

## 탄산가스 레이저 조사가 법랑질 표면구조와 치면열구 전색재의 결합강도에 미치는 효과

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

윤동식 · 김용기 · 김종수

### Abstract

#### THE EFFECT OF CO<sub>2</sub> LASER IRRADIATION ON ENAMEL SURFACE AND THE BOND STRENGTH OF SEALANT MATERIAL

Dong -Sik Yun, D.D.S., Yong-Kee Kim, D.D.S., Ph.D., Jong-soo Kim, D.D.S., Ph.D

*Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University*

In this study, attempt has been made to evaluate the effect of CO<sub>2</sub> laser irradiation on enamel surface structure and the bond strength of sealant material. Conventional acid etching was used as a control technic for comparison.

The results obtained from this experiment were as follows:

1. The highest mean shear bond strength value was observed in samples of Group I (acid-etching) with the statistical significance( $p < .05$ ) between all the other groups.
2. The shear bond strength in Group IV was the lowest among laser etching groups, but there were no significant difference between them( $p > .05$ ).
3. Scanning electron microscopic observation showed that the rough and irregular surface was created by CO<sub>2</sub> laser treatment with the formation of numerous pores, micro-cracks, and small bubble-like inclusion.  
Increasing the energy density induced localized surface melt with a thin smooth glaze-like appearance.
4. In acid-etched control specimen cohesive failure predominated, whereas adhesive failure was the main mode in laser-treated group.

Based upon the above-mentioned results, it can be assumed that the CO<sub>2</sub> laser is not an adequate substitute for the acid-etch technique in enamel preconditioning.

More studies are required to explore the effective condition of laser irradiation which could attain the better bond strength of restorative materials.

**Key word** : Acid etching, CO<sub>2</sub> laser, Sealant, Shear bond strength

## I. 서 론

레이저 (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) 는 단일주파수, 즉 단일 색으로 구성되고 고도의 규칙성을 가지고 있으며 에너지 효율이 높아 타 광원에 비해 이용도가 높은 우수한 빛으로, 탄생된 지 불과 30여년 사이에 통신, 정보처리, 가공, 건축, 의료, 핵융합, 항공 및 우주 산업 등 여러 분야에서 널리 이용되고 있다.

치의학 분야에서는 1964년 Goldman 등<sup>4)</sup>이 치아 우식 부위에 루비레이저를 조사함으로써 우식 병소를 제거할 수 있다는 가능성을 보고한 이래 Stern과 Sognnaes<sup>5)</sup>는 루비레이저를 이용하여 처음으로 치아의 와동 형성을 시도한 바 있으며, 이후 Kinersly 등<sup>6)</sup>, Brune<sup>7)</sup>, Gordon<sup>8)</sup>, Peck 등<sup>9)</sup>의 여러 학자들에 의해 레이저를 이용한 치아의 와동 형성에 관한 연구, 보고가 있었다.

치과영역에서의 레이저의 사용은 주로 레이저의 열 작용을 이용하는 것으로 Melcer<sup>10)</sup>는 레이저의 열 작용을 이용하여 치아 우식을 제거하고 우식에 저항성이 있는 상아질의 형성을 촉진시킨 바 있으며, Weichman<sup>11)</sup> 등은 레이저로 치근단공을 폐쇄시켜 근관 치료를 시도하였다. 또한 1985년 Shoji<sup>12)</sup> 등은 탄산가스를 이용하여 치수절단술을 시행하였으며, Palano<sup>13)</sup> 등은 헬륨-네온 레이저를 이용하여 악관절 동통의 치료를 시도한 바 있다. 예방치과 영역에서는 1964년 Stern과 Sognnaes<sup>5)</sup>가 루비레이저를 이용하여 와동 형성 실험 중 조사부위의 내산성 강화를 발견한 것을 선두로 레이저를 이용하여 치아 우식 예방효과에 대한 연구가 진행되었다.

Yamamoto와 Ooya<sup>14)</sup>는 YAG레이저를 사용하였고, Lobene<sup>15)</sup>은 높은 에너지의 탄산가스 레이저를 이용하여 법랑질을 용합시켜 치아 우식 예방효과에 대해 관찰하였다.

1972년 Stern과 Sognnaes<sup>6)</sup>는 최초로 생체 내 실험을 통하여 내산성의 증가를 확인하고 임상적 가능성을 보여주었으며, Goodman과 Kaufman<sup>17)</sup>은 불소와 아르곤 레이저를 함께 사용하여 더욱 향상된 내산성을 얻을 수 있었다고 보고하였다. Morioka<sup>18)</sup> 등은 내산성 증대와 동시에 치면 열구 전색제의 부착성 증가에 대해, Borggreven<sup>19)</sup>은 법랑질의 투과성 변화에 대해 관찰하였으며, 1980년 Yamamoto와 Sato<sup>20,21)</sup>는 Q-switched Nd-YAG레이저를 사용하여 내산성 향상 보고와 함께 치과영역에서의 레이저 사용에 대한 문제점을 제시하였다.

레이저의 법랑질 조사시 1,400°C에 달하는 높은 열에너지는 법랑질의 물리적, 화학적 변화를 초래하게 되는데 이때 유도된 물리적 변화로는 용융과 재결정화가 일어나 수많은 소공과 작은 거품양상의 함몰이 형성된다. 이렇게 형성된 거칠고 불규칙한 표면은 접착성 치과 재료의 미세 기계적 유지형태로 작용할 수 있는 가능성을 제시해 준다.

