술적용법으로 ablation mode 즉 제거방식이 있다¹³⁾. 제거방식에서는 조직은 단순히 기화된다. 이러한 방법은 예로서 구개 또는 상악 용기에서 넓은 범위에 걸친 염증성 유두 증식을 제거해야 할 경우 유용하다. 이 경우 전통적인 수술칼에 의하면 상당량의 출혈이 야기될 수 있다. 그러나 CO₂레이저에 의하면 우수한 지혈성으로 인해 좋은 시야 아래 건조된 부위에서 수술을

시행할 수 있다. 출력설정은 보통 조직의 두께와 술자의 기법에 따라 2~12W의 범위를 갖는다¹⁴⁾. 좀 더 깊이 침투한 표층 병소의 제거시에는 병소를 층별로 제거하는 것이 필요하다. CO₂레이저로 표층 병소를 제거하는 동안 표층의 탄화층이나 탄화물은 더 깊은 층을 제거하기 전에 반드시 제거되어야 한다. 일단 병소에 CO₂레이저가 조사되면 탄화층이 나타나고 이 탄화층을 sponge로 제거하면 상피나 하방의 근육이나 결합조직과 같은 수술부위가 들어난다. 이러한 노출된 건조한 시술부에서는 병소의 관찰이 용이하고 필요하다면 CO₂레이저조사와 탄화층 제거의 두 과정을 정상 조직형태가 나타날 때 까지 계속할 수 있다. 또한 초점을 맞추거나 벗어나게 하여 병소를 필요한 정도로 더 많이 혹은 더 적게 제거할 수 있다.

3. Nd:YAG레이저를 이용한 구강연조직병소의 치료

광섬유전달방식의 치료용 레이저 가운데 현재 Nd:YAG레이저가 구강연조직병소의 치료에 널리 쓰이고 있다.

● 구강연조직병소의 치료를 위한 Nd:YAG레이저 수술의 특성

Nd:YAG레이저는 주된 파장이 1,064nm인 근적외선 레이저로서, 파장의 특성상 조직흡수형태는 melanin색소와 hemoglobin에 기초를 두고 있다¹⁵⁾. Nd:YAG레이저는 자유방출펄스형(free running pulsed mode) 또는 개폐형펄스식연속파(continuous wave with gated pulse option)로 사용 가능하다¹⁶⁾. 펄스형 Nd:YAG레이저의 경우 초당 펄스수가 높으면 펄스당 최대출력이 매우 높아지므로 낮은 출력에서 보다 정밀한 조직 절단 또는 절제를 얻을 수 있다¹⁷⁾. 반면 초당 펄스수가 낮으면 펄스당 최대출력이 낮아져, 조직의 제거보다는 응고 또는 지혈에 더 우수한 효과를 나타낸다¹⁸⁾. Nd:YAG레이저는 광섬유 또는 조각된 sapphire coating의 말단부를 사용할 수 있으며, 물분사를 사용하거나 또는 사용하지 않으며, 접촉식이나 비접촉식으로 사용될 수 있다¹⁹⁾. 접촉식의 경우 광섬유 말단부가 레이저에너지의 적용대상조직 바로 위에 직접적으로 놓여짐으로써 위치특이성 전달로 인한 반사가 감소되고 조직내로의 흡수가 증가되어 광열적 효과가 커진다²⁰⁾. 따라서 레이저에너지의

