

레이저 처리가 상아질과 복합 레진의 결합에 미치는 영향

김성숙¹ · 박종일¹ · 이재인¹ · 김계순¹ · 조혜원²

원광대학교 치과대학 보철학교실, 원광치의학 연구소¹대학원생,²교수

목적: 이 연구는 산부식 대신 레이저로 표면처리를 하였을 때 복합레진과의 전단결합강도에 어떤 영향을 주는지 알아보기 위해 시행되었다.

재료 및 방법: 치아 우식증이 전혀 없는 건전한 최근에 발치된 대구치를 레진으로 매몰하고 상아질을 노출시킨 뒤 표면연마를 시행하였다. 치아는 10개씩 4그룹으로 나누었다. 1) 아무 처리도 하지 않은 군, 2) 35% 인산으로 산부식한 군, 3) Er:YAG laser 레이저 처리된 군, 4) Er,Cr:YSGG laser로 처리된 군. 시편에 상아질 접착제 Single Bond2(3M/ESPE)를 도포하고, 직경 3 mm, 높이 3 mm의 투명한 플라스틱 관을 치아면 위에 두고 복합레진을 축성하였다. 모든 시편은 24시간동안 37°C 증류수에 보관 후 만능시험기를 이용하여 전단결합강도를 측정하였다.

결과: 레이저 처리시 각각 Er:YAG 레이저 처리는 3.98 ± 0.88 MPa, Er,Cr:YSGG 레이저 처리는 3.70 ± 1.55 MPa의 결합강도를 보였고, 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. 아무 처리도 하지 않은 군의 결합강도는 1.52 ± 0.42 MPa로 가장 낮은 결합강도를 나타내었고, 산처리를 한 군이 7.10 ± 1.86 MPa로 가장 높은 전단결합강도를 보였으며, 이들은 레이저 처리한 군과 비교시 통계적으로 $P < .001$ 유의수준에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

결론: 치아와 레진의 전단결합강도 비교시 레이저 처리는 아무 처리도 않은 군에 비해서는 높지만 인산 etching보다 그 결합력이 떨어진다. (대한치과보철학회지 2008;46:520-7).

주요단어: 레이저, 산부식, 상아질, 복합레진, 전단결합강도

서론

레이저란 방사선의 유도방출에 의한 광증폭 (Light Amplification by Stimulation Emission of Radiation)이라는 의미를 나타내는 첫 자들을 사용한 합성어로 전자기파의 유도방출에 의해 빛이 증폭되어서 높은 에너지를 가지고 나오는 것을 말한다.¹ 레이저는 1964년 Goldman²이 발거된 치아에 루비 레이저를 조사하여 와동 형성이 가능함을 보여준 이래, 현재 치과의 다양한 분야에서 연구 사용되고 있다. 치아우식병소의 제거, 치주치치, 구강연조직에서의 수술, 지각과민증의 치료, 근관치료, 법랑질과 상아질의 표면 처리 등의 영역에서 사용되고 있다.³ 레이저는 주위 조직에 영향을 끼치지 않으면서 원하는 부위에 적용할 수 있고, 시술부위를 무균적으로 유지할

수 있으며, 통증을 훨씬 줄일 수 있다는 장점이 있다.

치과에서 많이 쓰는 레이저에는 Nd:YAG 레이저, CO₂ 레이저, Er:YAG 레이저, Er,Cr:YSGG 레이저 등이 있다. CO₂ 레이저와 Nd:YAG 레이저는 초기 연구들에서 많은 장점이 보고되었는데, CO₂ 레이저와 Nd:YAG 레이저를 치면에 조사하여 법랑질과 상아질의 내산성이 증가했다고 보고되었다.^{4,5} 또한 Lobene 등은 CO₂ 레이저가 치질의 미세 구조에 미치는 영향에 대한 연구를 보고한 바 있다.⁶ 그러나 단점으로 Nd:YAG 레이저와 CO₂ 레이저는 균열, 재결정화, 용융현상 등이 발생된다고 보고되었다.⁷⁻¹⁰

최근에는 경조직에 효율적인 레이저로 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저가 대두되었다. 이들 레이저는 방출된 에너지가 수산화인회석에 잘 흡수되어 효과적인 치아 경조직 삭제가 이루어질 수 있다. 또한 물분사가 함

교신저자: 조혜원

570-711 전북 익산시 신용동 344-2 원광대학교 치과대학 치과보철학교실 063-859-2938: e-mail, hwcho@wonkwang.ac.kr

원고접수일: 2008년 7월 11일 / 원고최종수정일: 2008년 9월 16일 / 원고채택일: 2008년 10월 10일

※ 본 연구는 2006년도 원광대학교 교비 연구비에 의해 연구되었음.