따라서 레이저 조사에 의해 내산성 향상과 동시에 부착성 증대가 가능하다면 치아우식 예방에 레이저 조사는 유효한 수단이 될 것으로 기대된다. 이에 저자는 치면 열구 전색제 도포시 탄산가스 레이저를 사용하여 법랑질 탈회 후 기존의 산 부식 방법과 비교하고자 치면 열구 전색제의 전단 강도를 측정하고, 주사전자 현미경 관찰을 이용한 표면관찰 결과 다소의 지견을 얻었기에 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구 대상 및 방법

### 1. 연구 대상 및 재료

#### 1) 실험대상치아

Table 1. Regimen of laser irradiation used in each experimental group

	Power(W)	Pulse duration(ms)	Hz	Time	E,D (J/cm <sup>2</sup> )
II	14	10	10	14	23.9
III	18	10	10	11	30
IV	20	10	10	10	35

최근 발거 된 협설면이 건전하고 구조적 결합이 없는 소구치 52개를 대상으로 선정하였다.

2) 실험재료

레이저는 탄산가스 레이저(Model LX-20D, Luxar Corporation, Bothell, WA, USA)을 사용하였고, 치면 열구 전색제는 광 중합형 Concise™(3M, USA)을 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 대상 치아의 준비

(1) 법랑질 세마

치관과 치근에 잔류된 이물질과 조직들을 스케일러로 제거하고, 불소가 포함되지 않은 퍼미스로 치면 세마를 시행한 후 증류수로 세척 건조하고, 2% 차아염소산 나트륨에 24시간 동안 보관하여 표면에 부착된 유기물을 제거한 다음 5분간 초음파 세척을 시행하고 증류수에 보관하였다.

(2) 치아 절단 및 분류

대상 치아들을 ventilated disc로 절단하여 치근을 분리해 낸 다음 근원심을 축으로 이등분하여, 협측 치관과 설측 치관으로 나누었다.

2) 시편제작

준비된 치관들을 레진에 치면이 노출되지 않도록 매몰하여 2×1×1cm의 직육면체로 만든 후 실리콘 카바이드 연마지(Grade 1,000, mean grit size 18)로 4×4mm 평탄면을 얻을 때까지 기초연마 하였다.

전단강도 측정을 위해 임의로 시편을 20개씩 4군으로 나누었고, 주사전자현미경 관찰을 위해서는 각 군 당 6개씩 나누었다.

3) 산 부식

부식 전 15초 동안 압축공기로 시편을 건조시킨다.

(1) 대조군(I군): 제조자의 지시에 따라 35

wt% 인산 겔로 15초 동안 부식 후, 15초 동안 세척한 다음, 오일이 들어있지 않는 압축공기로 20초 동안 건조시켰다.

(2) 실험군 (Laser treatment)

각 군(II, III, IV)의 조사조건은 Table 1과 같다. laser emission의 파장은 10.6μm이며, 레이저 출력은 레이저 기기 내에 있고 laser power meter를 사용하여 측정하였다.

사용된 레이저는 quasi-continuous wave emission mode (repetitive pulse 또는 "chopped" beam) 방식을 채택하였고 focused beam을 사용하였다.

직경 0.8mm 인 ceramic tip을 straight hand piece에 연결시킨 flexible hollow waveguide을 이용하여 법랑질 표면에 직각이 되도록 laser beam을 시준하였다.

조사시간동안 2mm/s 로 이동시켜 나아갔다.

레이저 표면처리 전, 또는 후에도 세척이나 다른 처리를 하지 않았다.

4) 몰드 제작 및 고정

내경 2.6mm, 높이 2mm의 폴리에틸렌 튜브로 미리 제작된 몰드를 노출된 법랑질 표면 위에 고정성 왁스로 고정하였다. 치면 열구 전색제를 충전 후 20초 동안 중합하였다. 중합이 완료된 표본의 몰드는 즉시 제거되어 각각 전단강도 측정 시까지 48시간동안 증류수에 담가두었다.

5) 전단 강도 측정

48시간 경과후 각 군 표본의 전단강도를 측정하기 위해 만능시험기(Model No. 4204, Instron, USA)로 full load scale 100Kg, 5mm/min cross head speed 하에서 측정하였다.

6) 주사전자 현미경 관찰

SEM coater(Model No. E500M, BIO-RAD, England)을 이용하여 20nm의 두께로 금피복을 시행한 다음 주사전자 현미경(JSM-5200, JEOL, Japan)으로 가속전압 20 Kv하에서 100-2000배의

배율로 관찰하였다. 전단 강도 측정이 끝난 시편의 파절 양상을 관찰하기 위해 같은 방법으로 처리한 후 관찰하였다.

### III. 연구 성적

#### 1. 전단 강도 측정 결과

52개의 치아표본을 대상으로 측정된 각 군의 표본의 전단강도 값은 Table 2와 같다. Table 3과 Fig. 1은 이를 평균과 표준편차로 환산한 표와 도표로서 산부식한 군이 가장 높은 강도를 나타냈다. 자료의 통계학적 유의차를 검증하기 위해 공분산분석을 시행한 결과(Table 4) 대조군과 실험군(레이저 조사군) 사이에 유의한 차이를 나타내었다.

조사군간 차이가 없었으며, IV군에서 가장 낮은

Table 2. Shear bond strength values(Kg/cm<sup>2</sup>) in each group

Group sample	I	II	III	IV
1	212.9	49.0	76.7	67.8
2	225.6	67.8	54.1	56.0
3	230.4	56.5	67.3	65.1
4	245.6	50.9	69.1	68.1
5	256.3	67.8	50.3	55.1
6	234.4	62.2	72.8	75.4
7	228.0	77.3	72.9	63.0
8	210.4	79.1	62.2	66.0
9	205.6	62.2	74.8	55.8
10	247.6	79.1	65.4	52.7
11	240.2	63.1	66.5	59.5
12	236.0	62.5	68.9	60.2
13	221.2	68.4	77.3	51.9
14	214.6	70.4	65.4	50.8
15	264.4	72.8	76.2	61.0
16	214.2	65.8	79.3	48.7
17	202.4	67.9	65.4	51.0
18	234.8	64.3	75.2	59.3
19	216.4	69.8	63.1	62.0
20	224.6	74.4	84.6	68.5

수치를 나타내었다.