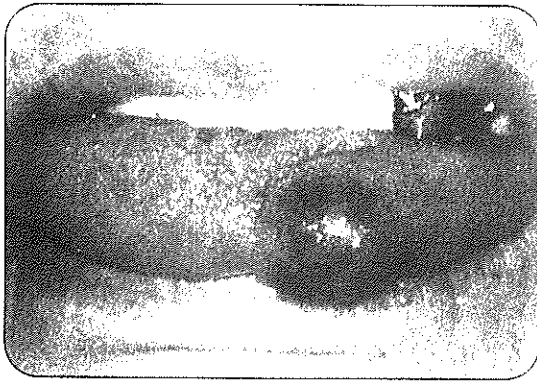


그림 5. 허에 발생한 혈관중 소견

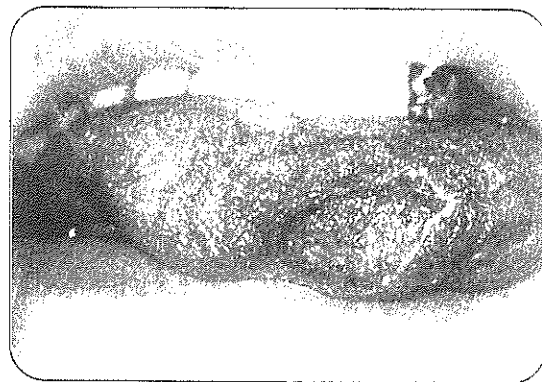


그림 6. 펄스형 Nd:YAG 레이저를 이용한 혈관중 제거 직후 소견 : 집속식, 3.0W, 20Hz 총 7936 펄스 사용

접촉식 전달방식은 정밀도가 요구되는 연조직절제에 우수하다. 반면 비접촉식의 경우에는 레이저에너지의 적용대상조직의 응고 또는 지혈에 유효하다. 몇몇 Nd:YAG레이저는 공기-물 냉각의 조합을 가지는 형태를 이용하기도 한다¹⁾. 전형적인 절단, 기화, 응고 시술은 저출력 자유방출펄스형 Nd:YAG레이저와 직경 320 μ m의 광섬유로 이루어질 수 있다. 즉, 2.50W와 20Hz 내지 최대 3.00W와 100Hz의 에너지로 레이저 광섬유를 조직에 접촉시킬 경우 광섬유는 느린 속도 내지 중등도 속도로 조직을 절단한다. 물분사 없이 레이저광섬유 주위에 탄화된 응고물이 붙어 있게 되면 절단과 응고 효과가 증가된다. 레이저 에너지와 적용 시간을 변화시킴으로써 응고와 지혈 또한 이 기술로 이루어진다. 또한 높은 출력의 자유방출펄스형 Nd:YAG레이저는 이러한 조직효과를 “Hot Tip Effect” 없이 나타낼 수 있다²⁾. 구강연조직병소의 치료목적으로 펄스형 Nd:YAG레이저를 이용할 경우 저자의 임상경험에 의하면 조사조건과 그에 따른 치료효과는 출력 2.0~4.0W, 펄스 20~50Hz의 조건 범위내에서 치료목적과 치료대상조직의 유약성 정도에 따라 즉 병소조직의 절단, 절제를 위해서는 높은 출력, 낮은 펄스로, 한편 조직의 응고, 지혈을 위해서는 낮은 출력, 높은 펄스로, 그리고 병소조직이 육아조직성인 경우에는 낮은 출력으로, 한편 섬유조직성인 경우에는 높은 출력으로, 출력 또는 펄스를 조절하면서 비접촉식 또는 접촉식 레이저에너지전달방식으로 직경 320 μ m의 광섬유를 한 곳에 오래 머무르지 않도록

조사함으로써 병소를 효과적으로 절단, 절제할 수 있었으며, 병소의 절단, 절제시 수반되는 출혈에 대해서는 앞서의 조건 범위내에서 비접촉식으로 조사함으로써 효과적으로 지혈시킬 수 있었는데(그림 5, 6 참조), 이는 펄스형 Nd:YAG레이저의 짧은 파장, 높은 최대출력, 광섬유에너지전달방식의 채택 및 이에 따른 광열적 효과에 기인하는 것으로 사료된다³⁾.

한편 연속파형 Nd:YAG레이저는 중등도의 출력과 조각된 sapphire coating의 말단부를 가지고도와 이와 같은 효과를 유발할 수 있다⁴⁾. 조각된 sapphire coating의 말단부는 말단부의 형태에 따라 조직으로 레이저에너지를 초점화하거나 분산시킨다⁵⁾. 레이저광섬유는 레이저가 가동중에는 반드시 조직에 접촉되어 있어야 한다. 그렇지 않을 경우 말단부가 가열되고 파괴된다. 레이저에너지의 출력정도와 말단부의 형태를 변화시킴으로써 원하는 조직반응을 얻을 수 있다. Nd:YAG레이저를 특히 비접촉식의 연속파로 구강연조직병소의 치료목적으로 사용하는 것은 추천되지 않는다⁶⁾. 왜냐하면 이 경우에는 조직침투의 깊이와 레이저조사부피가 크게 증가되고, 그 결과 원하지 않는 조직반응이 나타날 수 있기 때문이다. 또한 Nd:YAG레이저를 초점의 방식으로 시술할 경우 더 깊은 조직의 손상을 초래한다는 것을 명심해야 한다. 현재 치과 임상에 적용 가능한 Nd:YAG레이저는 매우 다양하며, 술자의 선호도에 따라 수술방법도 다양하게 이루어지고 있다.

