

# Nd : YAG레이저 照射時 齒牙 珐瑯質의 變化 및 接着力에 關한 研究

전북대학교 치과대학 보철학교실

박종만 · 배태성 · 송광엽 · 박찬운

## I. 서 론

결손치 수복을 위한 가공의치의 제작 기법중 etched-metal resin bonded retainer는 보존적 술식으로 치질 삭제량이 적고, 치료 기간이 짧으며, 심미적으로 우수하기 때문에 전치부 수복에 많이 이용되고 있으나, 법랑질 표면을 부식시켜 접착성 레진으로 접착하기 때문에 유지력, 유지장치의 정확한 표면적 측정에 의한 부식조건 부여의 어려움, 레진의 노출에 의한 마모 및 우식등이 문제점으로 지적되고 있다.<sup>1-3)</sup>

Buonocore<sup>4)</sup>가 법랑질을 인산으로 부식시켜 레진을 접착한 이래, Silverstone등<sup>5-6)</sup>, Nelson등<sup>7)</sup>, Gottlieb등<sup>8)</sup>은 주사전자 현미경 관찰과 접착 강도를 측정하여 30~40% 인산 용액으로 1분간 산부식시키는 것이 효과적이고 균일한 부식 양상을 보인다고 하였다. Coniff등<sup>9)</sup>은 법랑질면의 연마시 연마하지 않은 경우보다 접착력이 증가되었다고 보고하였고, Barnes<sup>10)</sup>, Aker등<sup>11)</sup>은 산처리 전에 법랑질 표면을 거친 회전 기구로 삭제할 경우 기계적 결합을 감소시킨다고 보고하였으며, Kempfer등<sup>12)</sup> Ortiz등<sup>13)</sup>은 레진과 치질간의 접착력을 증가시키기 위해서는 bonding agent의 사용을 권장하였다.

Dunn등<sup>14)</sup>, Tanaka등<sup>15-16)</sup>이 소개한 부식 방법을 응용하여, Thompson등<sup>1,17)</sup>, Livaditis등<sup>18-20)</sup>, 그리고 Del Castillo등<sup>21)</sup>은 금속 피착면을 전기 화학적으로 부식 처리하여 각 금속 성분에 따른 부식 조건으로 보고하였고, LaBarre등<sup>22)</sup>은 retention bead에 의한 macroretentive system으로부터, Hanson등<sup>23)</sup>과 Stokes등<sup>24)</sup>은 다공성의 금속 박막을 coating하여 넓은

표면적에 의한 microretentive system으로부터 레진의 결합력을 얻을 수 있다고 보고하였다. Taleghani등<sup>25)</sup>은 mesh형태의 요철면과 전기화학적 부식처리에 의하여 기계적인 결합을 얻을 수 있다고 보고하였고, Laufer등<sup>26)</sup>은 silicoating 처리하여 레진의 접착력을 증진시킬 수 있다고 보고하였으며, Yamashida<sup>27)</sup>는 금속 피착면을 50 $\mu$ m alumina로 blasting한 후 EZ-oxisor로 산화 처리하여 접착제와의 화학적 결합을 도모하였다.

1960년 Maiman<sup>28)</sup>이 루비 레이저의 발진에 성공한 이래, 광전자학의 발달과 함께 여러 종류의 고체, 기체, 액체 및 반도체 레이저가 개발되었고,<sup>29)</sup> 성능의 향상과 더불어 우주 항공 분야, 국방, 정보 처리, 통신등 응용분야가 크게 확대되었으며<sup>30-32)</sup>, 생물학, 의학, 치의학 분야에서도 기초적 연구뿐만 아니라 진단과 치료 영역에서도 새로운 술식으로 응용되고 있다.<sup>33-39)</sup>

치의학 분야에서는 Goldman등<sup>34)</sup>이 발거된 치아에 루비 레이저를 조사하여 우식 치질의 제거 가능성을 시사한 이래, Goldman등<sup>40-41)</sup>, Stern등<sup>42)</sup>, Lobene등<sup>43)</sup>이 레이저 조사가 치아 경조직에 미치는 영향에 관하여 보고하였고, Brune<sup>44)</sup>, Segal등<sup>45)</sup>, Myers등<sup>46)</sup>은 레이저를 이용하여 치질 삭제를 시도하였으며, Stern등<sup>47)</sup>, Yammamoto등<sup>48)</sup>, 金등<sup>49)</sup>, 森岡俊夫등<sup>37)</sup>은 레이저 조사 치면의 내산성의 증가와 융합에 의한 우식 예방 효과를 관찰하였다. Taylor등<sup>50)</sup>, Lenz등<sup>51)</sup>은 레이저가 치수 및 구강 점막에 미치는 영향에 관하여 보고하였고, Nowak등<sup>52)</sup>, Boehm<sup>53)</sup>, Kato<sup>54)</sup>, 李등<sup>55)</sup>은 레이저 조사에 의한 치수강내의 온도 변화에 관하여 보고 하였으며, Weichman등<sup>56)</sup>은 레이저를 이용하여 치근단공을

폐쇄시킬려는 연구를 시도하여 근관 치료에 대한 이용 가능성을 조사하였다.

레이저 조사 치면과 복합레진의 접착 강도에 관하여, Liberman등<sup>57)</sup>은 법랑질에 CO<sub>2</sub> 레이저를 조사한 경우에 접착 강도를 측정하였고, Cooper<sup>58)</sup>은 상아질에 CO<sub>2</sub> 레이저를 조사한 후의 접착 강도를 측정하였으며, 趙등<sup>59)</sup>, 裴등<sup>60)</sup>은 우치 치면의 레이저 조사에 의한 조사 치면의 부식 양상과 접착 강도에 관하여 보고하였다. 레이저 조사에 의한 치아 경조직의 변화는 접착력을 증가시킬 수 있고,<sup>59-60)</sup> 치면의 내산성 증가와 융합에 의한 우식예방 및 변색<sup>37,47-49)</sup>등을 방지할 수 있다는 것이 관찰되었다.

pulsed Nd : YAG 레이저를 치면에 조사 할 경우 에너지 밀도 20~50J/cm<sup>2</sup>에서 내산성의 증가를 보고하고 있으므로,<sup>37)</sup> 본 연구에서는 치아 피착면에 pulsed Nd : YAG 레이저를 조사에너지 밀도 20~50 J/cm<sup>2</sup>까지 10J/cm<sup>2</sup>의 간격으로 조사한 후 치면을 주사전자 현미경으로 관찰하였고, 37% 인산으로 1분간 부식시킨 후의 조사 치면의 표면 조도를 측정하였으며, Ni-Cr-Be계 합금을 복합 레진으로 접착한 경우의 접착 전단강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험재료

치아는 건전한 상하악 영구 전치 120개를 이용하였고, 치아의 부식은 37% 인산 용액으로 1분간 시행하였다. 금속은 Ni-Cr계 도재용 합금인 Verabond(Alaba Dent Inc.)를 이용하였고, 금속면의 부식은 10% H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>용액으로 300mA/cm<sup>2</sup>의 전류 밀도

에서 3분간 시행하였으며, 접착용 레진은 Bis-GMA계통의 Comspan(L. D. Caulk Co.)을 이용하였다.

### 2. 실험방법

#### 1) 치아 시편의 제작

상하악 영구 전치를 발치 직후 5°C의 생리 식염수에 보관하였고, 치과용 고속 절삭 bur로 치근을 절단한 후 순면의 상태가 양호한 치아를 선별하여 법랑질 표면에 직경 5mm의 평활한 면이 노출되도록 순면을 electric polisher(Polimet I Polisher, Beuheler Ltd.)에 #240 grit의 SiC 연마지를 부착하여 연마하였다. 이 치아를 금속 device에 고정시킨 후 레진 block을 제작하였다(Fig. 1).