#### 2. 주사전자 현미경 관찰조건

대조군에서는 전형적인 열쇠 구멍(Key-hole) 형태의 고른 분포 양상을 보였다(Fig. 2). 레이저 조사군인 II군에서는 미세 균열과 함께 법랑질 용융되어 형성된 얇은 분화구와 소공이 보이며, 전반적으로 불규칙한 양상의 거친 표면을 형성하였다(Fig. 3).

III군에서는 II군에서와 비슷한 양상을 보이면서

Table 3. Mean shear bond strength values with standard deviation in each groups

Group	Shear bond strength(M±S.D. Kg/cm <sup>2</sup> )
I	228.3±16.8
II	66.6± 8.3
III	69.4± 8.4
IV	59.9± 7.2

Table 4. Statistical comparison of shear bond strength values between each groups

	I	II	III	IV
I				
II	*			
III	*			
IV	*			

\* : statistically significant(p<.05) from ANOVA test

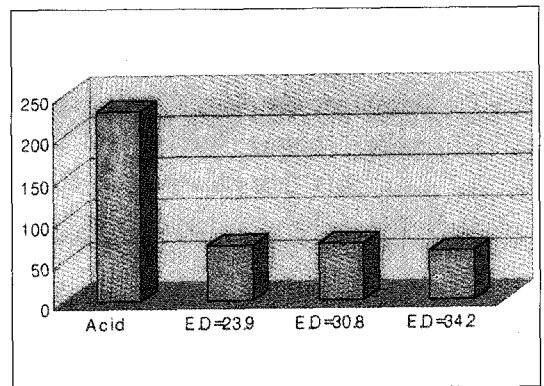


Fig. 1. Bar graph representation of mean shear bond strength with standard deviation of each group.

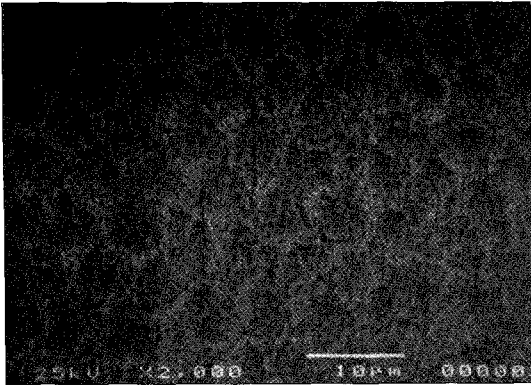


Fig. 2. Scanning electron micrograph of acid etched enamel surface.(35% phosphoric acid) × 100

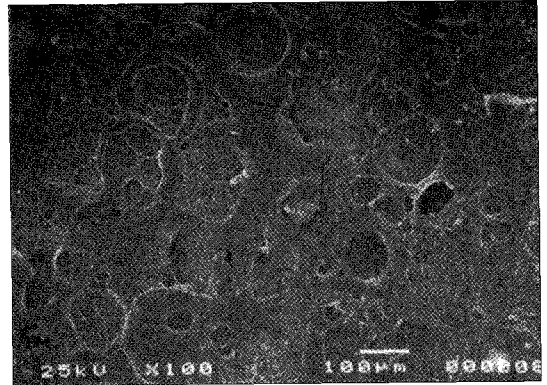


Fig. 3. Scanning electron micrograph of CO<sub>2</sub> laser treated enamel surface.(E,D=23,9 J /cm<sup>2</sup>) × 100

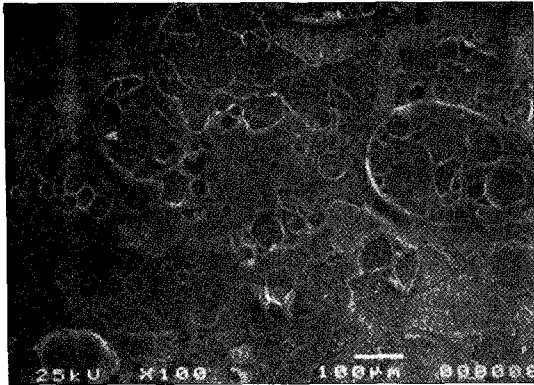


Fig. 4. Scanning electron micrograph of CO<sub>2</sub> laser treated enamel surface.(E,D=30,8 J /cm<sup>2</sup>) × 100

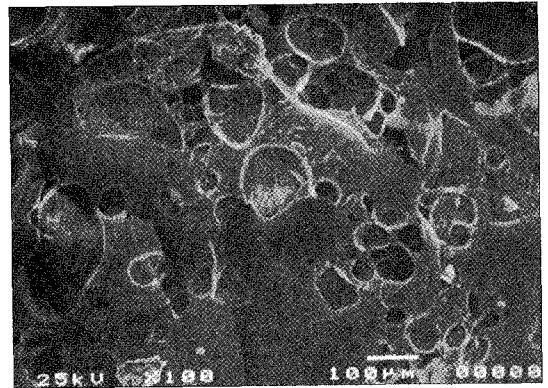


Fig. 5. Scanning electron micrograph of CO<sub>2</sub> laser treated enamel surface.(E,D=34,2 J /cm<sup>2</sup>) × 100