깨 이루어져 crack과 같은 현상을 줄일 수 있으며 지속적인 물의 분사로 치수와 주위 연조직에 열 손상을 최소화할 수 있다.¹¹⁻¹² 이러한 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저는 FDA (Food and Drug Administration)에서 치아 경조직의 삭제에 사용될 수 있는 레이저로 승인 받았다.

초기의 레이저 적용에 관한 연구는 주로 치아삭제나, 치아우식증 예방에 연구의 초점이 맞춰져 있었다. 그러나 최근에는 레이저를 사용한 연조직 치료나 수복재료의 중합 및 상아질과의 결합력 증진에 관한 연구에 관심이 높아지고 있다.

Liberman¹³은 법랑질에 CO₂레이저를 조사하여 복합 레진과의 결합강도를 측정하였으며, Cooper¹⁴는 상아질에 CO₂레이저를 조사한 후 복합 레진과의 결합력을 측정, 보고하였다. Visuri 등¹⁵은 Er:YAG 레이저 처리는 산부식 처리된 표면과 유사했으며 접착을 위한 적절한 표면을 제공할 수 있으므로 Er:YAG 레이저 처리가 산 부식 처리 대신 상아질 접착에 대한 전처리 과정으로 사용될 수 있다고 하였다.

치질과 복합 레진과의 접착 술식에서 결합 강도는 산 부식 처리한 것과 레이저로 처리한 것이 서로 상반된 결과를 보여준다.

Visuri 등,¹⁵ Moritz 등,¹⁶ Keller와 Hibst¹⁷는 Er:YAG 레이저 처리한 것이 산부식 처리와 비교했을 때 비슷하거나 높은 접착강도를 보인다고 하였고, Kataumi,¹⁸ Armengol,¹⁹ Kameyana 등²⁰은 Er:YAG 레이저 조사보다 산 부식을 한 경우가 표면 거칠기가 더 증가하면서 복합 레진과의 결합강도도 높았다고 보고하였다.

그러나 아직까지 Er,Cr:YSGG 레이저를 이용한 결합 강도에 대한 연구가 미비한 실정이다. 이에 본 연구는 상아질을 Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium-Selenium-Gallium-Garnet) 레이저로 조사하는 방법이 산 부식법을

대체할 수 있는 효과적인 방법인지 알아보고, Er:YAG (Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet) 레이저 조사한 결과와는 어떤 차이가 있는지 알아보기 위해서 각각의 레이저로 상아질을 조사한 후 복합 레진을 결합시켜 상아질에 대한 전단결합강도를 측정하였다. 또한 레이저 조사된 상아질면의 미세구조를 주사전자현미경 (SEM)으로 관찰하였다.

연구재료 및 방법

1. 상아질 시편 제작

최근에 발치된 치아 우식증이 전혀 없는 건전한 대구치 40개를 연구 대상으로 선정하였다. 이들 치아는 흐르는 물에 세척한 후 4℃의 증류수에 냉장보관하였다. 보관 용액의 변질을 방지하기 위해서 3일에 한 번씩 증류수를 교환하였다. 치아 시편 제작을 위해 증류수에 보관한 대구치는 흐르는 물에 세척하고, 각 치근을 치축의 수직방향으로 저속의 다이아몬드 디스크로 절단하였다. 가공된 치아를 2.5 × 2.5 × 2.5 cm 크기의 몰드에 비스듬히 위치시킨 다음, 아크릴릭 레진 (Orthoplast, Vertex-dental B.V., Zeist, Netherlands)으로 매몰하였다. 매몰 후 상아질을 노출시키기 위해 각 시편을 #240에서 #1000 grit까지의 사포로 표면 연마를 순차적으로 시행하였고, 연마 후에는 흐르는 물에 세척하였다.