일정한 높이가 되도록 저속 다이아몬드 절단기(Beuhler Ltd.)로 절단하였으며, 표면 연마용 시편 고정 장치에 순면이 노출되도록 부착한 후 #320, 400, 600 grit의 SiC연마지로 연마하였다. 이어 1μm alumina(Beuhler Ltd.)로 연마한 후 연마된 시편을 중류수에서 10분간 초음파 세척하였으며, 각 시편을 무작위로 5개의 군으로 분류하여 1개군을 대조

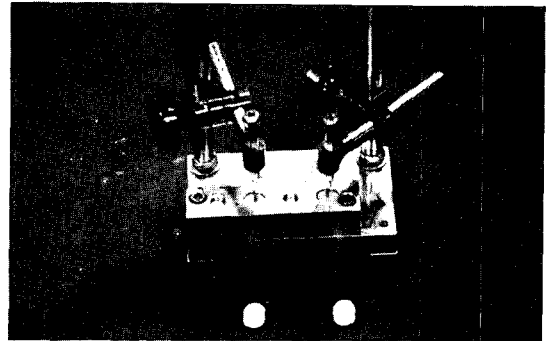


Fig. 1. Steel mold for resin block.

Table 1. Number of tooth samples

| Group               | Control |                     | Experimental        |                     |                     |
|---------------------|---------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
|                     | 1       | 2                   | 3                   | 4                   | 5                   |
| Energy density      | Unlased | 20J/cm <sup>2</sup> | 30J/cm <sup>2</sup> | 40J/cm <sup>2</sup> | 50J/cm <sup>2</sup> |
| Shear bond strength | 12      | 12                  | 12                  | 12                  | 12                  |
| Surface roughness   | 8       | 8                   | 8                   | 8                   | 8                   |
| SEM                 | 4       | 4                   | 4                   | 4                   | 4                   |
| Total samples       | 24      | 24                  | 24                  | 24                  | 24                  |

군, 4개의 군을 실험군으로 하였다(Table 1).

실험군은 치면을 먹물로 도포한 후 pulsed Nd : YAG 레이저를 직경 4mm의 영역에 에너지 밀도 20, 30, 40, 50J/cm<sup>2</sup>으로 각각 조사하였고(Fig. 2-3), 조사 에너지의 양은 power energy meter(Sciencetech 364, Boulder Co.)를 사용하여 측정하였으며, 조사 조건은 Table 2와 같다.

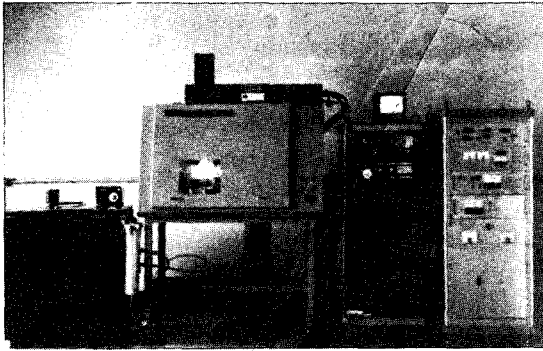


Fig. 2. System of pulsed Nd : YAG laser(한국원자력 연구소)

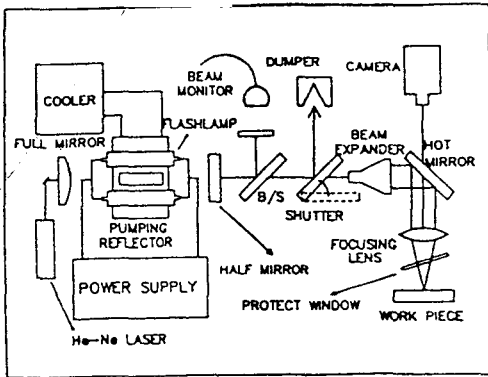


Fig. 3. Schematic diagram of pulsed Nd : YAG laser.

## 2) 금속 시편의 제작

합금은 mold를 이용하여 직경 3mm, 높이 3mm의 납형을 만든 후 인산염 매몰제인 Hi2Temp2(Whip Mix Co.)로 제조자의 지시에 따라 매몰하였으며, 매몰용 ring을 1시간 이상 서냉시킨 다음 고주파 주조기(Bego Co., Fornex 35 EUM)로 주조하였다. 주조된 ring을 완전히 식힌 후 매몰재를 제거하였고, 50 $\mu$ m alumina(Buobond alumina, Dentsply International Inc.)로 약 80 psi의 압력하에서 sand blasting하였다. 금속 시편을 #240, 320, 400, 600 grit의 연마지로 연마한 후 1 $\mu$ m alumina 분말(Beuhler Ltd.)로 최종 연마하였으며, 이어 증류수에서 10분간 초음파 세척하였다.

금속면의 부식은 Oxy-Etch 부식기(Oxy-Dental Products, Inc.)를 이용하여 10% H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>용액에서 300 mA/cm<sup>2</sup>의 전류 밀도로 3분간 부식하였고, 18% HCl에서 10분간 초음파 세척을 하여 금속산화물을 제거하였으며, 이어 증류수에서 10분간 초음파 세척하여 건조시켰다.

## 3) 표면 조도 측정

레이저 조사에 따른 치면의 조도 변화를 평가하기 위하여 실험군에 레이저를 조사하였고, 이어 모든 군을 37% 인산 용액으로 1분간 부식시킨 후 수세하였으며, 초음파 세척기에서 10분간 초음파 세척하였다. 시편을 조도 측정기(Surface Roughness Tester, Taylor-Hobson Co., Model Form Talysurf, Fig. 4)에 위치시킨 후 cut off치 0.25mm의 조건에서 중심선 평균 거칠기(arithmetical mean deviation from the mean line : Ra)와 최대거칠기(maximum peak to valley height : Rt)를 구하였다. 중심선 평균거칠기는 조도에 대한 국제적 표준 변수로 식(1)

Table 2. Irradiating condition of pulsed Nd : YAG laser.

| Group                               | 2     | 3     | 4     | 5     |
|-------------------------------------|-------|-------|-------|-------|
| Energy density [J/cm <sup>2</sup> ] | 20    | 30    | 40    | 50    |
| Pulse width [msec]                  | 12    | 12    | 12    | 12    |
| Energy per pulse [J/pulse]          | 0.126 | 0.189 | 0.251 | 0.315 |
| Peak Power [kw]                     | 0.105 | 0.158 | 0.209 | 0.263 |
| Repetition rate [pps]               | 20    | 20    | 20    | 20    |
| Irradiating diameter [mm]           | 4     | 4     | 4     | 4     |

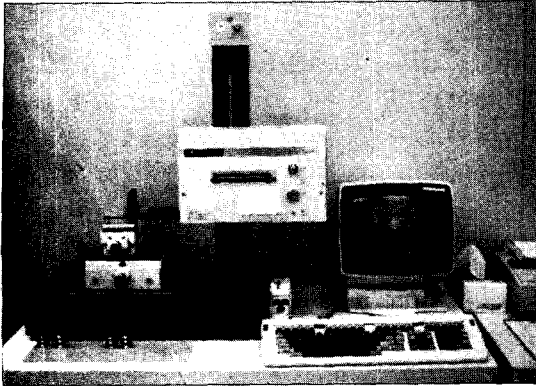


Fig. 4. Surface roughness tester(Taylor Hobson), Model Form Talysurf.

로 표시된다.

$$Ra = 1/L \int_0^L y(x) dx \quad (1)$$

여기에서 L은 cut off치, y(x)는 평균 중심선으로부터 profile까지의 거리이다.

#### 4) 접착과 접착 전단강도의 측정

모든 군의 치면에 금속 시편을 10kg/mm<sup>2</sup>의 일정 압력하에서 Comspan으로 접착 시켰다(Fig. 5). Comspan의 혼합은 제조자의 지시에 따랐고, 교반으로부터 10분이 경과한 후 접착용 device에서 분리하여 37°C의 생리 식염수에서 7일간 보관하였다.

접착 전단강도의 측정을 위해서 만능시험기(Instron, Model 4201, Fig. 6)에 전단 kit를 부착하였고, 용량 50kg의 compression load cell을 이용하여 cross-head speed 1mm/min.에서 접착력을 측정하였다(Fig. 7).

#### 5) 결과분석

통계적 유의성을 검증하기 위하여 분산 분석(one way analysis)을 시행한 후 Duncan의 다중범위 검증법(multiple range test)에 의해 각군을 개별 비교하였다.

#### 6) 전자 현미경 관찰

레이저 조사군과 비조사군의 치아면의 상태와 37% 인산에 의한 부식 양상 및 접착 전단강도 측정후의 파절면의 양상을 주사전자 현미경으로 관찰하였다.

