

Er : YAG 레이저 조사가 법랑질 표면 변화와 전단강도에 미치는 영향

임형수 · 이창섭 · 이상호

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

Er : YAG 레이저는 치아 경조직 삭제에 효과적인 파장을 지니고 있어 근래에 와동형성의 목적으로 많이 사용되고 있다. 본 연구의 목적은 법랑질에 대한 Er : YAG 조사가 전단강도에 있어 산부식법을 대체할 수 있는 표면처리 방법인지를 알아보고자 함이다.

복합 레진과 법랑질 사이의 접착력을 향상하기 위한 표면 처리 목적의 레이저 에너지를 측정하기 위해 24개의 법랑질 시편에 각각 정촉점과 탈촉점 방식으로 30mJ부터 150mJ까지 1Hz로 조사하였다. 4개의 시편은 37% 인산을 15초간 적용하고 세척, 건조하였다. 30개의 시편은 주사전자현미경으로 관찰하였다.

복합 레진과의 전단강도를 측정하기 위해 90개의 법랑질 시편을 3군으로 나누었다. 대조군은 37% 인산을 15초간 적용 후 세척하고 건조하였으며, 제 1군은 60mJ, 10Hz로 조사하였다. 제 2군은 먼저 60mJ, 10Hz로 조사한 후 37% 인산으로 15초간 적용 후 세척하고 건조하였다. 실험결과는 다음과 같다.

1. 주사전자현미경 관찰결과, 정촉점, 탈촉점 모두 60mJ, 1Hz 이상으로 조사했을 경우 제 3형의 산부식 양상과 유사한 법랑질 표면을 얻을 수 있었다.
2. 정촉점과 탈촉점 방식 모두 에너지가 증가할수록 균열 양상이 더 심해졌다.
3. 가장 높은 평균 전단강도를 보인 군은 산부식군(Control)이었고 60mJ, 10Hz의 pulse로 조사한 후 산부식한 군(Group 2), 레이저만 조사한 군(Group 1)순으로 나타났으며 3 군간에 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. ($p < 0.001$)

주요어 : Er:YAG 레이저, 법랑질, 전단강도

I. 서 론

복합 레진은 현재 사용되고 있는 심미 충전재의 중요한 한 부분으로서 접착력 향상을 위해서는 접착되는 치아표면을 거칠게 하는 것이 중요하다. 현재 수복 치의학에서 복합 레진을 법랑질에 접착시키기 위한 가장 흔한 방법은 1955년 Buonocore¹⁾가 소개한 산부식법에 의한 치아표면의 처리이다. 하지만 산부식에 의한 표면 처리는 치면 세마, 산적용, 세척, 건조의 과정이 필요하고 특히 물분사에 거부감을 가지는 소아환자에서는 행동 조절에 어려움이 있다.

근래에 산부식 방법 대신에 복합 레진과 치아의 결합력을 증진시키기 위해 laser, air abrasion 등에 의한 표면 처리 방법이 사용되고 있다.

특히, 치과 영역에서 레이저의 사용은 Goldmann 등²⁾이 1964년 ruby laser를 처음 치아 경조직에 사용한 이래로 연조직 수술, 치근관의 세척 및 소독, 우식에 대한 저항성을 증가시

키기 위해 치아표면을 변성하는데 이용되고 있다. Stern과 Sognnaes³⁾(1964)는 ruby 레이저를 이용하여 법랑질에 와동형성을 시행하고 레이저 조사시 법랑질의 내산성이 증가된다고 보고하였다. 그 후로 여러 연구가들이 CO₂ 레이저와 Nd : YAG 레이저를 치면에 조사하여 법랑질과 상아질의 내산성 증가를 관찰하였다^{4,7)}. 또한 레이저를 이용하여 법랑질과 상아질을 삭제하여 복합 레진과 치아의 결합력을 증가시키려는 연구도 계속되고 있는데 여기에 사용되는 레이저로는 CO₂, Nd : YAG, Ho : YAG, ArF, Nd : YLF 레이저 등이 있다. 초기에 CO₂ 레이저와 Nd : YAG 레이저가 법랑질 표면을 변화시킬 수 있다고 소개되었지만 근래의 연구에서는 균열, cracking, crater, 재결정화, 용융현상 등이 발생되어 접착력을 감소시킨다는 보고가 많다⁸⁻¹²⁾. 또한 이들 레이저로 치아 경조직 와동형성시에는 과도한 에너지 밀도가 필요해 치수에 부가적인 열손상이 나타나게 된다. CO₂ 레이저는 치아 경조직에 조사시 상아질의 재결정화로 인해 매끈해지며 crack이 형성된다. 이러한

유리화(vitrification)는 우식에 대한 저항성과 미세경도를 증가시키지만 비가역적인 치수 손상을 야기한다¹³⁻¹⁵. 치아 경조직에 대한 레이저 조사는 열자극으로 인해 치수에 손상을 야기할 수 있고 각 치아마다 출력밀도를 결정하기 어렵기 때문에 FDA에서는 치아 경조직에 레이저의 사용을 인정하지 않았다.

그러나 고체매질을 이용하는 Er : YAG 레이저는 2.94 μ m의 파장을 가지는 레이저로 경조직 삭제에 사용되는 CO₂ 레이저보다 수분에 10배 정도의 효율로 흡수된다¹². 또한 치아 표면에 용융, crack, 균열, 탄화 등의 부작용 없이 법랑질과 상아질을 효과적으로 삭제할 수 있고 다른 레이저와 달리 치수에 비가역적인 손상이 안전하게 치아에 사용할 수 있다고 보고되고 있다¹⁶. Er : YAG 이외에도 엑시머 레이저 등 몇몇 레이저가 우식 치아를 삭제할 수 있지만 건전한 치질에 와동을 형성하는데에는 효과적이지 않다고 보고되고 있다¹⁰. 이러한 장점을 지니고 있는 Er : YAG 레이저는 1997년 미국 FDA에서 유일하게 치아 경조직의 삭제에 사용될 수 있는 레이저로 승인 받았다.