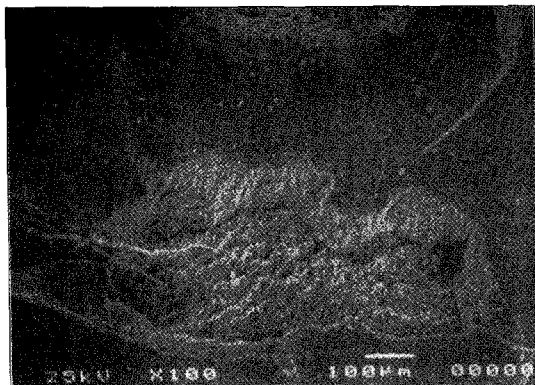


Fig. 6. Scanning electron micrograph of failure mode in acid-etched specimen after shear testing × 100

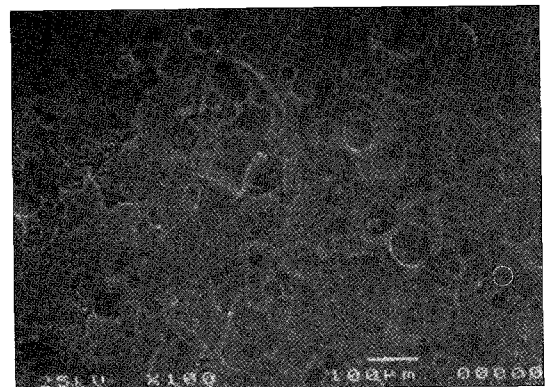


Fig. 7. Scanning electron micrograph of failure mode in CO<sub>2</sub> laser treated specimen after testing × 100

많은 소공과 거친 표면을 보인다(Fig. 4). IV군에서는 용융된 법랑질이 서로 합쳐져 점차 평활한 유리면을 형성해 나가는 과정을 보이며, 미세 균열 양상도 보인다(Fig. 5).

전단 강도 측정 후 파절 양상을 보면, 산 부식군은 대부분 응집성 파절 양상을 보였다(Fig. 6). 레이저 조사군은 대부분의 부착성 파절 양상을 보이고 소공에 소수의 레진 돌기가 잔존해 있는 것이 보였다(Fig. 7).

#### IV. 총괄 및 고안

LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)는 유도방출에 의한 광 증폭을 이용하여 광 에너지를 열에너지로 바꾸어 사용하는 것으로 1951년 레이저 전 단계인 MASER (Microwave Amplification by stimulated Emission of radiation)의 탄생을 거쳐 1960년 Mainman에 의해 최초로 루비 레이저가 탄생되었다. 이후 여러 레이저가 개발되어 통신, 정보 처리, 가공, 계측, 의료, 핵융합, 항공 및 우주 산업 등 여러 분야에서 널리 이용되고 있다. 레이저의 방출 물질에 따라 분류하면, 크게 고체 레이저(Ruby, Nd:Glass, Nd:YAG), 기체 레이저(He-Ne, CO<sub>2</sub>, Ar), 액체 레이저(색소) 및 반도체 레이저 등으로 대별할 수 있으며 이와 함께 Q-스위칭법, A-O (Acoustic optic)편향기 등 레이저 관련기술의 개발로 레이저의 발전은 더욱 가속화되고 있는 추세이다.

이런 레이저의 특성은

1. 시간적으로 공간적으로 예측할 수 있는 간섭성 (Coherence)
2. 단일 주파수, 즉 단일의 색을 갖는 단색성 (Monochromaticity)
3. 일정한 형태로 계속 조사될 수 있는 지향성 (Directionality)
4. 빛의 출력밀도가 높은 고휘도 (Brightness) 등으로

다른 파장의 광원보다 우수할 뿐만 아니라 집속성이 좋아 에너지 출력도 좋고 감쇄됨이 없이 먼 곳까지 일정하게 조사시킬 수 있다

치과영역에서 사용되는 각 레이저들의 특징을 살펴보면, 루비 레이저는 가시광선으로 색 선택성

이 있으나, 백색에 높은 반사율<sup>22)</sup>로 치과사용은 부적절하며, 아르곤 레이저는 법랑질에 현저한 변화를 나타내지 않으나, 우식부에서는 잘 흡수되며 YAG와 탄산가스레이저의 중간정도의 반사와 산란을 가진다<sup>26)</sup>. YAG레이저는 근 적외선 영역의 광선으로 석영 유도선으로 사용에 편리하나, 물에 흡수되지 않고, 법랑질에 반사가 커서 흑화로 흡수되며, 산란이 크므로 심부 침투성이 있어 복사열반응으로 치아표면보다 치수강의 온도가 급히 상승하여 치수손상의 우려가 있다.

이에 비해 탄소가스레이저는 원적외선영역의 파장을 가지며 치질에서 산란과 반사가 적고, 색의 존성이 없으며, 표층에서 잘 흡수되므로 정확한 에너지를 조사할 수 있고, 물에 흡수되어 보호가 용이하며, 치아 법랑질 조사에 적합하다<sup>24)</sup>.

치아의 법랑질은 루비레이저 (0.6943 $\mu$ m)의 경우 입사 에너지의 20%밖에는 흡수되지 않고 80%는 표면에서 반사된다. 한편 탄산가스레이저는 거의 대부분이 흡수되어<sup>25)</sup> 13-15J/cm<sup>2</sup>을 치아에 조사시 나타나는 결과가 루비레이저 200-700J/cm<sup>2</sup>의 결과와 유사하다고 보고되었다. 따라서 탄산가스레이저는 고출력이 가능하고 에너지의 높은 흡수율을 갖고 있어 치질삭제에 가장 많이 이용된다.

레이저의 생체작용은 크게 열 작용, 압력 작용, 광 작용, 전자계 작용 등이 있으며, 이중 레이저 치료 기기의 주된 작용은 열 작용이며, 이는 초점영역을 사용하여 순간적 고온상태로 만들어 조사부위의 세포내 수분을 증발시킴으로 절개를 가능케 하며, 초점 외 영역으로 조사함으로써 조직의 응고 내지 변성을 가능케 한다.

