

Nd : YAG 및 Er : YAG 레이저로 치아표면 조사시 브라켓 전단접착강도에 관한 실험적 연구

최 승 훈¹⁾ · 양 원 식²⁾

교정장치의 직접접착으로 인한 브라켓 주위의 탈석회화 개선 및 산부식시 야기되는 법랑질의 목적 부위 이상으로의 산의 유출방지와 시술시 시간소요 개선을 목적으로 레이저를 조사한 치면의 주사전자현미경 소견을 관찰하고 브라켓과 치면 사이의 전단접착강도 및 적합한 조사에너지량을 측정, 평가하기 위하여 실험을 시행하였다.

실험재료로 189개의 소구치를 사용하여 산부식 및 Nd:YAG 레이저로 100mj 10pps, 100mj 20pps, 150mj 20pps, 200mj 20pps를, Er:YAG 레이저로 60mj 5pps, 60mj 10pps, 100mj 10pps, 200mj 10pps, 200mj 15pps, 400mj 10pps를 조사한 각 15개 총 165개의 치아를 교정용 접착제로 접착후 24시간, 1주, 3주 후로 나누어 전단 접착강도를 측정하였으며, 나머지 24개의 치아에서 산부식군과 각 레이저 조사군 및 정상치아인 비처치대조군을 주사전자현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Nd:YAG 레이저 및 Er:YAG 레이저의 각 조사에너지량에 따른 평균 및 표준편차를 얻었다.
2. 같은 에너지 밀도를 조사한 경우 Er:YAG 레이저 조사군의 전단접착강도가 Nd:YAG 레이저 조사군보다 높았다.
3. Nd:YAG 레이저 조사군에서는 150mj 20pps에서, Er:YAG 레이저 조사군에서는 200mj 15pps에서 가장 높은 전단접착강도를 보였다.
4. 전단접착강도 및 주사전자현미경 관찰 결과 브라켓 접착시 Nd:YAG 레이저 조사군에서는 150mj 20pps, Er:YAG 레이저 조사군에서는 60mj 10pps 조사가 적합하다고 인정되었다.

(주요단어: Nd:YAG 레이저, Er:YAG 레이저, 전단접착강도)

I. 서 론

레이저(LASER)란 Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation의 약자로 유도 방출에 의한 빛의 증폭을 의미하며 MASER(Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation)를 모방한 것으로 기본적으로 같은 원리이며 레이저는 광매이저(optical maser)라 할 수 있다¹⁰⁾.

레이저 조사시 조직에 미치게 되는 영향은 레이저

종류간의 차이, 치료법, 목표(target)조직의 광학적 성질, 환자의 치유 및 면역 반응에 의해 달라질 수 있는데, 우리가 조절할 수 있는 요인으로는 파장, 힘, 파장의 형태, 조직의 광학 성질을 들 수 있으며¹⁴⁾ 고체(ruby, Nd:YAG, Er:YAG), 액체(Dye), 기체(CO₂, Argon, He-Ne, Excimer) 및 반도체(gallium arsenide, gallium arsenide phosphide)등 매질에 따라 다양한 파장과 출력의 레이저가 존재한다. 치의학 분야에서 레이저의 이용은 1964년 Stern 등⁹¹⁾이 경조직에 미치는 레이저 효과를 처음 보고한 이래 치아 우식증 제거^{22,56,63,64,72)} 및 예방^{52,93,100,107)}, 구강 연조직 수술^{74,102,103)}, 종양 제거^{1,18)}, 치주치료^{27,62,73,96)}, 악안면 수술^{43,97)}, 근관치료^{13,49,76)}, 기구소독 및 용접^{3,25,78)}, 창상치유 촉진

¹⁾ 서울대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생

²⁾ 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

진 및 동통완화^{57,84}), 레이저 침술(acupuncture)¹¹⁰), 레진경화 및 치아우식증 인지^{7,40}), 기타 치과영역의 여러 진단과 치료^{45,15,85})에 관하여 보고되었고, 현재도 레이저의 이용에 관한 많은 연구가 계속되고 있다.