2. 실험군 설정과 레이저 조사

실험 상아질 시편 40개를 각각 처리 방법에 따라 4개의 군으로 분류하였고, 10개의 시편을 한 군으로 하였다 (Table I). 제 1군은 대조군으로서 아무 처리도 시행하지

Table I. Experimental groups

Groups	Dentin conditioning	Surface treatment method	Product/Manufacturer
1	(control group)		
2	acid etching	35% phosphoric acid gel	Scotchbond™ (3M/ESPE, Seefeld, Germany)
3	Er:YAG laser etching	power 250 mJ frequency 4Hz defocused Tip: 2060	K.E.Y laser3 (1243) (KaVo, Kaltenbach, Germany)
4	Er,Cr:YSGG laser etching	power 2W water 30%, air 30%, 30 Pps (Hz) defocused Tip: MG6	Waterlase (Biolase Europe GmbH, Paintweg, Germany)

않았고, 제 2군은 산부식 처리하였다. 제 3군과 제 4군은 각각 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저로 표면처리 하였다. 산 부식 처리는 35% 인산 (3M/ESPE, Seefeld, Germany)을 15초간 적용한 후, 10초 동안 물에 세척하고, 5초 동안 에어로 건조시켰다. 본 연구에 쓰인 Er:YAG (K.E.Y laser3, KaVo, Kaltenbach, Germany) 레이저는 파장 2.94 μm , 진동수 250-500 μs 로 핸드피스는 #2060을 사용하였다. 제조자의 지시에 따라 power 250 mJ, 주파수 4 Hz, defocused에서 시행하였다. 냉각 시스템으로 물 주입속도를 15 ml/min로 하였다.

Er,Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Europe GmbH, Paintweg, Germany) 레이저는 파장이 2.78 μm , 진동수 -140 μs 로 Tip 은 경조직 사용에 효율적인 MG6 (직경 600 μm , 길이 6 mm)를 사용하였다. 제조자의 지시에 따라 에너지 2W, defocused, water 30%, air 30%, 주파수 30 Hz로 하였다.

레이저 조사는 좌우로 움직이면서 시편에 미리 그려진 직경 3 mm 원 안에 균일하게 15초 동안 조사하였다.

3. 복합레진의 축성

표면 처리가 끝난 시편에 2단계 상아질 접착제인 Adapter Single Bond2 (3M/ESPE, Seefeld, Germany)를 15초 동안 2-3회 연속해서 도포한 후 에어를 이용하여 5초간 부드럽게 얇게 퍼서 건조시켰다. 접착제 도포 후 10초간 광중합하였다. 사용한 접착용 레진은 A₂ 색조의 Flowable resin (Filtek, Z350, 3M/ESPE, Seefeld, Germany)을 사용하였다. 동일한 접착조건을 위해 시편 위에 내경 3 mm, 높이 3 mm의 투명한 플라스틱 관을 올려놓고 그 안에 복합레진을 축성하였다. 1 mm 축성 후 광중합기를 이용하여 20초간 광중합하였고, 나머지 부분을 축성하여 40초간 광중

합하였다. 전단강도를 측정하기 전까지 접착이 완료된 시편은 증류수 속에 담아 37°C 항온수조에서 24시간 동안 보관하였다.

4. 전단결합강도 측정

복합레진과 상아질과의 전단결합강도를 측정하기 위해 만능시험기 (Z020, Zwick, Ulm, Germany)를 사용하였다. 하중이 시편과 복합 레진 사이의 접착면과 동일한 방향으로 전달되도록 전단 결합강도측정용 지그에 시편을 고정하고 1 mm/min의 crosshead 속도로 전단력이 상아질과 복합레진의 접합부에서 가해지도록 하여 복합레진이 분리될 때의 최대 하중을 단면적으로 나눠서 전단 결합강도로 측정하였다 (Fig. 1).

5. 주사 전자 현미경 관찰

레이저 조사된 시편과 산부식된 시편은 상온에서 이틀간 건조시킨 뒤 백금 coating 후 주사전자현미경 (JSM-6360, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

6. 통계처리

레이저 분석결과의 차이를 살펴보기 위하여 평균차이 검증인 일원변량분석 (One way ANOVA)을 실시하였다. 본 연구의 분석은 모두 유의수준 $\alpha = 0.05$ 에서 검정하였으며, 사후 검정은 Duncan's multiple range test를 이용하였고, 통계처리는 SPSS WIN 12.0 프로그램을 사용하여 분석하였다.