일반적으로 조직에 미치는 레이저의 열 효과는 단위 면적 당 조사되는 광 에너지 밀도에 의해 결정되며, 단위 면적 당 광 에너지의 밀도는 전체 광 에너지, 조사시간, 면적, 레이저의 종류에 따라 나타나는 조사효과에도 차이를 보일 수 있다<sup>26)</sup>.

레이저 조사로 치아에 대한 바람직하지 못한 열 작용에 대해 살펴보면, 발열에 따른 치통이나 균열, 치수 손상의 조직 장애가 일어날 수 있다.

Boehm<sup>27)</sup>은 탄산가스 레이저 조사 후 치수강의 온도를 측정할 결과 12J/cm<sup>2</sup>에서 1.6°C, 22J/cm<sup>2</sup>에서 3°C 상승을 보인다고 하였으며, 조직손상에는 에너지 밀도의 역치가 존재한다고 하였다.

학자들간의 차이는 있었으나 치수의 온도저항 한계인 16-55°C 범주에 속하고 있으며<sup>28)</sup> 본 연구의 최고 조사량인 34.2J/cm<sup>2</sup>에서는 불가역적 치수 손상을 피할 수 있으리라 사료되었다.

레이저의 치면에 대한 작용으로는 광열 반응이 중심이 되며<sup>8)</sup>, 그에 대한 치아 법랑질의 물리적 변화와 화학적 변화에 대해 많은 연구가 발표되었다.

Van Wazer<sup>29)</sup>는 수산화인회석(hydroxyapatite)은 충분히 높은 온도로 가열됐을 때 true calcium phosphate와 tetracalcium phosphate로 분해되고 전자는 2개의 결정상태 즉 고온 형태인  $\alpha$ -calcium phosphate와 저온 형태인  $\beta$ -tricalcium phosphate로 존재하며 이 두가지 형태사이에서의 변환은 1,100-1,200°C 근처에서 이루어진다고 하였다. 이에 Kantola<sup>30)</sup>는 레이저 조사에 따른 변화를 X-선 회절로 관찰한 실험에서 Ca/P가 1.96으로 나타났고 tricalcium phosphate의 이론적인 Ca/P비율이 1.94 이므로 레이저 조사로 인해 와동 변연부가 고온에서 형성된  $\alpha$ -calcium phosphate로 구성되었음을 알 수 있었다고 추론한 바 있다. 또한 Lobene<sup>27)</sup>등도 법랑질의 수산화인회석 구조에 생긴 변화는 미량의  $\alpha$ -calcium phosphate가 나타난 것과 일치 할 것으로 추측했으며 이외에 Melcer 등은 순수한 100% 수산화인회석형태인 Durapatite를 연구모델로 사용하여 무기질 구조에 대해 관찰하였고 구조적 변화는 apatite의 농도에 달려있다고 보고하였다. 이렇게 레이저 효과에 의한 치아 경조직 변화에서 새로운 화합물의 형성을 원인으로 보는 선행학들의 연구보고가 있었다.

자외선, 가시광선, 적외선 조사가 치아 경조직에 대한 효과를 관찰하기 위해 여러 주사전자현미경적 연구가 진행되어 왔다.

일반적으로 가시광선과 근 적외선 영역에서 관찰할 수 있을 정도의 표면변화를 일으키기 위해서는 108W/cm<sup>2</sup>이상의 높은 조사강도가 필요하다. 이렇게 많은 양의 에너지가 치아에 조사되는 경우 조사부위 주변으로의 열 손상 및 과도한 열전도에 따른 치수손상, 조직의 탄화, 법랑질 또는 상아질의 균열 등을 초래할 수 있는 잠재적인 문제가 있다.

이와는 대조적으로 여러 연구<sup>16,30)</sup>에서 10.6  $\mu$ m의

탄산가스레이저로 조사시 106W/cm<sup>2</sup>보다 훨씬 낮은 조사강도에서도 법랑질에 있어 표면면화를 일으킬 수 있음을 제시해 주었다.

Lobene<sup>21)</sup>등은 레이저 조사한 법랑질에 법랑질 결정구조의 배열이 변화하는 것을, Gordon<sup>32)</sup>은 조사에 의해 법랑질에 융합과 같은 구조 변화가 일어난다는 것을 제시하였다.

1995년 MaCormack<sup>33)</sup> 등에 의하면 레이저 표면 처리의 물리적 양상은 다양한 정도의 결정체 용융과 융합이 보인다. 용융은 각 결정체가 유착(coalesce)되는 시작단계이다. 이 용융이 완성되고 나서 각 결정체가 서로 융합되어 커다란 새로운 결정체를 만드는 단계가 융합이다(fusion). 용융에 이르는 온도 역치에 이르기 전까지는 법랑질 결정체는 정상 법랑질의 형태와 크기(40nm diameter)를 유지한다.

표면온도가 용융 역치에 도달하게 되면 결정체는 유착되어 직경은 증가하고 무정위 형태로 존재하게 된다. 용융 역치를 초과하는 표면온도에서 법랑질 결정체는 커다란 polyhedral crystal (200-400nm)로 융합되게 된다. 온도가 상승할수록 polyhedral crystal은 더욱 융합되어 하나의 solid mass을 형성하게 된다.

1990년 MacDonald<sup>34)</sup> 등에 의하면 레이저에 의한 물리적 변화로는 용융과 재결정화가 일어나 수많은 다공성과 작은 거품 형상의 함몰이 형성된다고 한다.

이 양상은 Silverstone<sup>35)</sup> 등에 의해 설명된 인산에서 얻어지는 Type III 부식 양상과 유사하다고 한다.