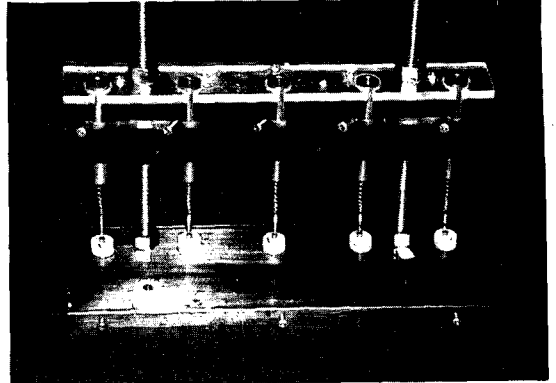


Fig. 5. Device for metal adaptation.

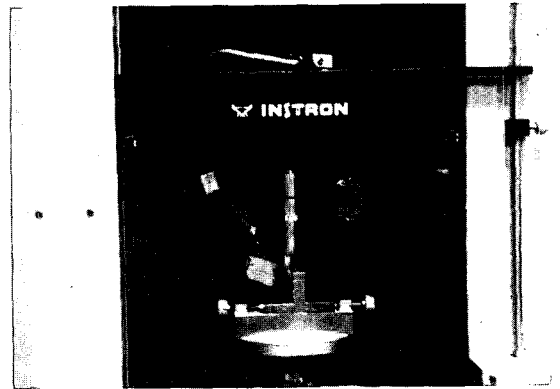


Fig. 6. Shear test(Instron, Model 4201).

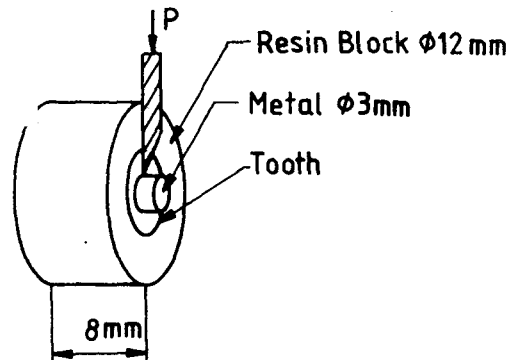


Fig. 7. Diagram of test specimen.

### III. 실험성적

#### 1. 표면조도

모두 40개의 영구전치 범랑질 시편이 대조군과 실험군의 표면 조도를 측정하여 얻은 중심선 평균거칠기(Ra)와 최대거칠기(Rt)를 다음과 같이 도

Table 4. Surface roughness of treated enamel surface(Ra & Rt)

| Group | Sample no. | Ra( $\mu\text{m}$ ) |       | Rt( $\mu\text{m}$ ) |       |
|-------|------------|---------------------|-------|---------------------|-------|
|       |            | Mean                | S.D.  | Mean                | S.D.  |
| 1     | 8          | 0.370               | 0.085 | 3.387               | 0.510 |
| 2     | 8          | 0.354               | 0.181 | 2.862               | 1.324 |
| 3     | 8          | 0.489               | 0.110 | 4.151               | 0.737 |
| 4     | 8          | 0.667*              | 0.259 | 6.490*              | 2.862 |
| 5     | 8          | 0.849*              | 0.262 | 9.524*              | 4.855 |

\* Significantly different at the 0.05 level(P<0.05).

|                   |                   |               |                       |              |
|-------------------|-------------------|---------------|-----------------------|--------------|
| Mode<br>ROUGHNESS | Cut Off<br>0.25mm | Filter<br>ISO | Reference<br>STRAIGHT | Ignore<br>0% |
| Type : Unlased    |                   |               |                       |              |

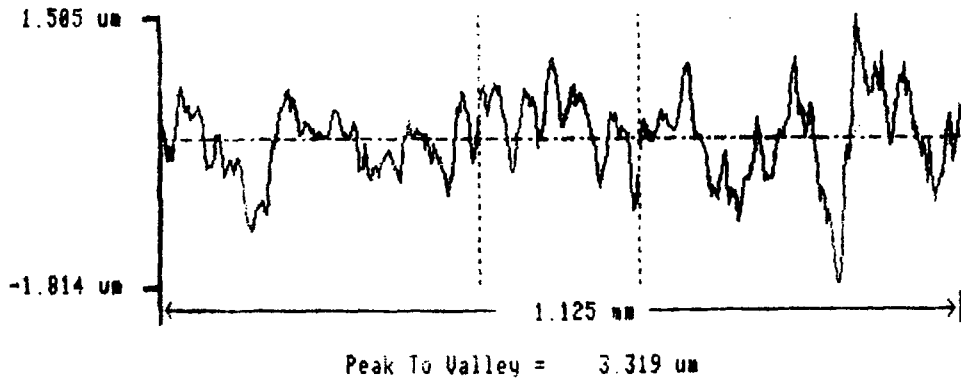


Fig. 8. Surface roughness of unlased tooth.

표화하였다(Table 4, Fig. 8-9).

1 $\mu\text{m}$  aluminum oxide로 연마된 법랑질면의 Ra값은  $0.0491 \pm 0.115\mu\text{m}$  Rt값은  $0.49 \pm 0.11\mu\text{m}$ 를 보였고, 37% 인산용액으로 부식한 경우, 1군(대조군) : Ra=0.370 $\mu\text{m}$  Rt=3.387 $\mu\text{m}$ , 2군 : Ra=0.354 $\mu\text{m}$  Rt=2.862 $\mu\text{m}$ , 3군 : Ra=0.489 $\mu\text{m}$  Rt=4.151 $\mu\text{m}$ , 4군 : Ra=0.667 $\mu\text{m}$  Rt=6.490 $\mu\text{m}$ , 5군 : Ra=0.849 $\mu\text{m}$  Rt=9.594 $\mu\text{m}$ 로 5군에서 가장 크게 나타났다.

조사에너지 밀도에 따른 각 군간의 통계적 유의성을 검증한 결과, 1, 2군과 4, 5군, 3군과 5군 사이에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).

## 2. 접착 진단강도

Comspan을 사용하여 영구전치 법랑질 시편에

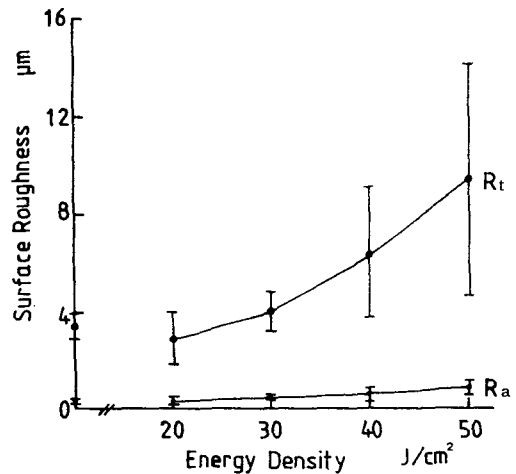


Fig. 9. Diagram of surface roughness of treated enamel surface(Ra & Rt)

금속 시편을 접착하여 37°C의 생리 식염수에 7일간 보관한 후 접착 전단강도를 측정한 결과 다음과 같은 성적을 얻었다(Table 5, Fig. 10).

법랑질면에 대한 평균 접착 전단강도는 1군(대조군)은 154.23kg/cm<sup>2</sup>, 2군은 153.50kg/cm<sup>2</sup>, 3군은 195.72kg/cm<sup>2</sup>, 4군은 182.04kg/cm<sup>2</sup>, 5군은 176.52kg/cm<sup>2</sup>으로 3군에서 가장 크게 나타났다.

조사에너지 밀도에 따른 각 군의 통계적 유의성을 검증한 결과, 3군과 4군에서 1군보다 더 큰 접착 전단강도를 보였다(P<0.05).

Table 5. Mean shear bond strength of composite resin bonded to treated enamel surface and electrolytically etched alloy surface.

| Group | Sample no. | Mean shear bond strength(kg/cm <sup>2</sup> ) | S.D.  |
|-------|------------|---|-------|
| 1     | 12         | 154.23  | 33.30 |
| 2     | 12         | 153.50  | 34.42 |
| 3     | 12         | 195.72*                                       | 29.56 |
| 4     | 12         | 182.04*                                       | 34.56 |
| 5     | 12         | 176.52  | 29.94 |

\* Significantly different at the 0.05 level(P<0.05).