따라서 본 연구의 목적은 복합 레진과의 접착을 위한 법랑질 표면처리에 치아삭제에 효과적이라고 알려진 Er : YAG 레이저 사용시 전단강도에 있어 산부식법을 대체할 수 있는 효과적인 방법인지를 알아보고자 함이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

협설면에 치아우식증 및 미세균열이 없는 최근에 발거된 건전한 인간 대구치 60개를 실험대상으로 선정하였다.

실험치아들은 실험 전까지 발거 후 생리식염수에 저장되었다. 직경 3mm의 편평한 법랑질면을 얻은 때까지 diamond disc로 삭제하였다. 협면과 설면에서 각각 최소 3mm이상의 편평한 법랑질 표면을 얻은 후에 치아의 근원심 방향으로 수직 절단하고 치경선을 중심으로 수평절단 하였다. 절단된 시편 120개는 플라스틱 관에 교정용 레진으로 매몰하였다. 매몰된 시편은 연마기(High polisher, Buhler, U.S.A.)를 이용하여 400 grit에서부터 시작하여 1000 grit 사포까지 연마하였다. 이중 30개의 시편은 레이저 조사후 표면 형태변화를 알아보기 위해 주사전자현미경(SEM)관찰을 위해 사용되고 나머지 90개의 시편은 전단강도 측정을 위해 사용되었다(Table 1).

Table 1. Number of tooth specimen

	Etching	Lased		Lased followed etching	Total
		Focus (8mm)	Defocus (10mm)		
SEM	4	13	13		30
Shear strength	30		30	30	90

2. 실험방법

실험 1. 주사전자현미경 관찰

전단강도 실험에 앞서 법랑질 표면처리에 적절한 Er:YAG 레이저의 출력을 알아보기 위해 에너지를 달리하여 레이저를 조사한 후 전자현미경으로 관찰하였다.

가. 레이저 조사

본 실험에 사용된 레이저는 근적외선 파장을 갖는 2.94 μ m의 펄스형 Er : YAG 레이저(SDL-3000EN, 삼성전자, 한국)를 사용하였다.

법랑질 표면 처리에 가장 적절한 출력을 측정하기 위해 26개의 시편이 사용되었다. 레이저 조사는 비접촉식으로 하였으며 조사거리는 각각 8mm의 정초점과 10mm의 탈초점 방식으로 조사하였다. 출력은 30mJ부터 150mJ까지 10mJ 간격으로 1Hz로 조사하였다. 일정한 초점거리를 유지하기 위해 핸드피스 형태의 전달계를 스탠드에 고정하여 치아표면에 조사하였다. 나머지 4개의 시편은 대조군으로써 37% 인산으로 15초간 산부식후 20초간 세척한 후 3 way syringe로 건조한 후 실온에서 보관하였다.

나. 주사전자 현미경관찰

레이저가 조사된 26개의 시편과 산부식된 4개의 시편은 실온에서 2일간 건조시킨 뒤 gold coating 후 주사전자현미경(JSM-840A, JOEL, Japan)으로 각각 1000배와 4000배로 표면 형태 변화를 관찰하고 polaroid 667 film(Kodak Co., U.S.A.)으로 촬영하였다.

실험 2. 전단강도 실험

가. 레이저 조사

120개의 시편 중 90개의 시편이 전단강도측정을 위해 사용되었다. 표준화된 단위면적에 레이저를 조사하기 위해 직경 3mm의 원을 각 시편마다 그렸다.

실험 1에서 탈초점으로 조사시 60mJ에서 산부식군과 가장 유사한 양상을 보여 전단강도 측정을 위한 에너지로 선택하였다. 또한 정초점과 탈초점방식 사이에 있어 같은 에너지에서는 법랑질 표면의 큰 변화가 관찰되지 않아 정초점 보다 초점 크기가 더 큰 탈초점 방식을 선택하였다. 10mm의 탈초점 거리에서 stand에 고정된 레이저를 60mJ, 10Hz의 pulse로 직경 3mm의 원이 표시된 표본에 조사하였다. 전단강도측정을 위해 37% 인산으로 15초간 산부식후 20초 동안 세척하고 3-way syringe로 건조시킨 군은 대조군으로 하였으며 60mJ, 10Hz로 조사후 건조시킨 군은 1군, 1군의 조사 방법과 동일하게 시행한 후 37% 인산으로 15초간 산부식후 20초동안 세척하고 건조시킨 군은 2군으로 하였다.

모든 시편은 제조회사의 지시대로 접착제 도포후 가시광선 중합기(Curing Light XL 1000, 3M Dental Products, U.S.A.)로 10초간 광중합 하였다. 시편에 직경 3mm, 높이 5mm의 투명한 capsule을 사용하여 Z-100 복합레진을 부착시킨후 40초간 광중합 하였다. 완전한 광중합을 위해 Astron XL lighting system(3M, U.S.A.)에서 4분간 추가로 광중합 하였다. capsule을 제거한 후 5℃, 55℃에서 각각 30초씩 500회의 thermocycling을 시행하였다. 시편을 만능재료측정기(AGS-100A, Shiadzu, Japan)에 위치시킨 다음 50kg의 하중에서 2mm/min의 cross-head speed로 하중을 가해 치면에서 수복재가 분리되는 순간의 전단결합강도를 측정한 다음 단위 면적당 결합강도로 환산하였다.