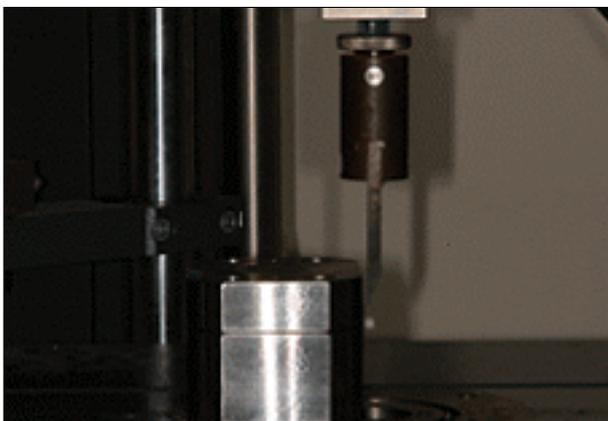


Fig. 1. The assembly of specimen mounted on stainless steel jig on universal testing machine to measure the shear bond strength.

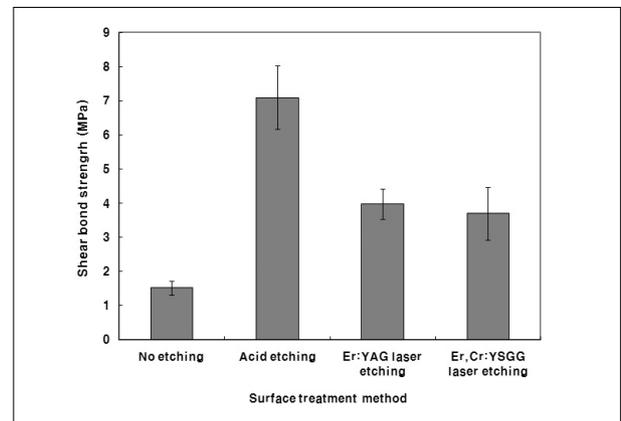


Fig. 2. Shear bond strength (MPa) between dentin and composite resin after different surface treatments.

연구성적

1. 전단결합강도

Er:YAG 레이저 처리는 3.98 ± 0.88 MPa, Er,Cr:YSGG 레이저 처리는 3.70 ± 1.55 MPa의 결합강도를 보였고, 레이저 처리 구간에는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. 대조군의 결합강도는 1.52 ± 0.42 MPa로 가장 낮은 결합강도를 나타내었고, 산처리를 한 군이 7.10 ± 1.86 MPa로 가장 높은 전단결합강도를 보였다 ($P < .05$) (Fig. 2).

2. 주사현미경 관찰 소견

35% 인산으로 상아질 표면을 처리한 군과 Er:YAG laser와 Er,Cr:YSGG laser 처리한 군을 각각 1,000배에서 관찰하였다. 35% 인산으로 산부식한 군에서는 smear layer가 존재하지 않았고, 관간 상아질의 제거에 따른 상아세관의 확장된 모습을 볼 수 있었다. Er:YAG laser와 Er,Cr:YSGG laser 처리된 상아질의 표면은 불규칙적인 요철과 비늘 모양이었으며, Er,Cr:YSGG laser 처리한 표면에서 Er:YAG laser 처리한 표면보다 더 균일하고 일정한 형태를 나타내었다. 상아세관의 입구의 확장은 보이지 않았다 (Fig. 3, 4, 5).

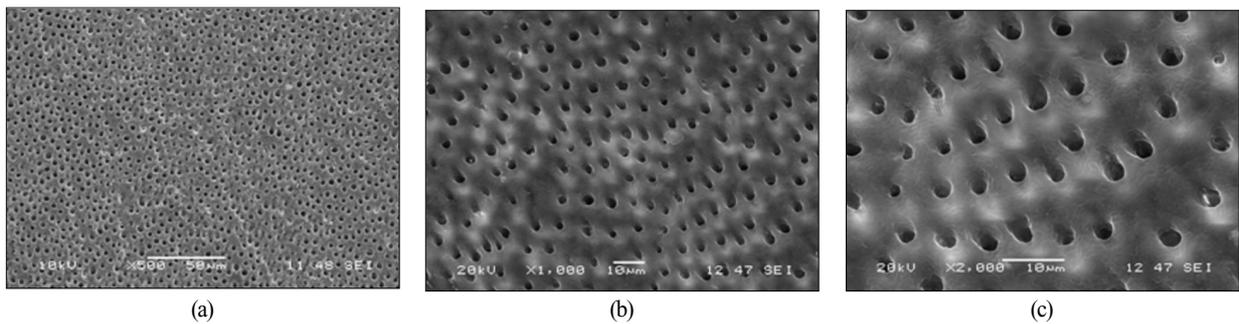


Fig. 3. Scanning electron microscopic images at $\times 500$ (a), 1000 (b), 2000 (c) of dentin after 35% phosphoric acid treatment.