Stern 등⁹³)이 루비 레이저 조사에 의한 치아 법랑질의 내산성 증가를 관찰한 이래 Lobene 등⁵²)은 탄산가스 레이저를 조사하여 법랑질 융합(fusion)에 의한 치아 우식증 예방 효과를 보고하였고, Goodman 등²⁴)은 아르곤 레이저를, Yamamoto 등¹⁰⁸)은 Nd:YAG(neodymium - yttrium aluminum garnet) 레이저를 치면에 조사하여 법랑질의 내산성 증가를 보고하였으며, 이러한 레이저 조사에 의한 법랑질의 내산성 증가 기전은 법랑질 표면의 융합에 의한 미세소공 폐쇄⁷¹), 법랑소주 구조 변화에 의한 용해도 감소^{17,34,44}), 법랑질 내 무기물질 변화에 의한 투과도 감소^{52,107,108}) 등에 의한 것으로 해석되고 있다. 산부식으로 법랑질에 인산을 사용하여 10 μ 깊이로 부식시켜 법랑질 소주의 끝부분을 선택적으로 녹여내게 되면 약 25~75 μ m 깊이의 다공성 표면이 만들어지고 이 다공성 표면은 많은 미세 통로(microchannel)로 이루어지며¹¹²) 이러한 표면적 증가와 미세 공간 생성⁸⁰) 및 법랑질 표면의 습윤도 증가⁶⁷)에 의하여 법랑질과 레진 사이의 미세기계적 결합력이 증가한다. 레이저 부식(laser etching)에 관하여 Liberman 등⁵⁰)은 탄산가스 레이저 조사시, Goodman 등²³)은 아르곤 레이저 조사시, Keller 등³⁹)은 Er:YAG(erbium - yttrium aluminum garnet) 레이저 조사시, 법랑질에서의 소공, 균열, 분화구 등의 형성에 의한 표면적 증가 및 미세 공간 생성에 의한 결합력의 증가를 보고한 바 있으며, Hess³²)는 Nd:YAG 레이저를 법랑질에 조사하여 많은 거품 같은 함유물을 형성하여 쉽게 그리고 효율적으로 조절된 부식을 통한 기계적 유지력을 얻을 수 있다고 하였다. 본 연구는 교정 장치의 직접 접착 술식 과정 중에 발생할 수 있는 브라켓 주위의 탈석회화 개선 및 법랑질에서 목적 부위 이상으로의 산의 유출 방지와 산부식시간 및 부식 전후의 세척, 건조 등에 소모되는 시간 소요 등의 개선을 목적으로 레이저를 조사한 치면의 주사전자현미경 소견을 관찰하고 브라켓과 치면 사이의 전단접착강도 및 적합한 조사에너지를 측정, 평가하기 위해 시행되었다.

II. 실험재료 및 방법

가. 실험재료

실험에 사용된 치아는 교정 치료를 위해 발거된 소구치의 치관을 연마, 세척한 후 관찰하여 육안적인 우식이나 결함이 없고 건전한 협설면을 보유한 189개의 치아를 선택하여 발치 즉시 생리식염수에 넣어 실험을 실시할 때까지 보관하였고 박테리아 성장을 최소화하기 위해 매주마다 생리식염수를 교환하였다.

나. 실험방법

1. 실험 표본의 제작

연구 대상치아들의 치근에 구멍을 뚫어 유지 형태를 부여한 후 자가 중합 아크릴 레진을 이용하여 가로 1.5cm 세로 1.5cm 높이 2cm 크기의 금속관에 치관의 협면이 금속관의 절단면과 수직되도록 치근을 배물하였다. 자가 중합 아크릴 레진이 완전히 중합된 후 치아의 협면을 조심스럽게 연마하여 편평하게 한 후 사포(600번)^{16,35})를 이용하여 다듬고 생리식염수^{23,36})에 보관하였다.