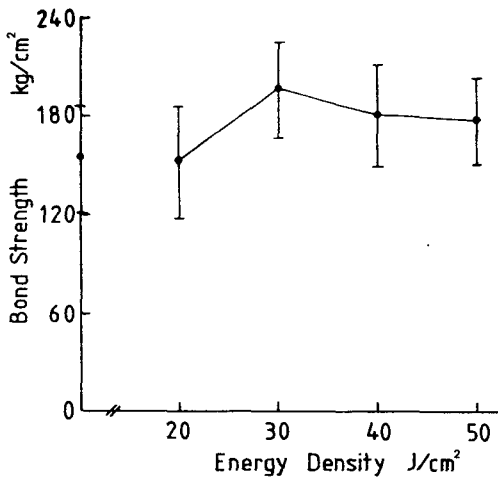


Fig. 10. Diagram of mean shear bond strength of composite resin to treated enamel surface and electrolytically etched alloy surface.

### 3. 전자 현미경 소견

#### 1) 치아면

영구전치 대조군과 레이저 조사된 실험군의 치면 및 37% 인산 용액으로 1분간 부식시킨 후의 치면 양상을 전자 현미경으로 관찰 하였다.

1군(대조군)의 법랑질 표면에서는 연마된 평활한 표면이 관찰 되었고(Fig. 11-a), 1분 부식시 법랑질 소주와 소주 간질의 부식 양상이 관찰 되었다(Fig. 11-b).

2군(20J/cm<sup>2</sup>)에서는 레이저 조사에 의한 미세한 균열이 관찰 되었고(Fig. 12-a), 1분 부식시 명확한 미세한 균열이 관찰되었다(Fig. 12-b).

3군(30J/cm<sup>2</sup>)에서는 균열이 있는 레이저 조사면이 관찰되었고(Fig. 13-a), 1분 부식시 2군보다 증가된 균열 양상을 보였으며, 부분적으로 균열계면에서 법랑질 소주의 미세한 균열이 관찰 되었다(Fig. 13-b).

4군(40J/cm<sup>2</sup>)에서는 법랑질면의 변화와 미세한 균열 양상이 관찰 되었고(Fig. 14-a), 1분 부식시 3군 보다 균열의 크기가 증가하였으며, 법랑질 소주 주변의 균열 양상과 소주의 부분적 탈락이 관찰 되었다(Fig. 14-b).

5군(50J/cm<sup>2</sup>)에서는 레이저 조사면에서 인편(scale) 양상의 뚜렷한 균열이 관찰되었고(Fig. 15-a), 1분 부식시 법랑질 소주 주위의 심한 균열과 4군보다 소주의 탈락 양상이 증가하였다(Fig. 15-b).

#### 2) 금속면

합금의 전기화학적 부식 처리로, 수지상 결정 구조내에서는 석출상인 gamma prime상의 상실로 미세한 요철 구조가 관찰되었으며, 수지상 결정구조 사이에서는 미세한 공정 조직의 부식 양상이 관찰되었다(Fig. 16).

#### 3) 접착 강도 측정후의 파절면

접착 강도 측정 후의 파절면을 관찰한 결과, 치아와 레진간의 파절, 레진 자체의 파절 및 레진과 금속 계면의 파절의 복합된 양상을 보였으나, 주로 금속면측의 bonding agent의 복합레진의 경계부위에서 일어났다. 파절된 치아면상의 잔여 레진에서 금속의 수지상 조직이 관찰되었고(Fig. 17), 금속면에서는 부식된 면상에 레진이 침투된 양상을 보였다(Fig. 18).

#### IV. 총괄 및 고찰

Buonocore<sup>4)</sup>가 85%의 농축된 인산액으로 법랑질 표면을 처리하여 아크릴릭레진으로 접착한 이후, 치아표면과 레진과의 접착력을 증진시키기 위하여 치질의 연마<sup>9-11)</sup>, 산부식 처리<sup>5-8)</sup>, 중간 결합제 사용<sup>12-13)</sup> 등의 다양한 연구가 이루어졌고, 금속면의 접착력 증진을 위한 금속 표면처리 방법과 표면처리제가 개발되었으며<sup>1,14-22)</sup>, 법랑질 및 상아질에 접착하는 Bis-GMA계와 인산 ester계의 접착성 레진이 개발되었다. 본 연구에서는 치면에 에너지 밀도를 달리하여 레이저를 조사한 후의 변화와 부식된 금속면과의 접착 강도를 규명해 보았다.

레이저(laser)는 유도 방출에 의한 광증폭(Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)의 머리글자<sup>30-32)</sup>를 딴 것으로 1960년에 Hughes항공사의 Maiman<sup>28)</sup>이 루비 레이저의 발진에 성공함으로써, 최초의 레이저 광선의 출현을 보게 되었다. 레이저의 특징은 시간적, 공간적으로 예측할 수 있는 간섭성(coherence), 단일 주파수, 즉 단일의 색을 갖는 단색성(monochromaticity), 일정한 형태로 계속 조사될 수 있는 지향성(directionality), 빛의 출력 밀도가 높은 고휘도(brightness)등으로 보통의 광원보다 월등히 우수할 뿐만 아니라 집속성(focusing)이 좋아 에너지 출력도가 높으므로 국방, 기술, 과학, 의학 등의 여러분야에서 널리 이용되고 있다.<sup>30-32)</sup>

레이저의 세포 조직에 대한 반응은 열, 압력, 광화학 및 자기 효과 등으로 주로 열효과에 의해서 조사 부위를 순간적인 고열로 만들어 줌으로써, 세포 조직의 응결, 파괴에 의한 섬세한 절단과 수축, 탈수에 의한 지혈을 할 수 있다. 레이저를 치아에 조사할 경우, 흡수, 전도, 반사 등의 현상이 일어난다. 즉 흡수에 의하여 치아에 구멍이 생기고, 전도에 의하여 경조직 및 치수 조직의 각 세포에 열이 전달되며, 반사되는 빛에 의해 눈에 손상을 입기도 한다.<sup>31,34-36)</sup>

Gordon<sup>62)</sup>은 레이저의 치면에 대한 작용은 열작용이라 하였고, Peck등<sup>63)</sup>은 치아 경조직에서 초기에 물리적 변화가 일어나고, 후기에 화학적 변화가 일어나 hydroxyapatite 결정체의 성분 변화로 새로운 복합물을 구성한다고 하였으며, Stern등<sup>47)</sup>은 이러

한 상태를 융합이라고 표현하였다.

본 연구에서 전자 현미경 관찰시, 레이저의 치면에 대한 작용은 주로 표층의 용융 및 균열등에 의한 물리적인 변화였다.

레이저의 치면에 대한 작용은 사용되는 레이저의 종류, 조사 방법 및 치면의 색상등에 따라 다르게 나타난다. 치의학 영역에서는 루비, 아르곤, CO<sub>2</sub>, Nd : YAG 레이저 등이 이용되어 왔으나, 루비, 아르곤 레이저는 출력이 약해서 치과용으로는 부적합하며, 최근의 연구 동향을 살펴보면 주로 CO<sub>2</sub> 레이저나 Nd : YAG 레이저를 이용하여 연구가 진행되고 있다. CO<sub>2</sub> 레이저는 색에 대한 선택성이 없기 때문에 비교적 저출력에서도 치아 표면에 작용하지만, 수분에 의한 흡수율이 커서 세포와 조직을 무차별 증발, 탄화, 파괴하려는 성질이 있고, 원적외선을 투과시키는 광학 유도선을 구하기 어려우며, 선택적으로 필요한 부위에 유도할 수 없다는 점이 있다. Nd : YAG 레이저는 광흡수도는 나쁘지만, 색에 대한 선택성이 있고, 광학 유도선을 사용할 수 있으며, 시술 부위의 조명을 포함한 치과용 내시경으로의 사용등의 이용 가능성이 높다.<sup>31)</sup> 본 연구에서는 He-Ne 레이저를 보조 광원으로 하는 pulsed Nd : YAG 레이저를 이용하였으며, 치면의 광흡수도를 증진시키기 위하여 조사 치면을 검은색 먹물로 도포하였다.

레이저의 조사에 의한 치면의 온도 상승과 도달 심도는 조직의 손상과 치수에 대한 영향때문에 매우 중요하다. Boehm<sup>53)</sup>은 CO<sub>2</sub> 레이저에 의한 치수강의 온도 변화를 측정 한 결과 12J/cm<sup>2</sup>에서 1.6°C, 22J/cm<sup>2</sup>에서 3°C상승함을 보고하였고, 山田惠子등<sup>37)</sup>은 Nd : YAG 레이저를 영구치 치면에 조사하여 73.1 J/cm<sup>2</sup>에서 상승온도치가 6.42°C였으며, 생체내의 치아에서는 혈액 순환이라는 완충작용으로 열이 신속히 확산되므로 65J/cm<sup>2</sup>내에서 조사시 치수에 대한 손상이 거의 없을 것이라고 하였다.