나. 통계처리

전단강도측정결과는 paired t-test를 이용하여 유의성을 검증하였다.

Ⅲ. 실험성적

1. 주사전자현미경 관찰조건

37% 인산으로 산부식한 군에서는 범랑소주의 방향에 따라 일정한 깊이의 균일한 key-hole 형태가 관찰되고 전형적인 1형과 2형의 산부식 형태가 관찰되었다(Fig. 1, 2). 또한 범랑소주의 방향 차이에 의한 제 3형의 산부식 형태도 관찰되었다(Fig. 3).

정춑점군에서는 50mJ에서부터 범랑질의 삭제가 관찰되었다(Fig. 4). 90mJ부터는 범랑질 표면에 균열이 전반적으로 관찰되었다. 탈춑점군에서도 50mJ에서부터 범랑질이 삭제되었으나 정춑점군보다 덜 삭제되었다(Fig. 5). 60mJ에서는 정춑점과 탈춑점 모두 균열이 가장 적고 표면이 대체로 불규칙하게 거친 상태를 보였다(Fig. 6, 7). 에너지 밀도가 증가할수록 정춑점군과 탈춑점군 모두 다 균열이 전반적으로 더 심해지는 양상이었다(Fig. 8, 9). 그러나 모든 레이저 조사 군에서 CO₂나 Nd : YAG 레이저에서 나타나는 탄화현상은 관찰되지 않았다.

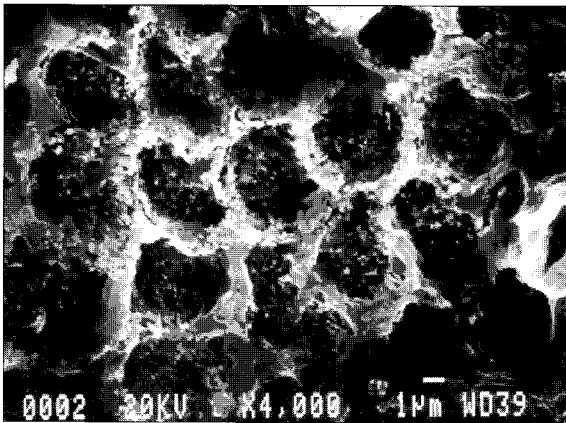


Fig. 1. 37% phosphoric acid-etched enamel surface(×4000).

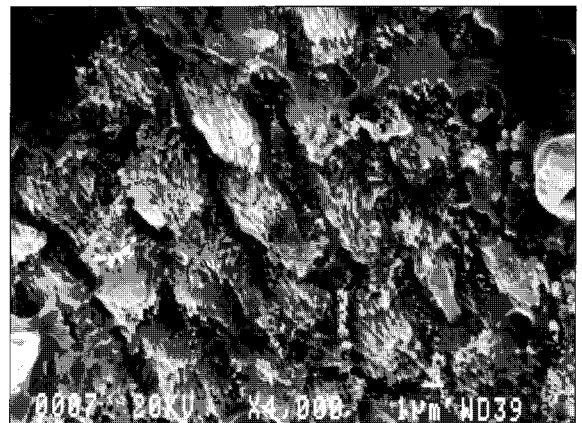


Fig. 2. 37% phosphoric acid-etched enamel surface(×4000).

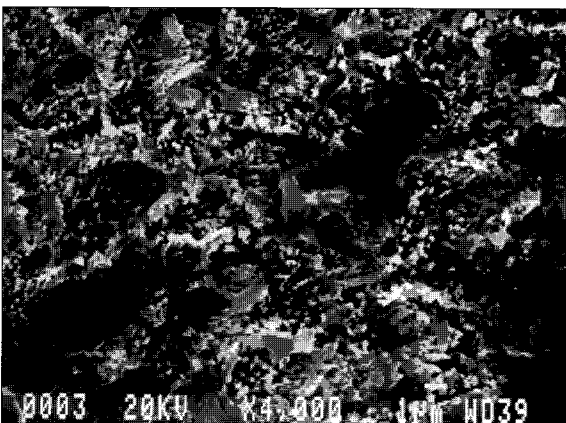


Fig. 3. 37% phosphoric acid-etched enamel surface(×4000).

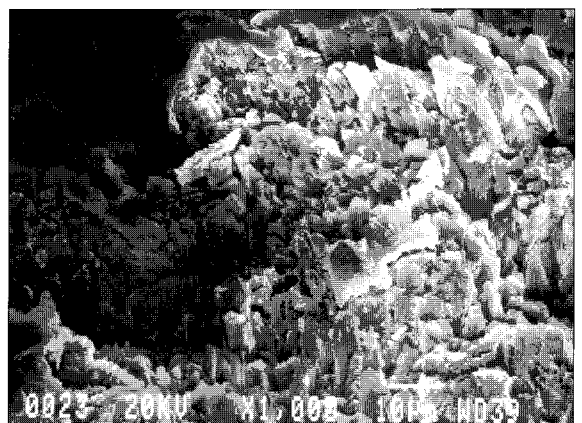


Fig. 4. Focused Er : YAG laser of 1Hz with 50mJ(×1000).