이는 탄산가스 레이저에 의해 형성되는 거칠고 불규칙한 표면이 접착성 치과재료를 위한 미세기계적 유지 형태로 작용할 수 있다는 가능성을 제시해주는 바이다.

임상에서 치면 열구 전색제나 복합레진 충전시, 통상 법랑질을 산으로 탈회함으로 그 부착력을 높이는 전 처치가 행해지고 있다<sup>36)</sup>. 그 이전에 대해서는 오래 전부터 많은 연구가 되어왔고, 단지 탈회에 대한 피 접착 면적의 증대라기보다는 레진이 법랑질 내로 침투하여 중합 후에도 필라멘트 상의 돌기가 형성되어 기계적 유지 형태로 접착력이 증가되는 것으로 알려져 있다<sup>35)</sup>.

Winkler<sup>37)</sup> 등은 내오다이뎀 레이저로 12.1J/cm<sup>2</sup> 조사후 치면을 광학현미경으로 관찰하여 산부식과 별차이가 없음을 관찰하였고 인장강도 측정으로는 산부식보다 적은 결합력을 보였으며, 이에 산부식보다 더 나은 장점이 없다고 기술하였으며, Goodman<sup>38)</sup> 등은 주사전자현미경 소견으로 아르곤 레이저 300J/cm<sup>2</sup> 조사된 치면을 산부식 치면과 비교하여 보고하였는데, 산부식 치면에서의 긴 레진 돌기를 관찰하지 못하였으며, 이것으로 산부식보다 열등하다고 기술하였다.

Liberman<sup>39)</sup> 은 탄산가스 레이저를 이용하여 여러 가지 레이저 조사방법으로 치면의 인장강도를 측정하였던 바, 에너지 밀도 35J/cm<sup>2</sup>의 레이저 조사한 군이 산부식군과 근사한 결합력을 나타냄을 보고하였다.

Morioka<sup>40)</sup> 등은 YAG와 탄산가스 레이저를 치면 조사후, 내산성 검사와 부착력 증가에 대해 연구하여, 내산성 검사와 부착력 증가에 대해 연구하여, 내산성과 동시에 치면열구 전색제의 부착력을 증가시키는데 적정 레이저 조사량을 검토하였는데, Giant pulse mode YAG 레이저 170mJ/cm<sup>2</sup> pulse, 100 shot 의 경우에서 내산성과 부착력이 함께 향상되었다고 발표하였다.

1994년 최초로 Walsh 등<sup>41)</sup>에 의한 보고에 의하면 탄산가스레이저를 사용하여 레진 콤포지트의 결합력을 기존의 산부식과 비교한 결과 여러 가지 조사조건중 에너지 밀도 23.8J/cm<sup>2</sup>에서 산에서 얻어지는 전단강도보다 55-80%까지 증가한다고 보고하였다.

Walsh<sup>41)</sup>에 의하면 법랑질을 레이저로 처리후 얻어지는 결합력은 변형된 법랑질 표면과 관계있다고 하였다. 낮은 에너지 밀도에서는 표면이 크게 영향을 받지않아 유지력이 나쁜 반면 너무 높은 에너지 밀도에서는 법랑질이 융합되어, 융합된 법랑질이 얇은 층을 형성하여 부착에 있어 저해를 준다고 한다.

25-50J/cm<sup>2</sup> 정도의 중간조사량에서만 거친 표면이 형성되고, 이지점에서 산에서 얻어지는 응집성 파절양상이 일어난다고 한다.

일반적으로 탄산가스레이저로 조사된 치면은 열에 의한 변성이 일어나고 평활도가 증대하기 때문에 부착력 증대와 내산성의 향상을 동시에 얻

기위해서는 조건 설정이 대단히 어려울 것으로 생각할 수 있다.

그러나 Stern<sup>20)</sup> 등은 탄산가스 레이저로 실험한 결과 25-50J/cm<sup>2</sup>에서 최대의 내산성 효과를 관찰하였으며 국내에서도 손<sup>41)</sup> 등이 이와 비슷한 결과를 보고한 바 있다.

이상을 근거로 본 연구에서는 내산성을 향상시키고 동시에 부착력을 증대시킬 수 있는 새로운 방향을 제시하고자 하였다. 본 연구에서 얻어진 레이저 조사군의 전단강도는 산부식군에 비해 1/3정도 낮은 전단강도를 나타내었다. 레이저 조사군간에는 통계학적으로 유의할 만한 차이가 나타나지 않았다. 주사전자현미경 소견은 레이저 조사군의 소견이 불규칙하여 100배 배율로 전반적인 양상을 살펴본 후, 2,000배 배율로 미세진행과정을 관찰하였다. 산부식군은 전형적인 열쇠구멍(key-hole) 형태의 제1형 부식형을 나타냈다. 23.9J/cm<sup>2</sup> 조사군에서는 개개의 레이저 펄스가 법랑질 표면과 충돌하여 생긴 결정의 용융과 융합으로 인해 전반적으로 불규칙한 양상의 얇은 합몰부와 소공이 보이고 미세균열도 나타났다.

Scheinin과 Kantola, Peck<sup>42)</sup> 등이 미세 균열은 조직 내에 남아있는 수분과 조직액이 레이저 조사에 의해 급팽창함으로써 생길 수 있다고 하였다.

30.8J/cm<sup>2</sup> 조사군은 23.9J/cm<sup>2</sup>과 유사한 표면 형태를 나타내었고 34.2J/cm<sup>2</sup> 조사 군에서는 미세 균열과 함께 용융된 법랑질이 서로 합쳐져 평활한 유리면(thin smooth glaze-like layer)을 형성해나가는 과정이라고 사료되는 양상이 나타났다.