2. 치면의 레이저 조사 및 접착

실험 표본은 산부식군 15개, 레이저 실험군은 각 15개씩 150개의 표본으로 구성되었으며, Nd:YAG 레이저(dentlase, SLT Co., Japan)는 직경 200 μ m의 광섬유를 통한 공기 냉각을, Er:YAG 레이저(fotona, d.d. Slovenia)는 물 냉각을 사용하였으며,

A 군; 산부식군

B-I; Nd:Yag laser 100mj, 10pps

B-II; Nd:Yag laser 100mj, 20pps

B-III; Nd:Yag laser 150mj, 20pps

B-IV; Nd:Yag laser 200mj, 20pps

C-I; Er:Yag laser 60mj, 5pps

C-II; Er:Yag laser 60mj, 10pps

C-III; Er:Yag laser 100mj, 10pps

C-IV; Er:Yag laser 200mj, 10pps

C-V; Er:Yag laser 200mj, 15pps

C-VI; Er:Yag laser 400mj, 10pps

으로 나누어 법랑질 표면을 불소와 기름이 포함되지 않은 부식분말과 러버컵을 사용하여 20초간 치면 세마한 후 물로 깨끗이 세척하고 기름과 수분이 포함되지 않은 압축 공기를 이용하여 건조시킨 후, A군은

Table 1. The means, standard deviations, maximum and minimum ranges of shear bond strengths of each group(kg/cm²)

TIME	TEST	N	Mean	S.D.	Minimum	Maximum	Range
24hour	A	5	122.17	16.36	101.91	138.91	37.00
	B I	5	36.77	7.33	27.68	45.23	17.55
	B II	5	49.57	12.16	37.13	67.66	30.52
	B III	5	63.12	11.72	51.50	81.89	30.39
	B IV	5	58.23	14.01	47.23	79.91	32.68
	C I	5	63.26	9.84	51.33	77.79	26.47
	C II	5	75.00	10.91	61.65	90.51	28.86
	C III	5	87.96	6.35	80.74	95.24	14.50
	C IV	5	89.79	10.93	76.79	101.85	25.06
	C V	5	105.80	10.09	92.76	117.08	24.32
	C VI	5	89.80	7.60	76.93	96.71	19.78
1week	A	5	122.11	15.12	108.60	147.16	38.56
	B I	5	34.58	6.62	28.23	43.99	15.76
	B II	5	46.85	2.07	44.13	49.13	5.00
	B III	5	67.81	13.64	55.19	89.80	34.61
	B IV	5	57.00	18.21	39.89	87.16	47.28
	C I	5	60.47	10.44	47.41	75.18	27.78
	C II	5	68.63	14.05	50.54	88.45	37.91
	C III	5	86.32	18.21	66.55	112.86	46.30
	C IV	5	77.66	8.99	64.79	88.50	23.71
	C V	5	83.11	8.14	70.41	90.61	20.20
	C VI	5	68.20	12.11	49.07	79.43	30.36
3weeks	A	5	120.86	14.10	99.24	137.08	37.83
	B I	5	33.97	11.04	20.76	46.01	25.25
	B II	5	46.39	7.30	39.46	56.22	16.76
	B III	5	63.16	15.62	47.19	88.34	41.15
	B IV	5	53.05	13.59	39.49	70.59	31.09
	C I	5	46.42	11.54	30.34	57.09	26.75
	C II	5	59.36	6.94	49.89	66.62	16.73
	C III	5	76.38	9.03	67.01	87.28	20.27
	C IV	5	71.46	9.80	56.59	84.05	27.46
	C V	5	80.93	8.61	74.22	94.85	20.63
	C VI	5	76.45	13.61	54.76	90.51	35.76

37% 인산 용액을 면봉을 이용하여 법랑질 표면에 60초간 부식시킨 후 다시 법랑질을 30초간 다량의 물로 세척하고 기름과 물이 포함되지 않은 압축 공기를 이용하여 건조시켰다. B- I, II, III, IV군은 nylon brush로 협면에 브래킷 베이스보다 약간 더 크게 가로 5mm 세로 5mm로 laser initiator⁹⁸⁾(carbon dye, SLT Co., Japan)를 얇게 도포한 다음 Nd:Yag 레이저로 B- I군은 100mj 10pps, B- II군은 100mj 20pps, B- III군은 150mj 20pps, B- IV군은 200mj 20pps로, Er:Yag 레이저로 C- I군은 60mj 5pps, C- II군은 60mj 10pps, C-

III군은 100mj 10pps, C- IV군은 200mj 10pps, C- V군은 200mj 15pps, C- VI군은 400mj 10pps로(Table 1) 각각 10초간 레이저를 조사하고 산부식된 법랑질 표면 및 레이저 조사된 법랑질 표면에 교정용 접착제(Ortho-one, BISCO Co., USA)의 프라이머를 얇게 도포한 후 접착제 제조 회사의 지시에 따라 하악전치 금속브래킷(Micro-loc BRACKET, Tomy orthodontic product, Japan)을 치면의 정확한 곳에 위치시킨 후 압력을 가하여 밀착시키고 브래킷 주위에 있는 여분의 접착제를 치과용담침을 이용하여 제거하였다.