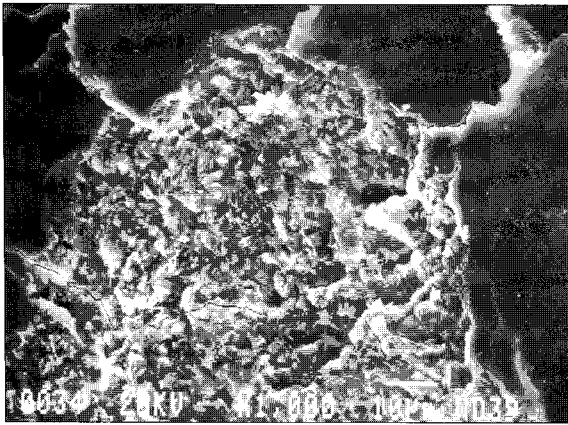


Fig. 5. Defocused Er:YAG laser of 1Hz with 50mJ($\times 1000$).

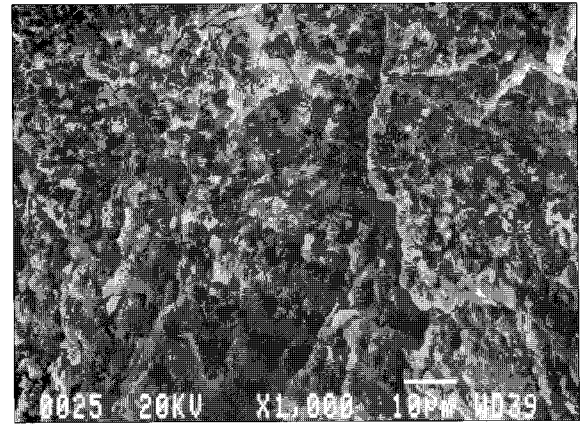


Fig. 6. Focused Er:YAG laser of 1Hz with 60mJ($\times 1000$).

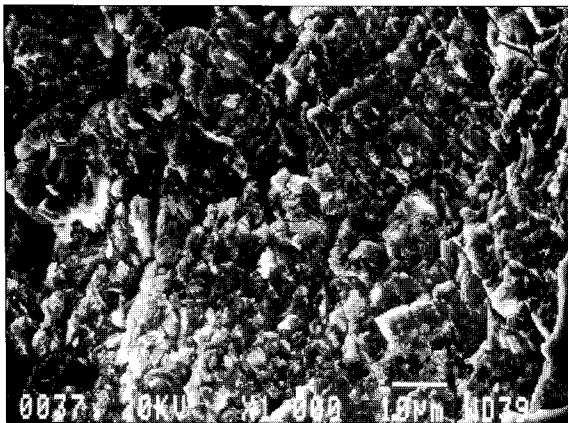


Fig. 7. Defocused Er:YAG laser of 1Hz with 60mJ($\times 1000$).

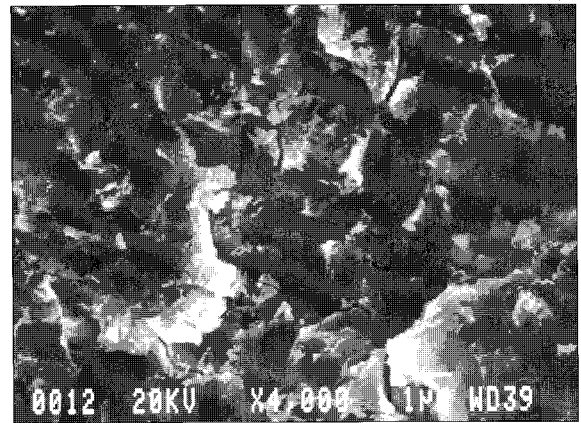


Fig. 8. Focused Er:YAG laser of 1Hz with 140mJ($\times 4000$).

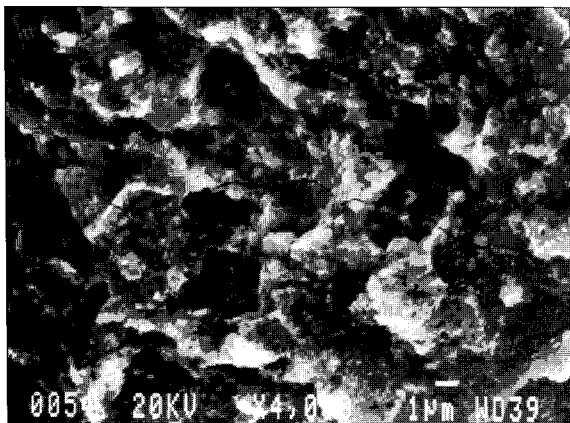


Fig. 9. Defocused Er:YAG laser of 1Hz with 140mJ($\times 4000$).

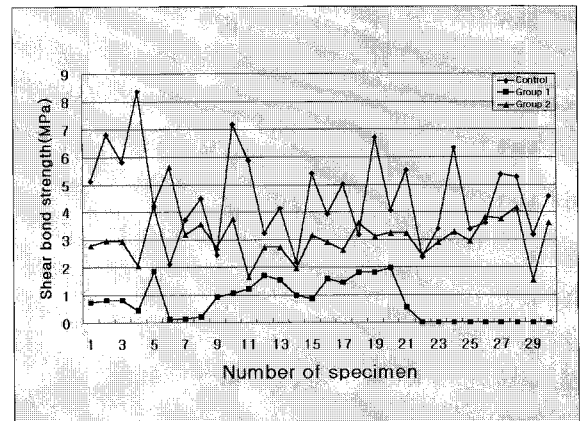


Fig. 10. Shear bond strength of each group.

전체적으로 볼 때 산부식균은 더 규칙적으로 거친 표면을 보였으며 레이저 조사 군은 산부식균에 비해 더 매끈하고 불규칙적인 투과 깊이를 보였다. 본 실험결과 탈착점으로 조사할 경우

60mJ에서 균열이 가장 적으면서 산부식균과 가장 유사한 범랑질 표면을 보였다.