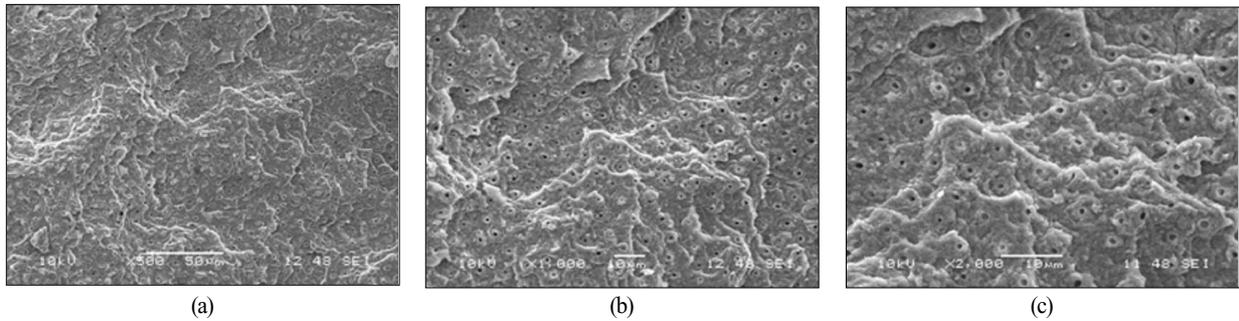


Fig. 4. Scanning electron microscopic images at $\times 500$ (a), 1000 (b), 2000 (c) of dentin after Er:YAG laser treatment.

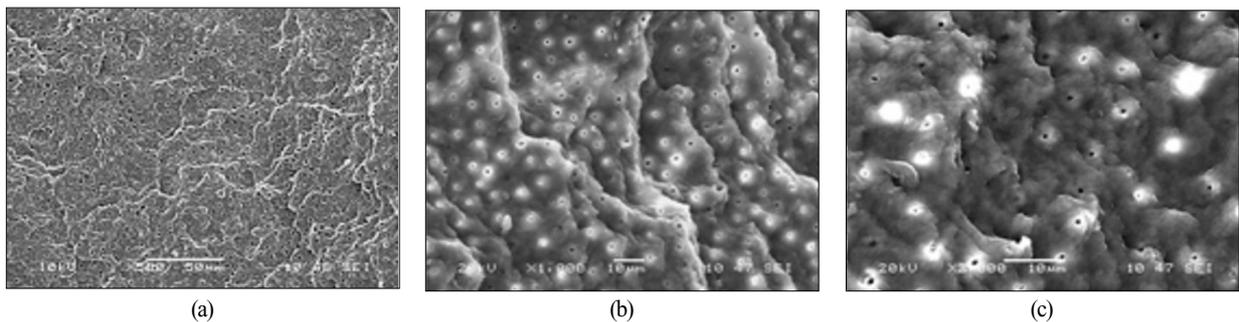


Fig. 5. Scanning electron microscopic images at $\times 500$ (a), 1000 (b), 2000 (c) of dentin after Er,Cr:YSGG laser treatment.

총괄 및 고찰

상아질 접착에 대한 관심이 증대함에 따라 삭제된 상아질 표면의 형태와 도말층의 특성에 대해서 많은 연구들이 있었다. 도말층은 상아질을 덮고 있는 과립상의 하부구조로 이루어진 debris층으로 효과적인 접착을 저해할 수 있다.^{21,23} 따라서 접착 레진을 적용하기 전에 도말층이 제거되어야 한다. 치면을 산부식 처리하여 도말층을 제거하면 접착 레진이 상아세관 내로 침투하여 레진 tag를 형성하게 되고 상아질 표면에 혼성층을 형성하여 복합 레진 접착의 주요 기전으로 작용하게 된다.^{24,25}