브라켓 접착이 끝난 실험편은 다시 생리식염수에 넣어 보관하였다.

3. 전단접착강도의 측정 및 통계 처리

브라켓을 접착한 후 24시간, 1주 및 3주 후에 각군 5개씩의 치아에 대해 Instron universal testing machine(model 1011, Instron corp., USA)을 사용하여 전단접착강도를 측정하였는데 치아가 매몰된 금속관을 측정 기계의 기저부에 고정시킨 후 0.6mm 굵기의 강선 고리를 브라켓 날개 하방에 위치시키고 강선의 반대편을 cross head speed 1mm/min로 하여 50kg의 tension load cell을 이용하여 브라켓이 탈락할 때의 순간 하중을 기록하여 전단접착강도로 환산하였다. 이때 금속 브라켓의 기저부의 면적은 0.01mm²까지 측정 가능한 바니어 캘리퍼스 500(Mitutoyo, Japan)을 이용하여 측정하였다. 각군의 평균과 표준편차를 구하고 ANOVA test 및 Duncan, Scheffe, Tukey test를 시행하여 각군의 통계학적 유의성을 조사하였다.

4. 주사전자 현미경 관찰

주사전자현미경 관찰용 표본은 대조군과 산부식군 및 레이저 조사군 각각 2개의 치아로 표면 변화를 관찰하기 위해 표면을 금 피복한 후 주사전자 현미경(JSM-35 CF, JEOL, Japan)으로 관찰하였다(Table 2).

III. 실험성적

가. 전단접착강도 실험

산부식군(A)과 Nd:YAG 레이저 조사군(B I ~BIV) 및 Er:YAG 레이저 조사군(C I ~CVI)의 치아에 브라켓 접착 후 24시간, 1주, 3주 후 전단접착강도의 평균, 표준편차, 최대치 및 최소치를 Table 3 및 그림 1,2,3에 제시하였다.

1. 같은 시간일 때 실험 방법에 따른 전단접착강도의 차이

(1) 24시간 후의 전단접착강도

Tukey의 방법으로는 실험방법 A, CV가 가장 높은 평균 반응치를 갖는 한 그룹(Grouping)을 이루고, BIV, BII, BI이 가장 낮은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을 이루며, CVI, CIV, CIII, CII가 중상위 평균 반응치를 갖는 한 그룹이며, 그 외 CII, CI, BIII, BII를

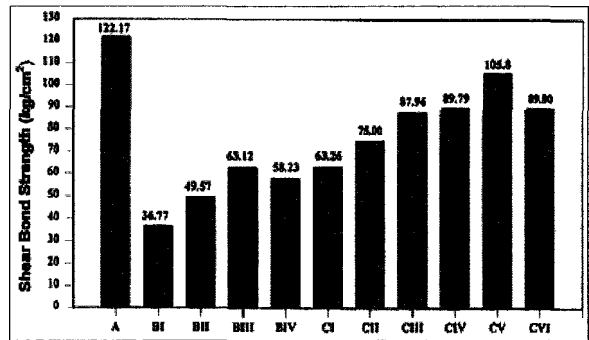


Figure 1. The means of shear bond strength of each group (24 hours)

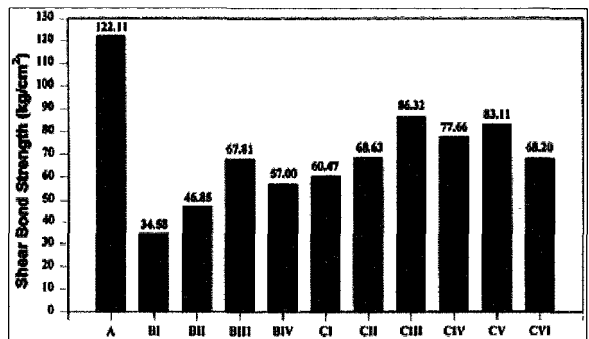


Figure 2. The means of shear bond strength of each group (1 week)