Table 2. Mean Shear bond strength of each group

Group	No. of Samples	Mean(MPa)	Range
Control	30	4.56 ± 1.58	2.09~8.35
Group 1	30	0.75 ± 0.70	0.00~1.85
Group 2	30	3.10 ± 0.81	1.45~5.63

2. 전단결합강도

산부식군의 평균 전단결합강도는 4.56±1.58MPa이었고 1군은 평균 0.75±0.70MPa, 2군은 3.10±0.81MPa로 산부식군에서 통계학적으로 유의하게 가장 높은 전단결합강도를 나타냈다(Table 2). 산부식군은 전단강도 범위가 2.09~8.35MPa, 1군은 0.00~1.85MPa, 2군은 1.54~5.63MPa로 나타났다(Fig. 10).

통계학적 유의성 검증결과 각 군간의 통계학적 유의성이 보였다(Table 3).

IV. 총괄 및 고안

레이저의 주된 효과는 열작용에 의한 것인데 이를 조직에 적용하는 방법에는 정초점 방식, 탈초점(defocus) 방식, 전초점(prefocus) 방식이 있다. 정초점 방식은 최대 출력밀도로 빠른 조직의 기화를 얻을 수 있고 탈초점 방식은 더 낮은 출력밀도로 치아표면의 변성에 유용하다. 그러나 전초점 방식은 임상적으로 피해야 하는데 초점이 심부에 위치되어 조직에 열손상을 주기 때문이다¹⁷⁾.

본 실험에서는 와동형성을 위한 법랑질의 삭제가 목적이 아닌 복합레진 부착을 위한 전처리 방법으로서의 레이저를 평가하기 위한 것이므로 탈초점 방식을 사용하였다. 현재 치과영역에서 많이 사용되고 있는 연속파 CO₂ 레이저나, Nd : YAG 레이저는 경조직에 조사시 조사부위의 산화와 피사가 나타나는 부작용이 있다. 조사 후 나타나는 균열과 용해, 부드러운 표면은 증발과정에 의해 유도된 고열에 의해 발생된다^{18,19)}. 이러한 균열이나 부드러운 표면은 레진과의 접착력을 감소시킨다. Tokonabe 등¹²⁾의 연구에 의하면 Er : YAG 레이저를 법랑질에 조사시 형태변화를 관찰한 결과, stereoscope 상에서는 탄화와 용융이 관찰되지 않았고 주사전자 현미경 관찰 결과 깨끗한 경계를 나타내었으며 분화구양 함몰이 전반적으로 존재하고 3차원 입체영상에서 패인 깊이가 일정하지 않고 표면은 거칠었다고 보고했다.

본 실험에서도 주사전자현미경 관찰결과 레이저 조사시에는 법랑질의 산부식 형태 중 제 3형과 유사한 표면을 관찰할 수 있었다. CO₂레이저나, Nd : YAG 레이저에서 나타나는 탄화, 용융, 심한 crack은 관찰되지 않았다. 산부식된 법랑질 시편은 적절한 레진 tag 형성을 위한 거친 표면을 보였다. Er : YAG 레

Table 3. Statistical evaluation of the shear bond strength by paired t-test

	Control	Group 1	Group 2
Control		S	S
Group 1			S
Group 2			

S : Statistically significant(p<0.05)

이저가 조사된 시편은 거친 표면을 보이기에는 했으나 산부식한 것보다는 더 약했으며 패인 정도가 일정치 않은 계단식의 양상을 보였다. 또한 정초점군과 탈초점군에서 산부식과 유사한 표면을 얻을 수 적절한 에너지 밀도는 주사전자현미경 관찰 결과 60mJ, 1Hz였다. 본 실험에서 탈초점과 정초점 방식사이에서 에너지에 따른 법랑질의 표면 변화는 큰 차이가 없었으나 두 방식 모두에서 에너지가 증가될수록 삭제량과 균열 모두 증가되는 양상을 보였다.

치아를 삭제하기 위해 레이저의 에너지를 높일 경우 부가적인 열손상도 증가되는데 CO₂ 레이저나, Nd : YAG 레이저의 경우 경조직을 삭제하기 위한 높은 에너지 조사로 인해 치수에 비가역적인 손상을 야기할 수 있다. 1988년 Hibst 등²⁰⁾이 Er : YAG 레이저가 우식 치아뿐만 아니라 건강한 치아의 삭제도 다른 레이저에서 나타나는 열 손상 없이 가능했다는 보고를 한 이래로 Er : YAG 레이저의 치수 반응에 대한 연구가 계속되고 있다^{21,22)}.

치수에 5.5℃이하의 온도 상승은 비가역적인 치수염을 일으키지 않는다²³⁾. Cozean 등⁹⁾은 Er : YAG 레이저를 이용하여 발거된 치아에서 와동형성 결과 3℃이하의 치수온도 상승을 보였다고 보고했다. Dostalova 등²⁴⁾과 Paghdiwala 등²⁵⁾도 Er : YAG 레이저 사용시 100~400mJ, 1~4Hz로는 비가역적인 치수손상을 야기하지 않는다고 보고했다. 한편 Harvey 등¹³⁾은 저속의 핸드피스와 CO₂, Nd : YAG, Er : YAG 레이저를 이용한 와동형성에서 Er : YAG 레이저가 가장 적은 치수온도 상승을 보였다고 보고했다. 본 실험결과 60mJ의 탈초점 방식으로도 법랑질 표면처리효과 얻을 수 있기 때문에 치수에 비가역적인 손상을 가하지 않을 것으로 생각된다.