森岡俊夫 등<sup>37)</sup>은 법랑질면에 치면 흑색 도포제를 도포한 후, 3종의 Nd : YAG 레이저를 조사하여 법랑질 표면의 온도와 열변성층의 깊이를 측정 한 결과, pulse폭 2×10<sup>-8</sup>sec의 giant pulse를 140J/cm<sup>2</sup>로 조사시 표면의 온도는 1.4×10<sup>4</sup>°C에 달하지만, 열 효과가 미치는 깊이는 12μm라고 하였으며, AOQ-switched pulse에서는 140J/cm<sup>2</sup>로 연속 pules 조사시

표면 온도가 1170°C, 도달 심도는 1.2mm로 연속파 레이저의 조사와 유사하게 법랑질의 심부까지 영향을 미친다고 하였다. 본 연구에서 치면에 조사한 20~50J/cm<sup>2</sup>에서 치수에 대한 열효과는 크지 않을 것으로 사료되며, 적절한 냉각법이 병행되면 임상에 이용 가능하리라 생각된다.

레이저 조사에 의한 치면의 내산성 증가의 기전은 아직 명확하지 않다. Stern등<sup>42)</sup>은 사람의 치아 법랑질 표면을 SEM으로 관찰한 결과, 법랑질 표면에는 소공 및 결손부가 존재하며, 그들 부위가 산을 침투시키는 통로가 된다고 하였고, 레이저를 조사하면 법랑질 표면이 융합되어 완전하지는 않지만 통로가 협소하게 된다고 보고 하였다. Lobene등<sup>43)</sup>은 법랑질 소주의 배열 변화가 내산성을 증가시킨다고 하였고, Yamamoto등<sup>64)</sup>은 표층이 융해되어 세균 부착과 산의 침투를 어렵게 하므로 내산성이 증가한다고 하였고, Kuroda등<sup>65)</sup>들은 법랑질에 10<sup>4</sup> J/cm<sup>2</sup>의 높은 에너지 밀도로 조사시  $\alpha$ -tricalcium phosphate 등의 결정이 생성되지만, 우식 방지에 응용되는 낮은 에너지 밀도에서도 소량 생기므로 내산성이 증가한다고 하였고, 森岡俊夫등<sup>37)</sup>은 pulsed Nd : YAG 레이저 조사시 50J/cm<sup>2</sup> 이하의 조사 에너지 밀도에서 내산성이 증가한다고 하였다.

레이저 조사에 의한 조사 치면의 조도의 변화를 살펴보기 위하여 중심선 평균거칠기(Ra)와 최대 거칠기(Rt)<sup>61)</sup>를 측정된 결과, 조사에너지 밀도 20 J/cm<sup>2</sup>에서 조도의 감소를 보였으나 30J/cm<sup>2</sup> 이상에서 조사 에너지 밀도의 증가에 따라 표면 조도가 증가하였다. 부식된 법랑질면에서 Ra=0.397 $\mu$ m Rt=3.387 $\mu$ m로 나타났고, 40J/cm<sup>2</sup>에서 Ra=0.667 $\mu$ m Rt=6.490 $\mu$ m, 50J/cm<sup>2</sup>에서 Ra=0.849 $\mu$ m Rt=9.524 $\mu$ m로 유의 수준  $\alpha=0.05$ 로써 유의한 차이를 보였다.

복합 레진의 결합력을 구성하는 요소로는 레진과 금속간의 결합력, 레진 자체의 응집 결합력, 그리고 레진과 부식된 법랑질간의 결합력으로 볼 수 있으며, 문헌상에 나타난 복합 레진의 파절 강도를 살펴보면, 레진과 부식된 법랑질간의 접착 강도가 가장 낮게 나타나 있다.<sup>66-68)</sup>

결합 실패의 원인을 각 요소에 따라 분류하면 레진과 부식된 법랑질간의 파절<sup>2,27)</sup>, 레진과 금속간의 파절<sup>24, 69)</sup>등으로 금속면 처리에 따른 다양한 결합력이 보고되고 있으며, 합금의 종류, 금속면과

법랑질면의 처리방법에 따른 bonding agent의 젖음성, 그리고 paste혼합시의 레진내의 기포등에 달려있다. Meiers등<sup>66)</sup>, Zardiackas등<sup>67)</sup>은 파절된 시편을 주사전자 현미경으로 관찰한 후 파절은 주로 법랑질면이나 금속면쪽의 bonding agent와 레진의 경계부위에서 일어난다고 보고하였으며, 본 논문의 결과와 일치하였다.

문헌상에 나타난 복합 레진의 파절 인장강도를 살펴보면, 레진과 부식된 법랑질간의 접착 강도는 약 84~170kg/cm<sup>2</sup>, 복합 레진 자체의 접착 강도는 340~600kg/cm<sup>2</sup>, 레진과 부식된 금속간의 접착 강도는 약 280kg/cm<sup>2</sup>으로 레진과 부식된 법랑질간의 접착 강도가 가장 낮게 나타나 있다.<sup>18, 68-69)</sup> Zardiackas등<sup>60)</sup>은 우치 법랑질과 Ni-Cr계 귀금속 합금인 Biobond plus를 Comspan으로 접착시켜 170.58kg/cm<sup>2</sup>를 얻었고, 朴등<sup>70,71)</sup>은 전기 화학적으로 부식 처리한 Verabond시편을 치면에 Panavia로 접착한 경우 169.6kg/cm<sup>2</sup> 이상의 접착 강도를, Comspan으로 접착한 경우 179.0kg/cm<sup>2</sup>를 얻었다고 보고하였으며, 金등<sup>72)</sup>은 전기화학적으로 부식된 금속과 레진과의 접착 전단강도가 Panavia로 접착한 경우 147.23kg/cm<sup>2</sup>, Comspan으로 접착한 경우 173.71kg/cm<sup>2</sup>임을 보고하였다.

레이저 조사에 의한 치면의 접착 강도에 관한 연구를 살펴보면, Liberman등<sup>57)</sup>은 법랑질에 CO<sub>2</sub> 레이저를 조사한 후 치면을 부식시키지 않고 접착 강도를 측정하여, 부식된 법랑질의 접착 강도보다 낮았지만 통계학적으로 유의한 차이가 없음을 보고하였고, Cooper<sup>58)</sup>는 상아질에 CO<sub>2</sub> 레이저를 조사할 경우, 레이저를 조사하지 않은 경우보다 접착 강도가 3배정도 크게 나타남을 보고하였으며, 趙등<sup>59)</sup>, 裴등<sup>60)</sup>은 우치 법랑질에 Nd : YAG 레이저를 조사할 경우 조사에너지의 증가에 따라 접착 강도가 증가하였고, 치면과 Comspan의 접착 전단강도는 조사에너지 밀도 50J/cm<sup>2</sup>에서 262.48kg/cm<sup>2</sup>에서 가장 큰 접착 강도를 보임을 보고하였다.

본 연구에서는 부식된 법랑질면에 비귀금속 합금인 Verabond를 Comspan으로 접착하여 154.23kg/cm<sup>2</sup>의 접착 전단 강도를 얻었고, 레이저 조사 치면에서는 조사에너지 밀도 30J/cm<sup>2</sup>에서 195.72kg/cm<sup>2</sup>으로 가장 큰 접착 강도를 보였으며, 裴등<sup>60)</sup>의 결과와 조사에너지 밀도에서 차이를 보였다.



Ni-Cr계 합금의 공정 조직은 1,345°C에서 면심 입방 격자를 갖는 47% Cr을 함유한 gamma고용체와 체심입방 격자를 갖는 72.7% Cr을 함유한 alpha고용체로 이루어진 조직이며, 서냉에 따라 590°C에서 alpha고용체와 gamma고용체의 포석 반응(Peritectoid Reaction)에 의하여 규칙 격자를 갖는 Ni<sub>2</sub>Cr의 gamma prime상이 석출된다.<sup>79)</sup>

Simonsen등<sup>80)</sup>은 Ni-Cr-Be합금과 레진의 접착력은 전기화학적 부식 처리에 의하여 수지상 결정 구조 사이의 beryllium이 풍부한 interdendritic eutectic과 intradendritic gamma prime상이 빠져나감으로써 얻어지는 증가된 표면적 때문이라고 하였다. 본 논문에서 전기화학적으로 부식처리한 금속 표면의 전자 현미경 관찰에 의하여 수지상 결정구조 사이의 공정 조직과, gamma prime상의 불규칙한 부식 양상을 관찰할 수 있었다.