현재 수복 치의학에서 복합 레진을 치아에 접착시키기 위한 가장 흔한 방법은 산부식법에 의한 치아 표면 처리이다. 그러나 산으로 치아 표면을 처리하는 경우 좋은 결과를 얻기 위해서는 여러 가지 조건들이 필요하다. 환자의 침이나 물에 의해 시술 부위가 오염되는 경우 결합강도가 훨씬 떨어지며, 연조직에 산 용액이 접촉되지 않도록 유의해야 한다. 따라서 레이저를 이용해 치아 표면을 변화시킨 후 복합 레진과 치아의 결합력을 증가시키고자 하는 연구가 계속되었다.

레이저로 표면을 처리하면 조직 내의 수분과 다른 수산화 유기물은 증발된다. 관간 상아질은 관주 상아질에 비해 수분 함량이 높고 무기질 함량이 낮기 때문에 더 선택적으로 삭제되며 돌출된 상아세관의 모양을 형성하게 된다.²⁶ 이것은 치아의 표면과 접착제 사이의 계면을 불규칙하게 만들어 접착 표면적 증대에 기여하게 된다. 본 연구에서도 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 처리된 표면이 불규칙하게 표면적이 증가된 형태를 보였다. 또한 이 때 관찰되는 전형적인 상아세관의 노출과 도말층의 부재는 레이저 처리된 상아질에 대한 접착력 향상의 부가적인 요소라는 연구가 있다.^{9,26}

Aoki 등²⁶과 Ceballos 등²⁷은 레이저 자극으로 인한 레진 tag 형성과 불규칙한 무기물 표면에서 얻을 수 있는 기계적 결합이 접착력을 향상시킨다고 하였다. 또한 Visuri 등¹⁵과 Ceballos 등²⁷은 Er:YAG 레이저가 상아 세관을 개방시키고 레진 tag를 형성할 수 있다고 하였다.

레이저로 상아질 처리 시 위와 같은 접착력을 향상시킬 수 있는 요소가 있음에도 불구하고, 본 실험에서는 산부식 처리 후 레진과 전단결합강도는 평균 7.10 Mpa, Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 처리 후에는 각각 3.98 MPa, 3.70 MPa로 산부식 처리한 군이 레이저 처리한 군보다 높은 전단결합강도를 나타냈다.

상아질 표면에 대한 접착은 노출된 상아질의 콜라겐 그물에 친수성 단량체가 침투하는 정도에 의하여 결정

된다.²⁸ 따라서 접착력은 콜라겐 섬유군의 상태에 따라 다를 수 있다. 레이저 조사는 콜라겐 섬유의 미세 파열을 야기할 뿐 아니라, 콜라겐 섬유의 미세 구조를 변화시킬 수 있다고 알려져 있다. Er:YAG 레이저 조사에 따라 유기질의 분해²⁹와 상아질 콜라겐의 변성³⁰이 문헌에서 보고되었다. 콜라겐 구조의 파열이나 변성은 상아질 전처리제나 단량체의 침투를 불완전하게 만들어 접착력을 저하시킨다.³¹ 1999년 Harima 등³⁰은 물을 분사하며 60 mJ/pulse 에너지의 레이저로 처리할 때 치질의 표면 온도는 약 200 °C까지 상승하며, 60 μm 정도의 변성된 콜라겐 층이 레이저 처리된 표면에서 관찰되었다고 하였다. 또한 De Munk 등³²은 레이저 조사된 상아질은 혼성화하기 어렵다고 보고하였는데 레이저 자극으로 인해 유기 조직이 선택적으로 절제되어서 상아세관의 노출이 어려워지고 이는 혼성화를 어렵게 한다고 하였다.

Benazzato와 Stefani³³는 상아질에 Er:YAG 레이저를 조사하고 물, 공기를 분사하면 심부의 상아질의 콜라겐 섬유가 변성되고 관간 상아질의 콜라겐을 구조적으로 변형시킨다는 연구를 보고하였다. 그렇지만 바깥층의 상아세관의 경우 콜라겐이 정상상태로 유지되어 혼성층의 형성이 가능하다고 하였다. 그러나 아직까지 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저가 콜라겐 섬유군에 미치는 영향에 대해서는 완전히 밝혀지지 않았으며 이에 대한 연구가 더 필요하다.