치아의 삭제는 레이저의 파장에 따라 달라지게 되는데 2.94 μm의 파장을 지닌 Er : YAG 레이저가 1.06 μm의 파장을 가진 Nd : YAG 레이저, 10.6 μm의 CO₂ 레이저 보다 수분과 수산화 인회석에 가장 잘 흡수된다. 따라서 다른 레이저에 비해 Er : YAG 레이저는 심각한 변형, 용융, 균열 없이 치아를 삭제할 수 있다고 알려져 왔다. 그러나 CO₂ 레이저나, Nd : YAG 레이저는 치아 경조직을 삭제하기 위해서는 상대적으로 높은 에너지가 필요하므로 치수에 대한 열적 손상이외에도 용융, 균열, 탄화 같은 복합레진과의 접착에 좋지 않은 표면변화를 일으키게 된다²⁶⁾. Er : YAG 레이저는 물의 주 흡수 정점과 일치하는 2.94 μm의 방출 파장을 가지기 때문에 법랑질과 상아질을 포함하는 모든 생체조직에 흡수가 잘된다. 또한 Cozean 등⁹⁾은 수분

과 수산화인회석에 효과적으로 흡수되어 기계적인 삭제와 비교 시 범랑질의 레이저 삭제는 2배 정도 시간이 걸리나 와동 형성 이 크지 않을 경우 짧은 시간이 소요된다고 보고했다.

Er : YAG 레이저의 치아 경조직의 와동 형성에 대한 에너지 밀도는 많이 알려져 있다. Armengol 등²⁷⁾에 따르면 우식 상아질의 삭제를 위한 에너지는 250mJ, 2Hz이고 건전한 상아질은 300mJ, 2Hz, 건전한 범랑질은 350mJ, 3Hz가 필요하다고 보고했다. 그러나 복합레진과의 접착을 위한 범랑질의 전처리 목적으로서의 에너지양은 보고된 바가 없다. 본 실험에서 SEM 관찰결과 산부식과 유사한 표면을 얻을 수 있는 에너지는 1Hz의 pulse로 조사시 60~80mJ 정도였다. 그 이상의 에너지도 산부식과 유사한 표면을 보였으나 균열이 더 깊고 넓게 나타났다. 또한 표면 거칠기에 있어서도 큰 차이를 보이지 않으므로 더 낮은 에너지로 조사하는 것이 추천된다. 고에너지 사용시 균열양상이 증가되어 복합 레진과의 접착력은 감소될 것이다.

레이저의 삭제효과는 그 레이저 파장이 삭제되는 조직에 어느 정도의 흡수율을 가지는가가 중요하다. 2.94 μ m의 파장을 지닌 Er : YAG 레이저는 수분에 잘 흡수되는데 Paghdiwala²⁸⁾는 CO₂ 레이저 보다는 최고 10배, Nd : YAG 레이저보다는 최고 20,000배 정도 수분에 잘 흡수된다고 하였다. 또한 Arcoria 등²⁹⁾도 절제술에서 Er : YAG 레이저가 80mm³/J, CO₂ 레이저가 50mm³/J, Nd : YAG 레이저가 3~5mm³/J을 보여 오직 Er : YAG 레이저가 치아의 와동형성에 효과적이라고 보고하였다. 따라서 수분이 있는 조직에 사용시 CO₂, Nd : YAG 레이저 보다 주위조직에 열 손상 없이 더 효과적으로 삭제할 수 있다.

Keller와 Hibst¹⁶⁾, 그리고 Fried 등²⁹⁾에 따르면 Er : YAG 레이저의 삭제 과정은 2가지인데 첫 번째 단계는 증발단계이고 두 번째 단계는 미세 폭발과정이다. 범랑질의 삭제는 급속한 가열과 범랑질의 결정격자 안에 있는 수분의 폭발성 팽창으로 일어난다. 또한 와동 형성중에 범랑질과 상아질의 투과깊이가 다르게 나타나는데 이는 같은 레이저 출력으로 조사시 상아질이 더 수분을 많이 함유하므로 상아질의 삭제효율이 범랑질보다 더 높게 된다³⁰⁾. 또한 레이저 조사시 물분사를 동시에 시행하면 열손상을 줄일 수 있고 Er : YAG 레이저의 삭제효과가 우수해지는 장점이 있다. Visuri 등³¹⁾은 물분사를 병용한 350mJ, 6Hz의 Er : YAG 레이저로 상아질에 조사하여 산부식군보다 더 높은 전단강도를 보였다고 하였다. 본 실험에서는 물분사를 시행하지 않은 상태에서 범랑질에 레이저를 조사하였다. 따라서 향후 연구는 물분사를 동시에 시행하면서 Er : YAG 레이저를 조사하는 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

본 실험에서 레이저 조사군이 산처리군 보다 더 낮은 결합강도를 보였다. 이는 산부식군에서는 충분한 깊이의 탈회와 더 불규칙적인 표면이 균일하게 분포하였으나 레이저 조사군에서는 패임의 정도가 불규칙적이고 crack이 형성되어 복합레진과의 결합력이 낮아졌다고 생각된다. O'Brien³²⁾도 레이저 조사군이 더 낮은 결합강도를 보이는 이유가 산부식된 범랑질이 더 규칙적이고 더 증가된 표면적을 제공했기 때문이라고 보고했다. 비록 몇몇 연구자들은 범랑질의 레이저 조사로 산부식과 유사한

표면을 얻을 수 있다고 하지만 인장강도 등은 더 낮은 수준이라고 보고했다^{33,34)}. 흥미로운 사실은 이번 실험에서 레이저 조사 후 산부식한 군의 전단강도가 산부식만 시행한 대조군 보다 더 유의하게 낮은 전단강도를 보인 점이다. 이는 레이저 조사로 인해 삭제된 범랑질 표면이 산부식으로 인해 불필요하게 깊게 제거되어 효과적으로 레진 접착체가 침투하지 못했기 때문이라고 생각된다. 또한 레이저 조사로 균열이 형성된 부위에 산용액이 적용되어 그 부위의 치아 구조가 약해져서 더 낮은 전단강도를 보인 것으로 생각된다.