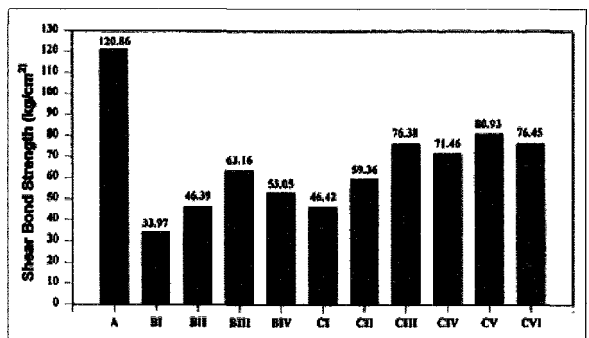


Figure 3. The means of shear bond strength of each group (3 weeks)

중하위 평균반응치를 보이는 한그룹으로 볼 수 있다.

Scheffe의 방법에서는 A, CV가 가장 높은 평균치를 갖는 한 그룹을 이루고 CI, BIII, BIV, BII, BI이

낮은 평균치를 갖는 한 그룹을 이루었다.

Duncan의 방법으로는 A가 가장 높은 평균 반응치를 보이는 한 그룹을 이루고 두 번째로 CV가 높은 평균반응치를 갖는 한 그룹을, B II, BI이 낮은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을 이루었다.

(2) 1주 후의 전단접착강도

Tukey의 방법으로는 A가 높은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을, C I, BIV, BII, BI이 가장 낮은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을 이루었다.

Scheffe의 방법에서는 A, CV가 높은 평균치를 갖는 한 그룹을, C II, CVI, BIII, CI, BIV, BII, BI이 낮은 평균치를 갖는 한 그룹을 이루었다

Duncan의 방법으로는 A가 높은 평균 반응치를 보이는 한 그룹을, 두 번째로 CIII, CV, CIV가 높은 평균을 갖는 한 그룹을 이루었으며, 24시간일 때와 마찬가지로 BII, BI이 가장 낮은 반응치를 갖는 한 그룹을 이루었다.

(3) 3주 후의 전단접착강도

Tukey의 방법으로는 A가 높은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을, 그 다음으로는 CV, CVI, CIII, CIV, B III, CII가 높은 반응치를 갖는 한 그룹을, BIV, CI, BII, BI이 가장 낮은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을 이루었다.

Scheffe의 방법에서는 A가 높은 반응치를 갖는 한 그룹을, 그 다음으로는 CV, CVI, CIII, CIV, BIII, CII, BIV, CI, BII, BI는 가장 낮은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을 이루었으며, BIII, CII, BIV는 양쪽 그룹에 속하고 있다.

Duncan의 방법으로는 A가 높은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을, 그 다음으로는 CV, CVI, CIII, CIV가 높은 평균 반응치를 갖는 한 그룹을, CI, BII, BI은 가장 낮은 평균 반응치를 보이는 한 그룹을 이루었다.



Figure 4-1. Normal enamel surface (X1000)

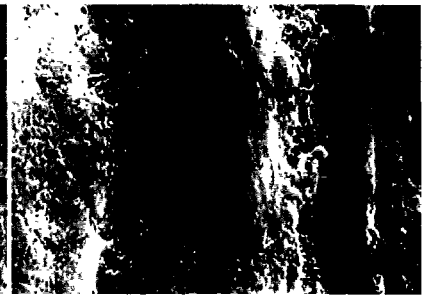


Figure 4-2. Normal enamel surface (X3000)

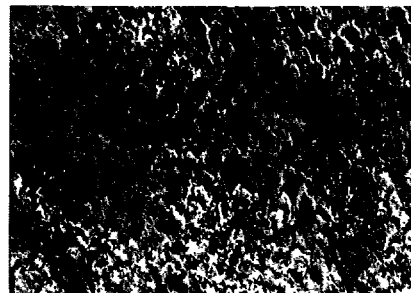


Figure 5-1. Acid-etched enamel surface(A group, X1000)