기타 구강연조직병소의 치료목적으로 Ho:YAG레이저 또는 Diode레이저가 이용되기도 한다. 특히 최근 물과 hemoglobin에 흡수가 잘 되는 파장대인 파장 980nm의 Diode레이저가 개발되어 구강연조직수술에 적용되기도 한다.

III. 총괄 및 고찰

치과용 레이저는 두가지 기본 유형으로 나뉜다. 한가지는 비접촉식(noncontact mode)으로만 사용하여 하는 유형으로서 정초점(focused)이나 탈초점(defocused)의 기법을 사용하는 것으로 CO₂레이저가 그 예이며, 한편 다른 한가지는 접촉식(contact mode) 또는 비접촉식으로 사용하는 유형으로서 접촉식 유형일 경우 정초점의 기법을, 비접촉식 유형일 경우 탈초점의 기법을 사용하는 것으로, 접촉식 유형의 레이저는 광섬유를 레이저에너지전달계로 사용하며, Argon레이저, Ho:YAG레이저 및 Nd:YAG레이저가 그 예이다¹⁰⁾.

레이저에너지를 이용한 구강연조직병소의 제거는 구강연조직에서의 표면 병소, 외향성 병소 및 침입성 병소에 쉽게 적용할 수 있다. 표면 병소의 제거는 1cm 이상의 비교적 큰 직경의 탈초점화시킨 레이저beam을 사용해서 쉽게 이루어지는데, 이는 병소조직의 기화(vaporization)를 이용한 것이다¹¹⁾. 외향성 병소나 침입성 병소는 직경 1mm 이하의 초점화시킨 beam으로 조직을 절단하거나 절개할 수 있는데, 이 경우에는 수술용 칼을 사용하는 것과 유사한 방식으로 시술하면 된다¹²⁾. Northwestern 치과대학에서 시행한 조직학적 연구의 결과에 의하면 레이저로 인해 발생한 창상이 전통적인 외과시술에서와 유사한 방식으로 치유되는 것으로 나타났다¹³⁾. 이 연구에서 레이저창상은 전기소작술 보다 측부 조직의 손상이 적은 것으로 나타났다지만, 수술용 칼을 사용하는 경우의 창상 보다는 다소 느리게 치유되는 것으로 나타났다¹⁴⁾. 치유자연이라는 관점에서 레이저와 비교한 수술용 칼의 이점을 주장할 수도 있겠지만, 수술용 칼을 이용한 전통적인 술식과 비교할 때 레이저수술은 우수한 지혈효과나 용도의 다양성 같은 다른 여러 가지 장점을 가지고 있어, 이러한 점은 구강연조직수술에서의 레이저 이용을 정당화시켜 줄 수 있다고 여겨진다.

레이저는 연조직의 절제와 절개에 사용되는 기본적인 술식 이외에도 연조직수술에서 적용할 수 있는 여러 가지 바람직한 효과를 발휘할 수 있다. 여기에는 단백질 변성 및 소혈관과 임파계의 폐쇄에 의해 보다 우수한 지혈작용을 하는 응고 효과, 창상의 멸균 효과 및 조직접합 효과 등이 포함되는데, 이 모든 효과는 레이저와 생체조직 사이의 열적 상호작용에 의해 발생한다¹⁵⁾. 지혈은 조직과 레이저 사이의 바람직하고 특징적인 상호작용이다. 혈액과 조직단백질의 응고는 지혈이 일어나는 중요한 기전이다. 응고성 괴사나 열 괴사의 형태로 비가역적인 조직손상이 발생하면 반드시 혈액응고과정이 동반된다. 그러므로 많은 종류의 레이저들은 혈액성분을 가열하고 혈관벽의 건조와 수축에 의해 소혈관을 직접 폐쇄시킴으로써 지혈효과를 얻을 수 있다. 레이저에너지의 적용으로 65~70°C의 온도에서 오래 있게 되면 혈장과 조직단백의 변성이 발생한다¹⁶⁾. 파장에 따라 hemoglobin의 흡수 정도도 다르다. CO₂레이저는 직경 0.5mm 이하인 혈관을 폐쇄시키는 것으로 보고되고 있다¹⁷⁾. Nd:YAG레이저와 Argon레이저는 보다 심부의 조직에 침투하여 hemoglobin에 의해 쉽게 흡수되므로 지혈능력이 보다 우수하며, 직경 2~3mm의 혈관을 폐쇄시킨다¹⁸⁾. 한편 치료목적으로 수술할 조직표면의 멸균이나 소독은 많은 연구에서 제시하는 바와 같이 레이저를 이용할 경우 얻어지는 부가적인 장점이다. 조직을 제거할 목적으로 레이저를 사용하면 조직표면의 온도가 미생물을 파괴시킬 수 있을 정도로 상승된다. 연조직수술에서 사용되는 CO₂레이저의 항세균효과는 잘 확립되어 있다¹⁹⁾. 비접촉식을 이용한 레이저시술은 창상의 감염 가능성을 현저하게 감소시키고 열에 의한 세균파괴효과를 가지는데, 이는 레이저에너지의 출력밀도가 낮은 경우에 일어난다²⁰⁾.