다른 종류의 레이저를 이용한 범랑질의 접착강도 연구를 살펴보면, Anic 등³⁶⁾, MacDonald 등³⁷⁾, Poulsen 등³⁸⁾, Roberts⁴⁰⁾는 CO₂ 레이저로 범랑질을 표면 처리한 결과 산부식에 비해 결합력이 더 낮다고 보고했다. Pastor 등³⁴⁾도 Nd : YAG 레이저로 범랑질 표면 처리 후 고정용 Bracket을 부착한 결과 평균 인장강도가 산부식군에 비해 50%수준이므로 높은 힘이 적용되는 부위에는 레이저 조사를 추천하지 않는다고 하였다. 이와 반대로, 범랑질에 레이저 조사시 레진과의 결합력이 높다는 보고들도 있다. White 등⁴¹⁾, Liberman 등⁴²⁾은 Nd : YAG 레이저 조사시 금속성 고정용 bracket의 접착강도를 향상할 수 있었다고 보고하였다.

레이저 조사시 비접촉식 preparation은 안정적인 초점거리를 유지시키기가 어렵다⁴³⁾. 본 실험에서는 10mm의 일정한 탈촉점을 유지하기 위해 수직 stand에 고정하여 레이저 조사를 시행하였다. 실제 임상에서는 이러한 고정이 어려우므로 레이저 출력이 일정하더라도 치아의 만곡에 따라 범랑질의 제거 효과는 달라질 것이다.

본 실험결과 Er : YAG 레이저 조사에 의한 범랑질 표면처리는 그 전단강도에 있어 산부식 방법보다 더 약한 결합을 보였다. 수분 함유량이 많은 상아질에서의 Er : YAG 레이저를 이용한 와동형성은 임상적으로 유용하리라 생각되나 범랑질에서의 표면처리 목적의 레이저 조사는 현재로서는 임상에 적용하기는 어려울 것으로 판단되며 더욱더 많은 연구와 개발이 필요하리라 사료된다. 복합 레진과의 접착력을 향상할 수 있다면 와동형성과 함께 표면처리가 이루어지는 레이저의 사용으로 산부식술식을 생략할 수 있어 임상 술식을 간편화할 수 있을 것이다.

V. 결 론

Er : YAG 레이저를 범랑질에 조사시 표면 형태변화를 관찰하기 위해 발거된 60개의 대구치를 이용하여 120개의 시편중 26개의 시편은 정촉점과 탈촉점 방식으로 30mJ 부터에서 150mJ까지 1Hz의 pulse로 조사하고 4개의 시편은 산부식한 후 주사전자 현미경으로 관찰하고 나머지 90개의 시편은 전단강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주사전자현미경 관찰결과, 정촉점, 탈촉점 모두 60mJ, 1Hz 이상으로 조사했을 경우 제 3형의 산부식 양상과 유사한 범랑질 표면을 얻을 수 있었다.
2. 정촉점과 탈촉점 방식 모두 에너지가 증가할수록 균열 양상

이 더 심해졌다.

3. 가장 높은 평균 전단강도를 보인 군은 산부식군(Control)이었고 60mJ, 10Hz의 pulse로 조사한 후 산부식한 군(Group 2), 레이저만 조사한 군(Group 1) 순으로 나타났으며 3 군간에 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.($p < 0.001$)

참고문헌

1. Buonocore MG : A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res* 34:849-853, 1955.
2. Goldman L, Hornly P, Meyer R, et al. : Impact of the laser on dental caries. *Nature* 203:417, 1964.
3. Stern RH, Sognaes RF : Laser beam effect on dental hard tissue. *J Dent Res* 43:873, 1964.
4. 김준수 : 탄산 가스 레이저 조사가 법랑질의 내산성 변화에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. *대한소아치과학회지* 12:9-20, 1985.
5. Tafomori S, Iwase T : Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd:YAG laser. *Caries Res* 29:513-520, 1995.
6. Yamamoto H, Sato K : Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 59:2171-2177, 1980.
7. Yamamoto H, Sato K : Prevention of dental caries by acoustooptically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 59:137, 1980.
8. Arcoria CJ, Lippas MG, Vitasek BA : Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *J Oral Rehabil* 20:213-224, 1993.
9. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, et al. : Dentistry for the 21st century? : Er:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc* 128:1080-1087, 1997.
10. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, et al. : Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surface cut with a laser powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 82:451-455, 1999.
11. Obata A, Tsumura T, Niwa K, et al. : Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod* 21:193-198, 1999.
12. Tokonabe H, Kougi R, Watanabe H, et al. : Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 17:7-12, 1999.
13. Harvey W, Elliot A, Shahid A, Joseph T, et al. : The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 124:65-70, 1993.
14. Raad M, Pashoud Y, Holz J : Effect du laser a CO2 sur les tissus dentires. *J Biol Buccale* 16:137-150, 1988.
15. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, et al. : The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 124:65-70, 1993.
16. Keller U, Hibst R : Ultrastructural changes of enamel and dentine following Erbium:YAG laser radiation on teeth. *SPIE* 9:408-415, 1990.
17. Miserendino LJ, Pick RM : Lasers in dentistry, Quintessence Publishing Co, Chicago. 34, 1994.
18. Stern RH, Vahl J, Sognaes R : Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res* 51:455-460, 1972.
19. Stern RH : The laser in dental study: A review of the literature. *J Am Dent Assoc* 29:173-179, 1974.
20. Hibst R, Keller U, Steiner R : Die wirkung gepulster Erbium:YAG laser strahlung unf zahngewebe. *Lasers Med Surg* 4:163-165, 1988.
21. Hibst R, Keller U : Experimental studies of the application of the Erbium:YAG laser on dental substances.: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 9:338-344, 1989.
22. Keller U, Hibst R : Experimental studies of the application of the Erbium:YAG laser on dental substances.: II. Light microscopic & SEM investigations. *Lasers Surg Med* 9:345-351, 1989.
23. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:515-530, 1965.
24. Dostalova T, Jelinkova H, Kucerova H, et al. : Erbium:YAG laser ablation evaluation after two-years long clinical treatment. *Proc SPIE* 3248:23-32, 1998.
25. Paghdiwala AF, Vaidyanathan TK, Paghdiwala MF : Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: Analysis of temperature changes, depth of cuts & structural effects. *Scanning Microsc* 7:989-997, 1993.
26. Meyer D, Fath HJ : Thermal stress in dentin and enamel under CO2 laser irradiation. *SPIE* 2623:117-128, 1996.
27. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, et al. : Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental tissue after Erbium:YAG laser irradiation: In vitro study. *J Endod* 25:543-546, 1999.