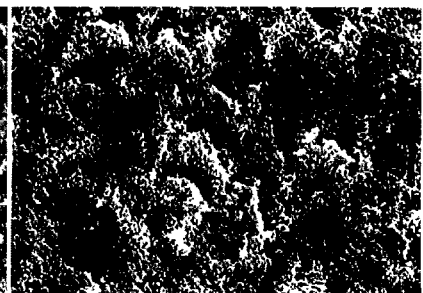


Figure 5-2. Acid-etched enamel surface (A group, X3000)

II. 각 실험방법에서 시간경과에 따른 접착강도의 차이

각 실험방법에서 시간 경과에 따른 유의수준 0.05에서 차이가 있는 경우는 CIV, CV, CVI이었고, 나머지 A, BI, BII, BIII, BIV, CI, CII, CIII는 시간에 따른 차이가 없는 것으로 나타났다(P<0.05).

나. 주사전자현미경 관찰

- 그림 4-1, 그림 4-2는 대조군인 정상적인 법랑질 표면 소견으로 수많은 굴곡과 미세공 그리고 반흔을 보였다.
- A군의 산부식된 법랑질 표면 사진으로, 법랑질 소주와 소주간의 용해도 차이로 법랑질 소주가 탈회되는 제1부식형과 법랑질 소주간의 탈회되는 제2부식형 그리고 법랑질 소주와 소주간의 양쪽 다 탈회되어 소주 형태를 구별하기 힘든 제3부식형을 모두 보여주며^{30,80,89)} 그림 5-2는 제1부식형을 보여주는 3000배 확대 사진이다 (그림 5-1).
- BI 군은 Nd:YAG 레이저 100mj, 10pps 조사군으로

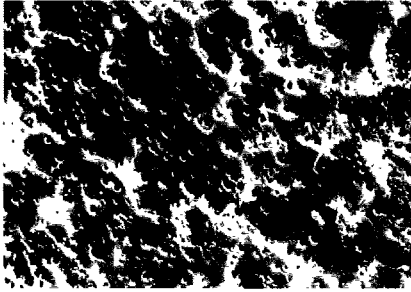


Figure 6-I-1. Nd:YAG laser
100mj, 10pps (B I group, X1000)

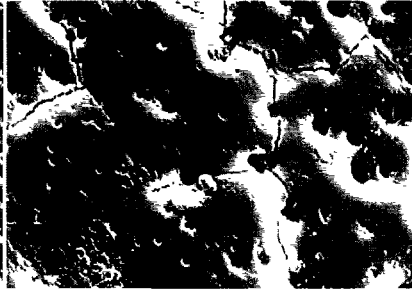


Figure 6-I-2. Nd:YAG laser
100mj, 10pps (B I group, X3000)

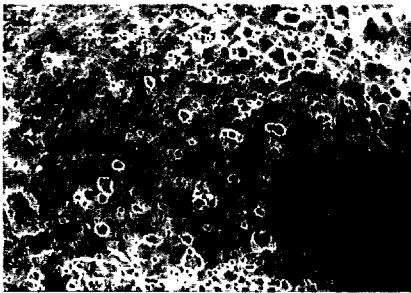


Figure 6-II-1. Nd:YAG laser
100mj, 20pps (B II group, X1000)

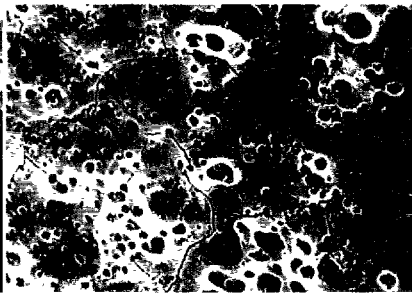


Figure 6-II-2. Nd:YAG laser
100mj, 20pps (B II group, X3000)

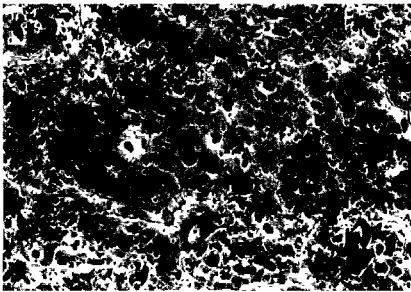


Figure 6-III-1. Nd YAG laser
150mj, 20pps (B III group, X1000)