본 연구에서는 치면에 레이저를 조사한 후 임상에서 많이 이용되는 37% 인산으로 부식하였고, Ni-Cr-Be계 합금인 Verabond를 18% 황산을 사용하여 전기화학적으로 부식처리한 후 Comspan과의 접착 강도를 측정된 결과, 접착 강도가 30J/cm<sup>2</sup>에서 최대를 보였고, 비조사군의 접착 강도의 비는 1.27로 대조군과 유의 수준  $\alpha=0.05$ 에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

레이저는 반사되는 빛으로 인해 눈과 피부에 나쁜 영향을 줄 수 있으므로, 환자 및 술자를 보호하기 위하여 임상에서 사용할 수 있도록 간편하고 경제적인 장치가 개발되어야 하고, 조사된 부위에서 산란된 입자로부터 국소적 또는 전신적 영향을 방지할 수 있어야 하며, 임상적 응용을 위해서는 앞으로 계속적 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

레이저의 조사에 따른 치아 법랑질면의 변화 및 복합레진과의 접착 강도를 측정하기 위하여 영구 전치 법랑질 표면에 pulsed Nd : YAG 레이저를 20~50J/cm<sup>2</sup>의 에너지 밀도로 조사한 후, 조사 치면을 37% 인산으로 부식시켜 치면을 전자 현미경으로 관찰하였고, 부식시킨 치면의 표면 조도를 측정하였으며, 접착 전단강도의 측정을 위하여 Ni-Cr-Be계 합금인 Verabond로 주조된 합금을 전기화학

적으로 부식시켜 Comspan으로 접착시킨 후 접착 전단강도를 측정하였고, 부식시킨 금속면과 파절면을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치면의 표면 조도는 조사에너지 밀도 40J/cm<sup>2</sup> 이상에서 대조군과 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).
2. 접착 전단강도는 30J/cm<sup>2</sup>에서 195.72mg/cm<sup>2</sup>으로 최대를 보였고 조사에너지 밀도 30J/cm<sup>2</sup>과 40J/cm<sup>2</sup>에서 대조군과 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).
3. 레이저 조사된 모든 군에서 치면에 균열이 나타났다, 조사 에너지의 증가에 따라 균열이 증가하였다.
4. 접착 전단 강도 측정후의 파절 양상은 주로 금속면측의 bonding agent와 복합 레진의 경계 부위에서 일어났다.

## REFERENCE

1. Thompson, V. P., et al. : Resin-bonded retainers. Part I : Resin bond to electrolytically etched non-precious alloys. J Prosthet. Dent. 50 : 771, 1983.
2. Simonsen, R., Thompson, V., and Barrack, G. : Etched Cast Restorations : Clinical and Laboratory Techniques. Quintessence Publishing Co., Chicago, 1983.
3. 양 재호 : Maryland bridge의 적용 분포 및 결합 실패에 관한 임상적 연구(I). 대한치과보철학회지, 24 : 17, 1986.
4. Buonocore, M. G. : A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. J. Dent. Res. 34 : 849, 1955.
5. Silverstone, L. M. : Fissure sealants : Laboratory studies, Caries Res. 8 : 2, 1974.
6. Silverstone, L. M., Saxton, C. A., Dogon, I. L., and Fejerskov, O. : Variation in the Pattern of Acid Etching of Human Dental Enamel Examined by Scanning Electron Microscopy, Caries Res. 9 : 373, 1975.
7. Nelson, D. G. A., et al. : Morphology of enamel surfaces treated with topical fluoride agents : SEM considerations, J. Dent. Res. 62 : 1201, 1983.

8. Gottlieb, E. W., Retidf, D. H. and Jamison, H. C. : An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I : Tensile bond strength studies. J. Prosthet. Dent. 48 : 48, 1982.
9. Coniff, J. N., and Hamby, G. R. : Preparation of primary tooth enamel for acid conditioning. J. Dent. Res. 43 : 41, 1976.
10. Barnes, Z. E. : The Adaptation of composite resin to tooth structure. Part I, Br. Dent. J. 142 : 185, 1977.
11. Aker, D. A., Aker, J. R. and Sorensen, S. E. : Effect of methods of tooth enamel preparation on the retentive strength of acid etch composite resin. J. Am. Dent. Assoc. 99 : 185, 1979.
12. Kempler, D., Stark, M. M., Leung, R. L. and Greenspan, J. S. : Enamelcomposite interface relative to Cavo surface configuration, abrasion and bonding agent. J. Oper. Dent. 1 : 137, 1976.
13. Ortiz, R. F., Phillips, R. W., Swartz, M. L., and Osborne, J. W. : Effect of composite bond agent on microleakage and bond strength. J. Dent. Res., 55 : 183, 1976.
14. Dunn, B., and Reisbick, M. H. : Adherence of ceramic coatings on chromiumcobalt structures. J. Dent. Res. 55 : 328, 1976.
15. Tanaks, T., Angata, K., Takeyama, M., Nakabayashi, N, and Masuhara, E. : 4-Met Opaque Resin-A New Strongly Adhesive to Ni-Cr Alloy. J. Dent. Rew. 60 : 1697, 1981.
16. Tanaka, T. et al. : Pitting Corrosion for retaining acrylic resin facings. J. Proshet. Dent. 42 : 282, 1979.
17. Thompson, V. P., and Livaditis, G. J. : Etched casting acid etch composite bonded posterior bridges. Pediat. Dent. 4 : 38, 1982.
18. Thompson, V. P., et al. : Statistical distributions of tensile adhesive bond strengths, J. Dent. Res. 65 : 237, 1986.
19. Livaditis, G. J., and Thompson, V. P. : Etched casting : An improved retentive machanism for resin-bonded retainers. J. Prosthet. Dent, 47 : 52, 1982.
20. Livaditis, G. J. : A chemical etching system for creating micromechanical retention in resin-bonded retainers. J. Proshet. Dent. 56 : 181, 1986.
21. Del Castillo, E. and Thompson, V. P. : Electrolytically etched nonprecious alloys : Resin bond and laboratory variable. J. Dent. Res. 61 : 186, 1982.
22. La Barre, E. E. and Ward H. E. : An alternative resin-bonded restoration. J. Prosthet. Dent. 52 : 247, 1984.
23. Hanson G. H., et al : Bonding bases coated with porous metal powder : A comparison with foil mesh. Am. J. Orthod., 83 : 1, 1983.
24. Stokes, A. N., at al. : Porous metal coatings for resin-bonding systems J. Prosthet. Dent. 56 : 170, 1986.
25. Taleghani, M., et al. : An alternative to cast etched retainers J. Prosthet. Dent. 58 : 424, 1987.
26. Laufer, B. Z., Nicholls, J. L., Townsend, J. D. : SiO<sub>2</sub>-C coating : A compositeto metal bonding mechanism. J. Prosthet. Dent. 60 : 320, 1988.
27. Yamashita, A. : A Dental Adhesive and It's Clinical Applications. Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1983.
28. Maiman, T. H. : Stimulated optical radiation in ruby. Nature 187 : 493, 1960.
29. 中井貞雄, 山中正宣 : レーザー技術の 現状と 将来. 機械の 研究 41 : 1, 1989.
30. 이 상수 역(Caroll, J. M.) : 레이저 이야기, 전 파과학사, 현대과학신서 No. 56, 1976.
31. 오 명, 강 문호 : 레이저의 응용. 청문각, 1987.
32. 松岡徹 : 응용 레이저 가이드 실예와 기초. 기 전연구사. 1985.
33. Goldman, L., et al. : The biological aspects of lasers, J. Am. Med. Assoc. 1989 : 302, 1964.
34. Goldman, L., et al. : Impact of the laser on dental caries. Nature 203 : 417, 1964.
35. Litwin, M. S., and Glew, D. H. : The biological effects of laser radiation. J. Am. Med. Assoc. 187 : 842, 1964.
36. Kinersly, T., et al. : Laser effects on tissue and materials related to dentistry, J. Am. Dent. Assoc.