전단강도 측정 후 파절 양상을 주사전자 현미경으로 관찰한 결과 또한 산부식 군은 대부분 응집성 파절 양상을 보인 반면, 레이저 조사군은 레진 자체의 응집성 파절보다 부착성 파절이 많이 관찰되었다. 이는 레진 침투를 위한 충분한 깊이의 합몰이 형성되지 않아서 기대했던 만큼의 부착력 증가를 보이지 못한 것으로 생각된다. 탄산가스 레이저를 이용하여 산부식을 능가하는 전단강도를 보고한 Walsh 등은 23.9J/cm<sup>2</sup>에서 그 파절 양상이 응집성이라고 하였는데 콤포지트 내에서가 아닌 bonding resin내에서 일어난 응집성 파절이라고 한 부분을 고려해야 할 것으로 사료된다.

Carbonated hydroxyapatite의 용융점은 탄소 함



량에 따라 다른데, 사용된 치아가 구강 내 맹출 되어 경과된 시간에 따라 법랑질의 유기 성분에 차이가 있으며, 이런 치아 개체의 차이와 동일 치아에서도 치면에 따라 법랑질 구조의 차이가 존재하므로 실험군의 측정치에서 큰 변이를 나타냈다.

본 실험에서는 치아 평활면에 실험조사 하였으나 우식 호발 부위인 소와 열구예의 내산성 획득과 치면 열구전색제를 위한 부착력 증가가 임상적으로 더 큰 의미가 있다고 할 수 있다.

그리고, 레이저에 의한 조직표면 변화는 에너지 밀도이외에도 파장, 펄스기간, single-pulse peak temperature의 양상에 따라 다르다<sup>43)</sup>.

1995년 McCormack<sup>33)</sup>에 의하면 9.3, 9.6, 10.3 $\mu$ m 파장이 낮은 에너지에서 적은 레이저 펄스로도 충분한 표면변화(표면 용융과 결정체 융합)을 일으키는 반면, 10.6 $\mu$ m는 더 많은 에너지를 요구하였다. 펄스 넓이(pulse width)가 증가할수록 표면 변화는 감소한다고 하였다.

1987년 Nelson<sup>44)</sup>에 의해서도 9.3 $\mu$ m 파장의 저 에너지, 펄스형 근 적외선 레이저가 우식 병소를 억제하는데 가장 효과적이라고 하였다.

1993년 C.J. Arcorial<sup>45)</sup>는 여러 레이저를 법랑질 표면에 조사하여 산 부식과 유사한 표면변화를 보이는 레이저를 연구했다. 그에 의하면 coaxial CO<sub>2</sub>/ ND:YAG beam이 질적으로 산 부식과 유사한 표면 변화를 보인다고 하는데 이는 두 레이저가 독립적으로 작용하여 상승효과를 나타낸다고 한다.

비록 본 연구에서 레이저 조사군의 전단강도가 산 부식 군보다 적게 나타났으나, 레이저 조사로 통상의 세척방법으로는 제거가 어려운 소와 열구 내의 침착물을 제거가능하고, 불소와 함께 레이저 사용으로 치면의 불소 침착을 증가시키기에 치아 우식 예방에 효과적이라 사료된다. 더 나은 효과와 임상적 응용을 위해 레이저 조작 방법과 양상 등의 조사조건을 개발하는데 계속적인 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

치면 열구 전색제 도포시 탄산가스레이저를 사용하여 법랑질 탈회 후 얻어지는 결합력을 기존의 산 부식과 비교하기 위해 최근 발겨 된 52개의 소구치의 협,설면에 단위 면적당 에너지 밀도 23.9 J/cm<sup>2</sup>, 30.8J/cm<sup>2</sup>, 34.2J/cm<sup>2</sup> 로 조사한 후 전단강도를 측정하였으며, 레이저 조사된 법랑질 표면과 전단강도 측정 후 파절 양상을 주사전자 현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 산부식군(I)에서 가장 높은 전단강도를 나타냈으며, 모든 레이저 조사군(II, III, IV)과의 사이에서 통계학적인 유의차를 나타냈다(p<.05).
2. 레이저 조사군(II, III, IV)의 전단강도 측정시간의 차이는 통계학적인 유의성을 나타내지 않았다(p>.05).
3. 산 부식군의 표면은 전형적인 열쇠구멍(Key - hole)형상의 부식형태가 표면 전반에 걸쳐 균일하게 분포되어 나타났던 반면, 레이저가 조사된 법랑질은 전반적으로 거친 표면을 보였고 소공과 미세 균열, 용융부 등의 다양한 형태가 불규칙하게 분포되어 있었다. 또한 조사 에너지 밀도의 증가에 따라 평활한 유리면이 형성되는 양태가 관찰되었다.
4. 주사전자 현미경으로 관찰된 산 부식군의 파절 양상은 대부분 응집성(cohesive)인 반면, 모든 레이저 조사군은 부착성(adhesive)이 대부분이었다.
5. 이상의 결과에서 레이저 조사에 의해 법랑질 표면이 거칠고 불규칙하게 형성되었으나 레이저 조사에 의한 표면 구조의 변화가 전색제가 침투되어 충분한 결합강도를 나타낼 수 있는 미세 기계적 유지형태로는 부족한 것으로 평가되었다.

따라서 레이저 공학을 접착성 치과분야(Adhesive dentistry)에 적극 활용하기 위해서는, 산에 의한 법랑질 표면의 부식양상에 보다 근접하면서 유사한 결합력을 찾기 위한 향후의 노력이 요구된다.