레이저 조사된 상아질 표면에서 레이저가 관주 상아질에는 효과적으로 작용하지 않는 것으로 보이며, 따라서 레이저 조사만으로는 산부식 처리한 경우와 같은 갈매기 모양으로 확대된 상아세관이 관찰되지 않는다.^{8,26} Kataumi 등¹⁸은 Er:YAG 레이저 조사 후 상아질은 복합 레진과의 결합시 적절한 혼성층을 형성하지 않았으며, 레진 tag의 두께도 얇은 모양을 보였다고 하였다. 본 실험에도 산부식 처리한 상아질에서는 확대된 상아세관을 볼 수 있었으나, 레이저 처리한 상아질에서는 보이지 않았다.

본 연구에서는 상아질과 레진과의 결합시, 인산으로 표면 처리한 상아질이 레이저로 표면 처리한 상아질보다 그 결합력이 더 컸다. 앞으로 레이저 처리된 표면에 대한 접착을 향상시키기 위해서 표면을 균일하게 조사할 수 있는 레이저, 또는 콜라겐에 손상을 주지 않고 조사될 수 있는 레이저의 개발을 위한 많은 연구가 필요할 것이다.

결론

본 연구는 상아질 표면에 산부식과 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 처리 후 복합레진과의 전단결합강도를 측정하여 그 결합강도를 산부식 처리한 군, 아무 처리하지 않은 군과 비교하였다. 또한 레이저 조사된 상아질의 표면을 주사전자현미경 (SEM)으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 조사한 군은 서로 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다.
2. Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 조사한 군의 전단결합강도는 산부식한 군보다는 낮았으나, 아무 처리도 하지 않은 군보다는 높았다.
3. 표면 처리 후 SEM으로 관찰한 결과, 산 처리에서는 상아세관의 확장을 보였으나 Er:YAG 레이저와 Er,Cr:YSGG 레이저 처리 한 군에서는 상아세관의 확장을 보이지 않았다. Er:YAG laser와 Er,Cr:YSGG laser 처리된 상아질의 표면은 불규칙적인 요철과 비늘 모양이었으며, Er,Cr:YSGG laser 처리한 표면에서 Er:YAG laser 처리한 표면보다 더 균일하고 일정한 형태를 나타내었다. 상아세관의 입구의 확장은 보이지 않았다.

참고문헌

1. Moritz AF, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M. Oral Laser Application. Quintessence Publishing Co. Inc 2006.
2. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on the dental caries. Nature 1964;203:417.
3. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in dentistry—Clinical application of the Nd:YAG laser. Quintessence publishing Co. Inc 199-216. 1995.
4. Tafomori S, Iwase T. Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd:YAG laser. Caries Res 1995;29:513-20.
5. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. J Dent Res 1980;59:137.
6. Lobene RR, Fine S. Interaction of laser radiation with oral hard tissues. J Prosthet Dent 1966;16:589-97.
7. Cox CJ, Pearson GJ, Palmer G. Preliminary *in vitro* investigation of the effects of pulsed Nd:YAG laser radiation on enamel and dentine. Biomaterials 1994;15:1145-51.
8. Pogrel MA, Muff DF, Marshall GW. Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. Lasers Surg Med 1993;13:89-96.
9. McCormack SM, Fried D, Featherstone JD, Glena RE, Seka W. Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel. J Dent Res 1995;74:1702-8.
10. Palamara J, Phakey PP, Orams HJ, Rachinger WA. The effect on the ultrastructure of dental enamel of excimer-dye, argon-ion and CO₂ lasers. Scanning Microsc 1992;6:1061-71.
11. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT Jr. The effects of lasers on dental hard tissues. J Am Dent Assoc 1993;124:65-70.
12. Eversole LR, RizoIU I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc 1997;128:1099-106.
13. Liberman R, Segal TH, Nordenberg D, Serebro LI. Adhesion of composite materials to enamel: comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. Lasers Surg Med 1984;4:323-7.
14. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. J Prosthet Dent 1988;60:45-9.
15. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. J Dent Res 1996;75:599-605.
16. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Szakacs S, Sperr W, Schweidler E, Wernisch J, Gutknecht N. Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovation methods. J Esthet Dent 1998;10:84-93.
17. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigation. Lasers Surg Med 1989;9:345-51.
18. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. Dent Mater J 1998;17:135-8.
19. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAG laser ablation of dentin. J Endod 2000;26:138-41.
20. Kameyana A, Oda Y, Hirai Y, Kawada E, Takizawa M. Resin bonding to Er: YAG laser-irradiated dentin: combined effects of pre-treatment with citric acid and glutaraldehyde. Eur J Oral Sci 2001;109:354-60.
21. Ishioka S, Caputo AA. Interaction between the dentinal smear layer and composite bond strengths. J Prosthet Dent 1989;61:180-5.
22. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. Am J Dent 1993;6:7-9.
23. Eick JD. Smear layer-materials surface. Proc Finn Dent Soc 1992;88:225-42.
24. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding

- to dentin. *Dent Mater* 1992;8:125-30.
25. van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Dent Mater* 1992;7:1530-40.
 26. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional caries treatment *in vitro*. *J Dent Res* 1998;77:1404-14.
 27. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 2001;17:340-6.
 28. Vargas MA, Cobb DS, Denchey GE. Interfacial micromorphology and shear bond strength of single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1997;13:316-24.
 29. Arimoto N, Suauki A, Sakuma K, Kashiraha S, Yamada M, Senda A. Microstructural changes in dentin irradiated by Er:YAG laser. *J Dent Res* 1999;78:318.
 30. Harima T, Fujitani M, Fujita H, Murakami A, Ohshima K, Shintani H. Adhesive properties of materials to laser-dentin: part 3 Treatment for structural defects and heat-denatured layer. *Jpn J Conserv Dent* 1999;42:78-8.
 31. Nakabayashi N, Sami Y. Bonding of intact dentin. *J Dent Res* 1996;75:1706-15.
 32. De Munck J, van Meerbeek B, Yuthira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG laser vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 2002;110:322-9.
 33. Benazzato P, Stefani A. The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: An SEM investigation. *J Oral Laser Appl* 2003;3:79-81.

Effects of laser-irradiated dentin on shear bond strength of composite resin

Sung-Sook Kim¹, DDS, MSD, Jong-Il Park¹, DDS, MDD, Jae-In Lee¹, DDS, MSD,

Gye-Sun Kim¹, DDS, MSD, Hye-Won Cho², DDS, MSD, PhD

¹Graduate student, ²Professor,

Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University, Korea

Purpose: This study was conducted to evaluate the shear bond strength of composite resin to dentin when etched with laser instead of phosphoric acid.

Material and methods: Recently extracted forty molars, completely free of dental caries, were embedded into acrylic resin. After exposing dentin with diamond saw, teeth surface were polished with a series of SiC paper. The teeth were divided into four groups composed of 10 specimens each; 1) no surface treated group as a control 2) acid-etched with 35%-phosphoric acid 3) Er:YAG laser treated 4) Er,Cr:YSGG laser treated. A dentin bonding agent (Adapter Single Bond2, 3M/ESPE) was applied to the specimens and then transparent plastic tubes (3 mm of height and diameter) were placed on each dentin. The composite resin was inserted into the tubes and cured. All the specimens were stored in distilled water at 37°C for 24 hours and the shear bond strength was measured using a universal testing machine (Z020, Zwick, Germany). The data of tensile bond strength were statistically analyzed by one-way ANOVA and Duncan's test at $\alpha = 0.05$. **Results:** The bond strengths of Er:YAG laser-treated group was 3.98 ± 0.88 MPa and Er,Cr:YSGG laser-treated group showed 3.70 ± 1.55 MPa. There were no significant differences between two laser groups. The control group showed the lowest bond strength, 1.52 ± 0.42 MPa and the highest shear bond strength was presented in acid-etched group, 7.10 ± 1.86 MPa ($P < .05$). **Conclusion:** Laser-etched group exhibited significantly higher bond strength than that of control group, while still weaker than that of the phosphoric acid-etched group. (*J Kor Acad Prosthodont 2008;46:520-7*).

Key words: Laser, Acid etching, Adhesion, Dentin, Composite resin, Bond strength

Corresponding Author: **Hye-Won Cho**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University, 344-2, Shin-Yong Dong, Iksan, Chunbuk, 570-711, Korea

Tel.: +82 63 589 2938

E-mail: hwcho@wonkwang.ac.kr

Article history

Revised July 11, 2008 / Last Revision September 16, 2008 / Accepted October 10, 2008.