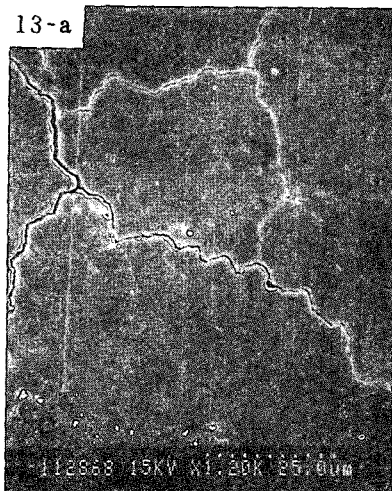
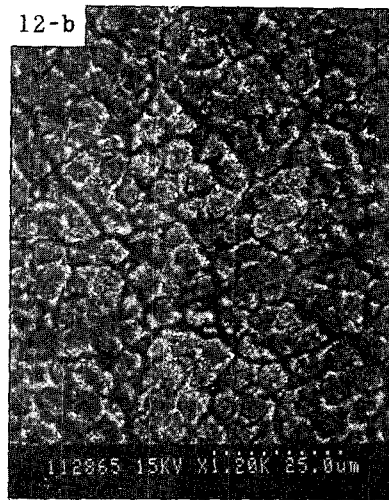
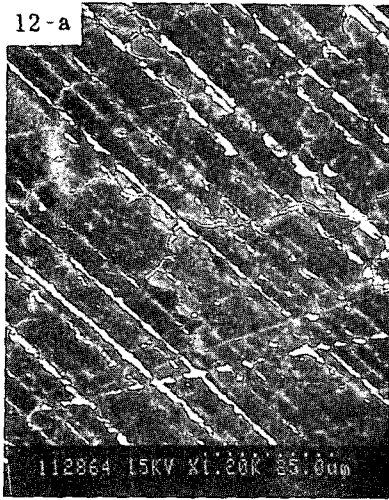
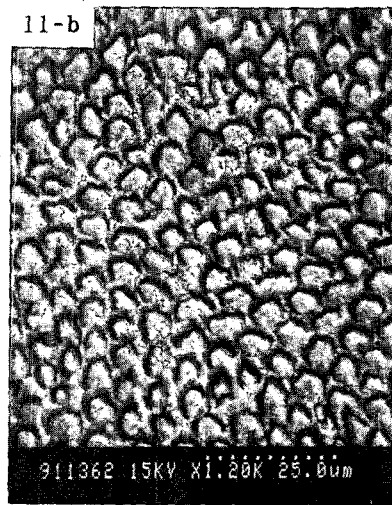
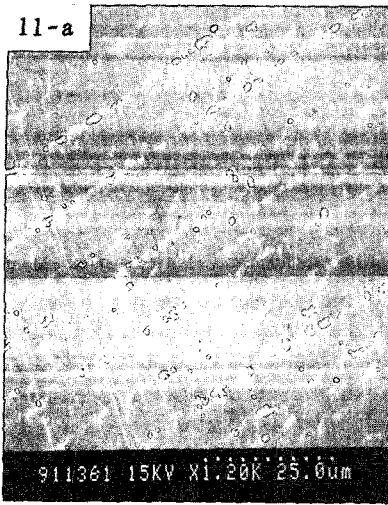
- 70 : 593, 1965.
37. 森岡俊夫 : 레이저의 치과에의 임상 응용과 기초. Quintessence, 1988.
  38. 김덕원 : 의료용 레이저. 한국광학회지 1 : 107, 1990.
  39. 김규식 : 악안면 구강외과 영역의 레이저 수술. 대한 치과의사 협회지. 25 : 215, 1987.
  40. Goldman, L., et al. : Aspects of lasers. J. Am. Dent. Assoc. 188 : 303, 1964.
  41. Goldman, L., et al. : Effect of laser beam impacts on teeth. J. Am. Dent. Assoc. 70 : 601, 1965.
  42. Stern, R. H., et al. : Lased enamel : ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects, J. Dent. Res. 51 : 455, 1972.
  43. Lobene, R. R. and Fine, S. : Interaction of laser radiation with oral hard tissues. J. Prosthet. Dent. 16 : 589, 1966.
  44. Brune, D. : Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro, Scand. J. Dent. Res., 88 : 301, 1980.
  45. Segal, T., et al : The effect of the sharplan CO<sub>2</sub> laser beam on dental structure. Dent and Oral Surg. 12 : 25, 1984.
  46. Myers, T. D. and Myers, W. D. : In vivo caries removal utilizing the YAG laser. J. Mich. Dent. Ass. 67 : 66, 1985.
  47. Stern, R. H. and Sognnaes, R. F. : Laser effect on dental hard tissue. J. Calif. Dent. Assoc. 23 : 328, 1965.
  48. Yamamoto, H. et al : Laser effect on vital tissues : A preliminary investigation. J. Oral Path. I : 256, 1972.
  49. 김순주 : 탄산가스 레이저 조사가 법랑질의 내산성 변화에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한소아치과학회지 1 : 9, 1985.
  50. Taylor, R., Shklar, G., and Roeber, F. : The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. Oral Surg., Oral Med. & Oral Path. 19 : 787, 1965.
  51. Lenz, P. L. et al. : Morphologische untersuchungen zur wirkung der laserstrahlung aus pulpaundmundschleim haute Dtsch. Zahnarztl. Z. 32 : 508, 1977.
  52. Nowak, W. B., et al : On the use of thermocouples for temperature measurement during laser irradiation. Life Sciences 3 : 1475, 1964.
  53. Boehm, R. F. : Temperature in human teeth due to laser heating A. S. M. E. Paper 75-WA/ Bio. 8 : 10. 1975.
  54. Kato, K., et al. : Basic study on change of temperature for a tooth after CO<sub>2</sub> laser irradiation. J. Japan. Society for Laser Medicine, 1 : 294, 1980.
  55. 이종만, 박동수, 이찬영, 이청석 : CO<sub>2</sub> 레이저 조사에 따른 치수강 내의 온도 변화에 관한 실험적 연구. 대한치과보존학회 10 : 43, 1984.
  56. Weichman, J. A., Johnson, F. M. : Laser use in endodontics. Oral Surgery 31 : 416, 1971.
  57. Liberman, R., et al. : Adhesion of Composite Materials to Enamel : Comparison between the Use of Acid and Lasing as Pretreatment Lasers in surgery and Medicine 4 : 323, 1984.
  58. Cooper, L. F. : Shear strength of composite bonded to laser-retreated dentin. J. Prosthet. Dent. 60 : 45, 1988.
  59. 조 주은, 김 기진, 배 태성, 송 광엽, 박 찬운 : 우치치질에 Laser 조사시 Resin과의 결합 강도에 관한 연구, 전북치대 논문집 7 : 169, 1990.
  60. 배 태 성, 박 찬운, 양 동율 : Nd : YAG 레이저 조사에 따른 우치 법랑질의 변화에 관한 실험적 연구, 전남대학교 논문집(공학편) 35 : 1, 1990.
  61. 김 춘기 : 정밀측정. 대광서림, 1989.
  62. Gordon, T. E. : Some effects of laser impacts on extracted teeth. J. Dent. Res. 45 : 372, 1966.
  63. Peck, H. : Laser radiation : Some specific dental effects and an evaluation of its potential in dentistry. J. Prosthet. Dent. 17 : 195, 1967.
  64. Yamamoto, H. et al : YAG laser effect for acid resistance on tooth enamel. J. Dent. Res. 53 : 1093, 1974.
  65. Kuroda, S. and Fowler, E. O. : Composite structure and phase changes in vitro laser irradiated human teeth enamel. Calif. Tissue Int. 36 : 361, 1984.