28. Paghdiwala AF : Does the laser work on hard dental tissue? J Am Dent Assoc 122:79-80, 1991.
29. Fride D, Visuri SR, Featherstone JDB, et al. : Infrared radiometry of dental enamel during Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation. J Biomed Optics 1:455-465, 1996.
30. Zeck M, Benthin H, Ertl TH, et al. : Scanning ablation of dental hard tissue with erbium laser radiation. SPIE 2623:94-102, 1996.
31. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, et al. : Shear strength of composite bonded to Erbium:YAG laser-prepared dentine. J Dent Res 75:599-605, 1996.
32. O'Brien WJ : Dental materials. 5th ed. Quintessence Publishing Co, Chicago, 71-86, 1989.
33. Hess JA : Scanning electron microscopic study of laser-induced changes of a coated enamel surface. Lasers Surg Med 10:458-462, 1990.
34. Pastor LC, Moreno JV, Garrido JDL, et al. : Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel VS. acid-etched enamel. J Am Dent Assoc 128:732-737, 1997.
35. 이명숙 : 탄산가스레이저 조사 치면의 주사전자현미경적 관찰 및 레진 부착력에 관한 실험적 연구. 대한소아치과학회지 17:160-172, 1990.
36. Anic I, Pavelic B, Vidovic D, et al. : Composite retention area produced by CO₂ laser beam. Acta Stomatol Croat 25:157-160, 1991.
37. MacDonald RM, Lobb W, Boran T, et al. : The bonding failure characteristics of orthodontic brackets using laser etching. J Dent Res 73:Abstr 769, 1994.
38. Poulsen J, Dhuru V, Ferguson D, et al. : Orthodontic bond strength after etching enamel with CO₂ laser. J Dent Res 72:abstr 579, 1993.
39. Roberts HDP : Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. Lasers Surg Med 12:467-470, 1992.
40. Shahabi S, Brockhurst PJ, Walsh LJ : Effect of tooth-related factors on the shear bond strength obtained with CO₂ laser conditioning of enamel. Aust Dent J 42:81-84, 1997.
41. White JM, Goodis HE, Asbill SR, et al. : Orthodontic bracket bond strength to Nd:YAG laser etched enamel. J Dent Res 70:197, 1991.
42. Liberman R, Segal TH, Nordenberg D, et al. : Adhesion of composite materials to enamel: comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. Lasers Surg Med 4:323-327, 1984.
43. Dostalova T, Jelinkova H, Kucerova H, et al. : Noncontact Er:YAG laser ablation : Clinical evaluation. J Clin Laser Med Surg 16:273-282, 1998.

Abstract

**SEM EVALUATION AND SHEAR BOND STRENGTH OF ER : YAG LASER
IRRADIATION ON ENAMEL SURFACE**

Hyoung-Soo Lim, D.D.S., Chang-Seop Lee, D.D.S., M.S.D.,
Sang-Ho Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to investigate the surface morphology and measure shear bond strength of Er : YAG lased enamel. To determine the most effective energy density of laser for improving bonding strength of human enamel, 24 specimen were lased from 30mJ to 150mJ at 1Hz used focused, defocused beam. After irradiation, the lased specimen were observed scanning electron microscope.

To determine the resin shear bond strength of Er : YAG lased enamel, the 90 specimen were divided into 3 groups. The Control group was etched with 37% phosphoric acid for 15seconds and rinsed. Group 1 was only laser irradiation(60mJ, 10Hz), Group 2 was irradiated as Group 1 regimen, followed 37% phosphoric acid etching.

The following results were obtained:

1. In both focused and defocused Er : YAG lased enamel surface are similar to acid-etched enamel more than 60mJ in SEM evaluation.
2. The more increased laser energy, the more observed fissuring surface.
3. The highest mean shear bond strength value was observed in control group with the statistical significance($p < 0.05$) between all the other groups and the shear bond strength in group 1 was the lowest with significant difference among the other groups.

Key words : Er : YAG laser, Enamel, Shear bond strength