레이저에너지와 구강연조직에 대한 임상양상 사이의 상호관계는 레이저에너지의 세가지 기본 변수 즉, 레이저에너지의 파장(wave length) 특이성, 레이저에너지의 출력밀도(power density), 레이저에너지의 적용시간(time)에 의해 좌우된다는 사실이 알려져 왔다²¹⁾. 레이저를 치과 임상에 안전하고 효과적으로 이용하기 위해서는 레이저에너지의 특정 파장이 생체조직과 작용할 때 발생하는 복잡한 상호작용에 대한 철

저한 이해가 전제되어야 한다. 이러한 복잡성은 레이저시스템, 레이저에너지 전달계의 다양성 및 레이저에너지 적용대상 조직의 광학적 성질을 이해하면 쉽게 조절할 수 있다. 그러므로 치료 임상에 이용되는 치료용 레이저의 효과는 주어진 시술환경에서 원하는 조직반응을 얻을 수 있도록 파장과 변수를 적절하게 선택하고 이용함에 따라 결정적으로 달라진다. 이러한 방법을 통해 레이저를 사용하는 치과의사는 레이저의 독특한 특성에서 나오는 모든 이점점 취할 수 있으며, 예측가능한 결과를 얻을 수 있음을 확신할 수 있다.

한편 레이저광이 구강연조직과의 상호작용 특히 광열적 상호작용을 일으킬 때 주위 공기내 산소가 조직요소들과 결합, 연소하면서 연기가 생성된다¹⁰⁾ 이 연기속에는 수분, formaldehyde, acrolein, cyanates, cyclohexane, fatty acid esters, xylene, CO₂, benzene, methane, acetone, toluene, alkene, acetaldehyde 등의 많은 화학물질 뿐만 아니라, 레이저치료대상조직이 감염성 병소일 경우에는 병원성미생물과 독소들이 포함되어 있으며, 그 크기가 0.3 μ m 정도의 작은 입자도 있다¹¹⁾. 따라서 레이저치료시 발생하는 이러한 유해연기를 효과적으로 제거하기 위해서는 고성능의 흡인배출기의 사용이 필수적이며, 배출비율은 40 ft³/min 이상이어야 한다¹²⁾. 레이저치료 도중 발생하는 연기의 양은 치료대상조직에 의한 레이저광의 흡수정도에 의존한다¹³⁾. CO₂레이저는 구

강연조직의 높은 흡수량 때문에 구강연조직에서 높은 흡수계수를 갖는다¹⁴⁾. 따라서 CO₂레이저는 구강연조직과의 광열적 상호작용시 Nd:YAG레이저에 비해 상대적으로 많은 양의 연기를 발생한다. 이점은 특히 CO₂레이저를 이용하여 구강내 감염성 병소를 치료하고자 할 경우 매우 중요하다.