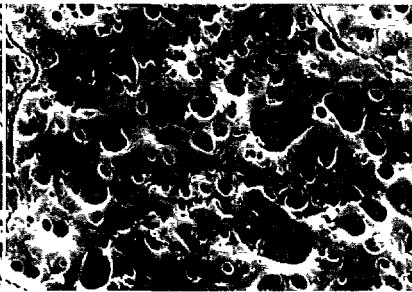


Figure 6-III-2. Nd YAG laser
150mj, 20pps (B III group, X3000)

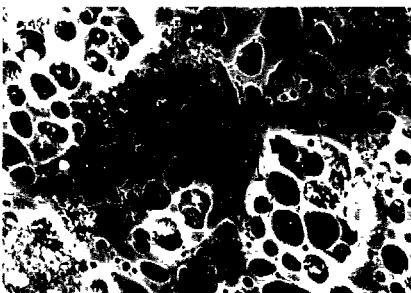


Figure 6-IV-1. Nd:YAG laser
200mj, 20pps (B IV group, X1000)

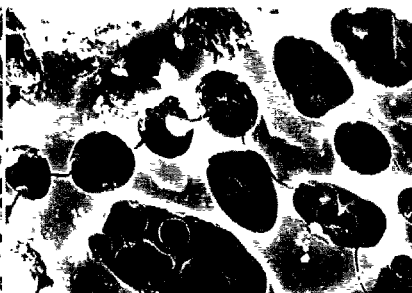


Figure 6-IV-2. Nd:YAG laser
200mj, 20pps (B IV group, X3000)

범랑질이 융합(fusion)되어 모자이크 형태의 열구(fissure)를 보인다(그림 6-I-1, 6-I-2).

• BII군은 Nd:YAG 레이저 100mj, 20pps 조사군으로 범랑질 표면에 수많은 작은 거품같은(bubble-like)함입 양상을 띠며 수많은 소공들을 보여준다(그림 6-II-1, 6-II-2).

• BIII군은 Nd:YAG 레이저 150mj, 20pps 조사군으로 범랑질 표면의 열구가 조금 더 커지고 작은 용암같은(lava-like)양상^{11,96)}을 보인다(그림 6-III-1, 6-III-2).

• BIV군은 Nd:YAG 레이저 200mj, 20pps 조사군으로 범랑질 표면에 분화구(crater)같은 양상을 보이며 소구체(globule)가 나타나기 시작하여 치면 용해가 시작된 것으로 사료된다(그림 6-IV-1, 6-IV-2).

• CI군은 Er:YAG 레이저 60mj, 5pps 조사군으로 범랑질 표면의 소주가 소주간질 보다 탈회되어 소주간질이 돌출된 양상을 보이는 제1부식형과 유사한 소견을 보인다(그림 7-I-1, 7-I-2).

• CII군은 Er:YAG 레이저 60mj, 10pps 조사군으로 범랑질 표면의 소주의 탈회가 증가되어 소주간질의 돌출 양상이 더 심화된 소견을 보인다(그림 7-II-1, 7-II-2).

• CIII군은 Er:YAG 레이저 100mj, 10pps 조사군으로 범랑질 표면의 소주 및 소주간질의 양상이 더 평활해지기 시작한 제3부식형을 보이기 시작하나 아직은 제1부식형 소견이 더 우세하다(그림 7-III-1, 7-III-2).

• CIV군은 Er:YAG 레이저 200mj, 10pps 조사군으로 범랑질 표면의 소주간질의 돌출양상이 소실된 제1부식형과 제3부식형이 공존하는 양상을 보인다(그림 7-IV-1, 7-IV-2).