참 고 문 헌

1. Mainman JH : Stimulated optical radiation in ruby. Nature 187:493,1960.
2. 김철중 역: 응용 레이저 가이드 : 실례와 기초. 기전연구사,1985.
3. 최창락 : 레이저의 임상 적용의 의의와 사용 상 문제점. 진단과 치료 5(3): 273, 1985.
4. Goldman, Hornby P, Meyer R et al. : Impact of the laser on dental caries. Nature 203:417, 1964.
5. Stern RH, Sognnaes RF : Laser beam effect on dental hard tissue. J. Dent. Res 43:873, 1964.
6. Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM : Laser and teeth. New York Dent J 32(Feb):56,1966.
7. Brune D. : Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro. Scand J Dent Res 88 : 301,1980.
8. Gordon TE : Some effect of laser impacts on extracted teeth. J Dent Res 45:372, 1966.
9. Peck S, Pecks H : Laser radiation Some specific dental effects and an evaluation of its potential in dentistry. J Prosthet Dent 17(2):195, 1967.
10. Melcer J: Latest treatment in dentistry by means of the CO<sub>2</sub> Laser beam. Lasers in surgery and medicine 6:396, 1986.
11. Weichman JA, Johnson FM: Laser in endodontics. Oral surg 34:828, 1972.
12. Shoji S, Nakamura M, Horiuchi H : Histopathological change by CO<sub>2</sub> laser ; A preliminary report on laser pulpotomy. J of Endodont 11:379,1985.
13. Palano D, Martelli M, Avi R, Guameri L : A clinicostatistical investigation of laser effect in the treatment of pain and dysfunction of TMJ. MIR2(Feb) : 21,1985.
14. Yamamoto H, Ooya K : Potential of yttrium-aluminium-garnet laser in caries prevention. J Oral Pathol 3:7,1974.
15. Loben RR, Fine S: Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. J Dent Res 47:311-317,1968.
16. Stern RH, Sognnaes Rf : Laser inhibition of dental caries suggested by first in vivo. JADA 85:1087-1090,1972.
17. Goodman BD, Kaufman HW : Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. J Dent Res 56:1201-1207, 1977.
18. Morioka T, Suzuki K, Hatada N: Effect of laser irradiation on an increment of sealant adhesion and resistibility. The J.Japan Society for Laser Medicine1:327-333, 1980.
19. Borggreven JM: Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. Arch Oral Biol 25:831-832,1980.
20. Yamamoto H, Sato K: Prevention of dental caries by acoustooptically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. J Dent Res 59:137,1980.
21. Yamamoto H, Sato K : Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. J Dent Res 59:2171-2177,1980.
22. Adrian JC, Bernier JL, Sprague WG: Laser and the dental pulp JADA 83:113-117,1971.
23. Nagasawa A : Basic Study on the repetition pulse laser for its clinical application The J Japan Society for laser Medicine 1:307-315,1980.
24. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF: Laserd enamel : Ultra-structural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. J Dent res 51:455-460,1972.
25. Stern RH: The laser in dentistry : A review of the Literature. J Dent Asso 29:173-6,1974.
26. 최창락: 레이저의 임상적 응용에 의의와 사용 상 문제점. 진단과 치료 5:273-276,1985.
27. Boehm R. : Temperatures in human teeth due to laser heating. ASME, 75,MA/Bio-8,1975
28. 이종만: 탄산가스 레이저 조사에 따른 치수강 내 온도변화에 관한 실험적 연구. 대한치과보존학회지 10:43-54,1984.
29. Van Wazer JR : Phosphorus and its compounds, New York Interscience publisher Inc Vol

1. 524-530,1958.
30. Kantola S, Laine E, Tarna T: Laser induced effects on tooth structure VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO<sub>2</sub> laser. *Acta Odont Scand* 31:369-379,1973.
31. Lobene RR, Bhussry BR, Fine S : Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin, *J Dent Res* 47:311-317,1968.
32. Gordon TE: Some effects of laser impacts on extracted teeth. *J Dent Res* 45:372-375,1966.
33. SM McCormack: Scanning Electron Microscope observations of CO<sub>2</sub> laser effect on Dental Enamel. *J Dent Res* 74(10):1702-1708,october,1995.
34. MacDonald R, Zakariasen KL :Comparison of lased and acid etched enamel using scanning electron microscopy. *J Dent Res* 69:174,Abstr. No.526,1990.
35. Silverstone LM: Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by SEM. *Caries Res* 9:973-987, 1975.
36. Buonocore MG: Caries prevention in pits and fissure sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet light. *JADA* 82:1090-1093, 1971.
37. Winkler S, Patrignani AM: Laser etching of human enamel. *IADR Abstract* 331,1976.
38. Goodman BD: A comparison of laser and acid etched human enamel using scanning electron microscopy *Arch. Oral Biol* 22: 2157,1977.
39. Lobernman R: Adhesion of composite material to enamel: Comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. *Lasers in Surg and Med* 4:323-327,1984.
40. LJ Walsh : Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater*, 1994,10:162-166,May
41. 손동수, 민신흥 : 레이저 조사가 불화석 국소 도포에 미치는 효과에 관한 실험적 연구. *대한소아치과학회지* 13(1):109,1986.
42. Scheinin A , Kantola S : Laser-induced effects on tooth structure I. carater production with a CO<sub>2</sub>-laser. *Acta Odont Scand* 27:173-178,1968.
43. Fried D, Borzillary SF, McCormack SM et al: The thermal effects on CO<sub>2</sub>-laser irradiated dental enamel at 9.3, 9.6, 10.3 and 10.6 $\mu$ m. In *Laser surgery, Advanced characterization, therapeutics and systems TV*, vol, 228 Bellingham, WA :SPIE, pp319-328,1994
44. DGA Nelson : Morphology, Histology and crystallography of Human Dental Enamel Treated with pulsed Low-Energy Infrared Laser radiation. *Caries Res* 21:411-426,1987.
45. CJ ARCORIA : Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *J oral Rehab* 20:213-224,1983.