IV. 결론

치료용 레이저 가운데 Argon레이저, CO₂레이저 및 Nd:YAG레이저는 구강연조직병소의 치료에 효과적으로 이용될 수 있다. 그러나 레이저가 조직에 미치는 효과는 파장, 펄스지속시간, 펄스당에너지 및 에너지전달방식에 따라 달라지므로, 치료목적을 달성하는데 필요한 최소량의 에너지를 얻기 위한 레이저의 변수 즉 최적의 레이저조사조건을 찾아내는 것이 레이저기기의 종류에 관계없이 무엇보다 중요하다. 따라서 비록 Argon레이저, CO₂레이저 및 Nd:YAG레이저의 구강내에서의 접근도가 향상 되었지만, 모든 구강연조직병소에 대한 치료시술과정에서 레이저 단독만으로, 그리고 확실적인 레이저조사조건에 의해서만 이루어질 수 없음을 고려하여, 이용할 레이저의 특성 그리고 조직과의 상호작용에 대해 철저히 이해하고 레이저시술의 장점과 전통적인 시술의 장점, 전통적인 기구 및 전통적인 재료를 조화시킴으로써 효과적인 치료결과를 얻을 수 있음을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Einstein, A. : Zur Quantum Theorie Der Stralung, Verk Deutsch Phys. Ges, 18:318, 1916.
2. Maiman, T. H. : Stimulated optical radiation in ruby, Nature, 187:493, 1960.
3. Willenborg G. C. : Lasers and electro-optics in density. In Goldman L (ed): Laser Non-surgical Medicine. Lancaster. PA: Technomic Publishing Co Inc:253-291, 1991.
4. Lenz, H. J., Eichler, G., Schaffer, J., and Bettges, G. : Production of a nasotracheal window with the argon laser, J Maxillofac Surg, 5:314-318, 1977.
5. Pecaro, B. C. and Garehime, W. J. : The CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg, 41:725-728, 1983.
6. Fisher, S. E., Frame, J. W., Browne, R. M. and Tranter, R. : A comparative histological study of wound healing following CO₂ laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa, Arch Oral Biol, 28:287-29, 1983.
7. Fisher, S. E. and Frame, J. W. : The effect of the CO₂ laser surgical laser on oral tissue, Br J Oral Maxillofac Surg, 22:414-425, 1984.

8. Frame, J. W., Das Gupta, A., Dalton, G. and Rhys Evans, P. : Use of the CO₂ laser in the management of premalignant lesions of the oral mucosa, *J Laryngol Otol*, 98:1251-1260, 1984.
9. Frame, J. W. : Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions, *Br Dent J*, 158:125-128, 1985.
10. Myers, T. D. and Myers, W. D. : The use of a laser for deoral lesbridement of incipient caries, *J Prosthet Dent*, 53:776, 1985a.
11. Miserendino, L. J. and Pick, R. M. : Lasers in Dentistry, Quintessence Publishing Co, Inc., 1995.
12. Dixon, J. A., Davis, R. K. and Gilbertson, J. J. : Laser photocoagulation of vascular malformations of the tongue, *Laryngoscope*, 96:537-541, 1986.
13. Hohenleutner U. and Landthaler M. : Traditional tattooing of the gingiva : Successful treatment with the argon laser, *Arch Dermatol*, 126(4):547, 1990.
14. Neumann, K. A. and Knobler, R. M. : Treatment of oral mucous cysts with an argon laser, *Arch Dermatol*, 126(6):829-830, 1990.
15. Hall R. P., Hill, D. W. and Beach, W. D. : Carbon dioxide surgical laser, *Ann R Coll Surg Engl*, 48:181-188, 1971.
16. Pick, R. M., Pecaro, B. C. and Silberman, C. J. : The laser gingivectomy. The use of the CO₂ laser for the removal of phenytoin hyperplasia, *J Periodontol* 56:492-496, 1985.
17. Frame, J. W. : Treatment of sublingual keratoses with the CO₂ laser, *Br Dent J*, 156:243-246, 1984.
18. Pick, R. M. and Pecaro, B. C. : Use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery, *Laser Surg Med*, 7:207-213, 1987.
19. Pick, R. M. : Using lasers in clinical dental practice, *J Am Dent Assoc*, 24:37-47, 1993.
20. Pick, R. M. and Powell, G. L. : Lasers in dentistry, *Dent Clin North Am*, 37:281-296, 1993.
21. Matsumoto, K. : Color Atlas of Clinical Case Presentation in Laser Dentistry, 1994.
22. Harris D. M. and Werkhaven, J. A. : Biophysics and applications of medical lasers, *Adv Otolaryngol Head Neck Surg*, 3:91-123, 1989.
23. Castro, D. J. : The physical principles of lasers. In *Ap Dentistferlberg DB(ed):Atlas of Cutaneous Laser Surgery*, New York:Raven Press:1992.
24. Madden, J. E., Edlich, R. F., Custer, J. R., et al. : Studies in the management of the contaminated wound. IV. Resistance to infection of surgical wounds made by knife, electrosurgery, and laser, *Am J Surg*, 119:222-224, 1970.
25. 김경훈, 신금백, 최복 : In vitro investigation of the harmful effects of smoke plume produced by pulsed Nd:YAG laser treatment, *20(2):283*, 1995.