66. Meiers, J. C., et al. : Effect of surface treatments on the bond strength of etched-metal resin-bonded retainers J. Prosthet. Dent. 53 : 185, 1985.
67. Zardiackas, L. D. : Tensile adhesion of composite resin cements to etched alloy and enamel. Quintessence Int. 17 : 483, 1986.
68. Phillips, R. W. : Skinner's Science of Dental Materials, 8th ed. W. B. Saunders Company, 126, 1984.
69. Craig, R. G. : Restorative Dental Materials. 7th ed., The C.V. Mosby Company, 1985.
70. 박 현석, 이 선영, 양 재호, 장 완식 : 식각된 비귀금속합금과 법랑질을 복합 레진계 시멘트로 접착시킨 경우의 접착인장강도에 관한 연구, 대한치과보철학회지 24 : 85, 1986.
71. 박 상원, 양 홍서 : 식각된 비귀금속 합금과 법랑질간의 접착 인장강도에 대한 연구, 대한치과보철학회지 25 : 302, 1987.
72. 김 운, 배 태성, 송 광엽, 박 찬운 : 합금의 표면처리에 따른 Resin과 Alloy간의 전단강도, 전북치대 논문집 6 : 49, 1988.
73. Thadeus, B. Massalski : Binary alloy phase diagrams. Vol. 1, Am. Society for Metals, 839, 1986.

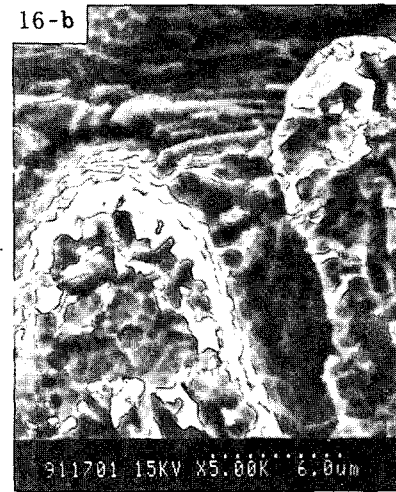
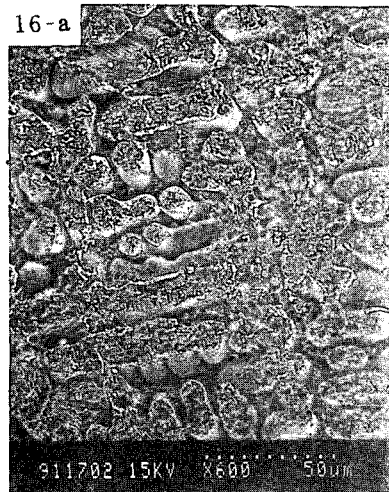
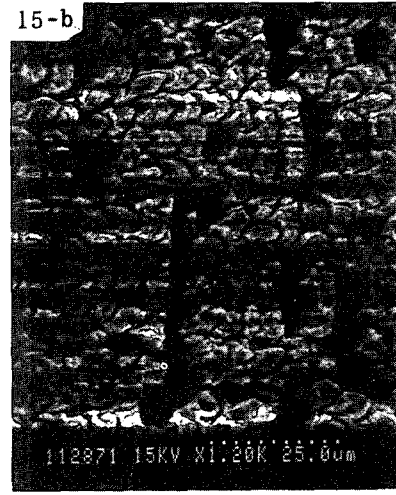
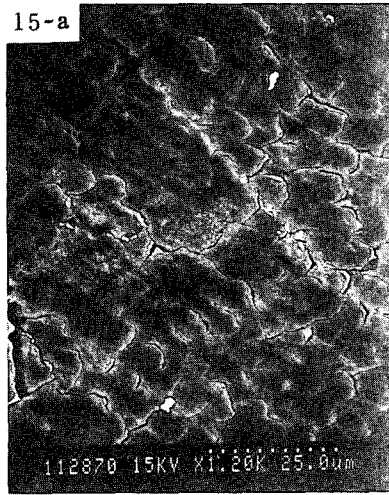
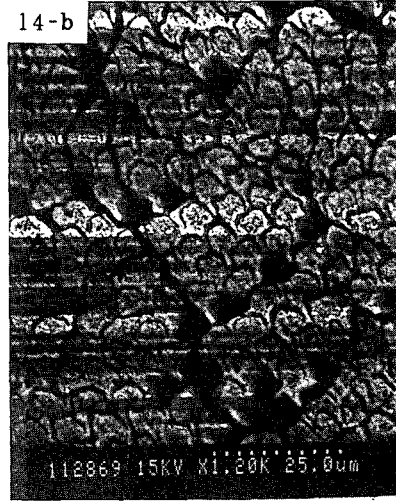
## EXPLANATIONS OF PHOTOMICROGRAPHS

- Fig. 11. SEM of the unlasers(a) and the etched enamel surface(b). ( $\times 1200$ )
- Fig. 12. SEM of the enamel surface irradiated by pulsed Nd : YAG laser with the energy density of  $20\text{J}/\text{cm}^2$ (a) and the etched enamel surface(b). Note the enamel surface showing microcracks(a) and the etched surface showing the definite microcracks(b). ( $\times 1200$ )
- Fig. 13. SEM of the enamel surface irradiated by pulsed Nd : YAG laser with the energy density of  $30\text{J}/\text{cm}^2$ (a) and the etched enamel surface(b). Note the enamel surface showing cracks(a) and the etched surface showing partial microcracks of enamel prisms at crack interfaces. ( $\times 1200$ )
- Fig. 14. SEM of the enamel surface irradiated by pulsed Nd : YAG laser with the energy density of  $40\text{J}/\text{cm}^2$ (a) and the etched enamel surface(b). Note the enamel surface showing more cracks than that of group 3(a) and the etched surface showing cracks around enamel prisms and partial losses of enamel prisms. ( $\times 1200$ )
- Fig. 15. SEM of the enamel surface irradiated by pulsed Nd : YAG laser with the energy density of  $50\text{J}/\text{cm}^2$ (a) and the etched enamel surface(b). Note the enamel surface showing scale appearances of definite cracks(a) and the etched surface showing cracks severely and more losses of enamel prisms than that of group 4. ( $\times 1200$ )
- Fig. 16. Surface of the electrolytically etched Verabond alloy. Note that interdendritic eutectic and intradendritic gamma prime phases are removed in the electrolytically etched alloy surface. ((a)  $\times 600$ , (b)  $\times 5000$ )
- Fig. 17. Enamel surface after testing ((a)  $\times 30$ , (b)  $\times 2000$ )
- Fig. 18. Alloy surface after testing Note the fracture surface showing the aspect of interfacial fracture between bonding agent and composite resin of metal sides.

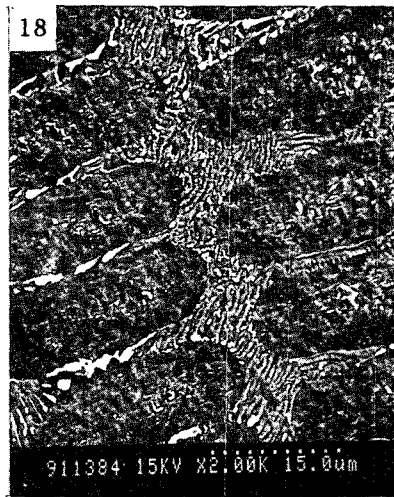
사진부도 ①



사진부도 ②



사진부도 ③





--Abstract--

## A STUDY ON THE EFFECT OF PULSED Nd : YAG LASER IMPACTS TO THE ENAMEL SURFACE AND BOND STRENGTH WITH COMPOSITE RESIN

Jong-Man Park, D.D.S., M.S.D., Tae-Seong Bae, M.E.,  
Kwang-Yeob Song, D.D.S., M.S.D. Charn-Woon Park, D.D.S., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonbuk National University*

The purpose of this study was to determine the optimum range of laser energy density to the enamel surface of permanent incisors when they are irradiated with the pulsed Nd : YAG laser. Laser impacts on each experimental group were made at energy density of 20~50J/cm<sup>2</sup> by 20 pulses of the pulse width 12 msec.

The author investigated the enamel surface with the scanning electron microscope(SEM) and the surface roughness tester, and measured the shear bond strength between electrolytically etched Ni-Cr-Be alloy casting and composite resin.

The obtained results were as follows :

1. The surface roughness of enamel after laser irradiation showed the significant difference level from the energy density 40J/cm<sup>2</sup>(P<0.05).
2. The mean shear bond strength of etched-metal resin-bonded specimens were 154.23±33.30kg/cm<sup>2</sup> at unlased enamel surface and 195.72±29.56kg/cm<sup>2</sup> at lased energy density 30J/cm<sup>2</sup>, and showed a significant difference(P<0.05).
3. SEM photographs showed the irregular microcracks and the structural changes of lased enamel surface.
4. SEM photographs of the fracture surface after testing the shear bond strength showed the aspect of interfacial fracture between bonding agent and composite resin at the metal sides.