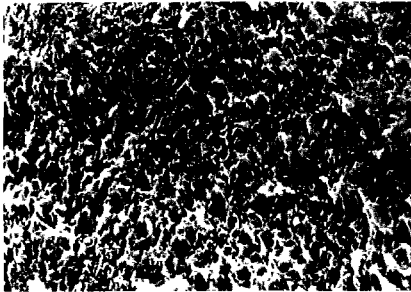


Figure 7-I-1. Er:YAG laser 60mj, 5pps (C I group, X1000)

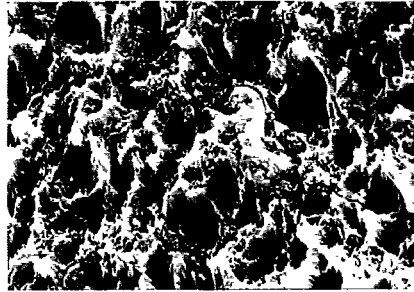


Figure 7-I-2. Er:YAG laser 60mj, 5pps (C I group, X3000)

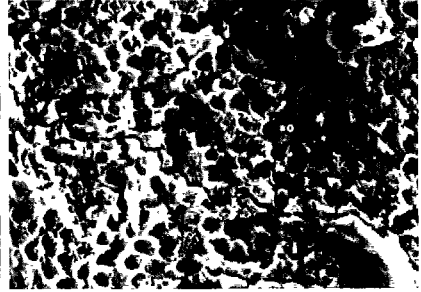


Figure 7-II-1. Er:YAG laser 60mj, 10pps (C II group, X1000)

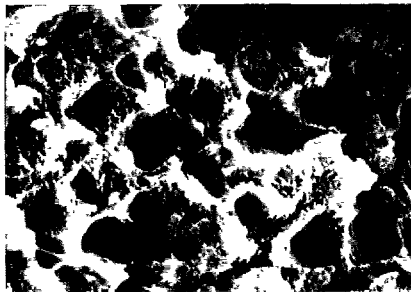


Figure 7-II-2. Er:YAG laser 60mj, 10pps (C II group, X3000)

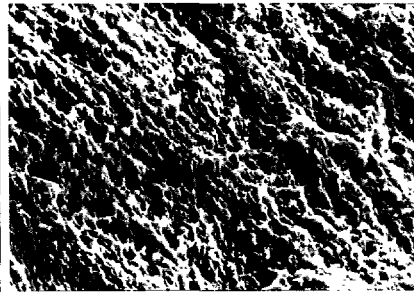


Figure 7-III-1. Er:YAG laser 100mj, 10pps (C III group, X1000)

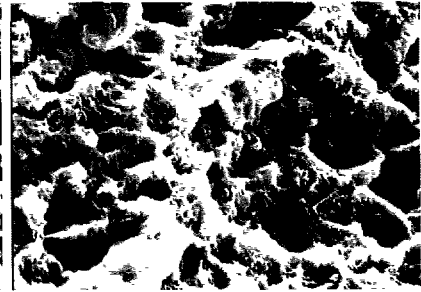


Figure 7-III-2. Er:YAG laser 100mj, 10pps (C III group, X3000)

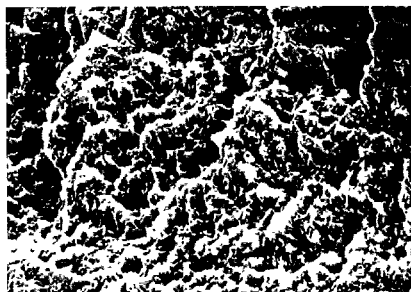


Figure 7-IV-1. Er:YAG laser 200mj, 10pps (C IV group, X1000)

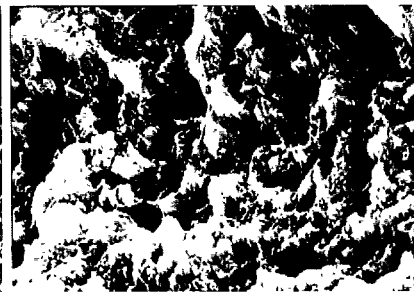


Figure 7-IV-2. Er:YAG laser 200mj, 10pps (C IV group, X3000)

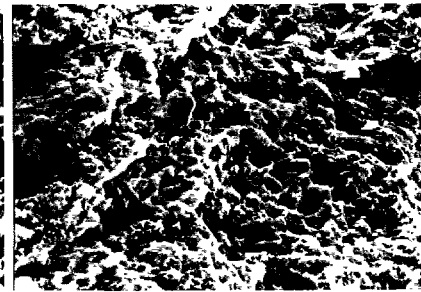


Figure 7-V-1. Er:YAG laser 200mj, 15pps (C V group, X1000)

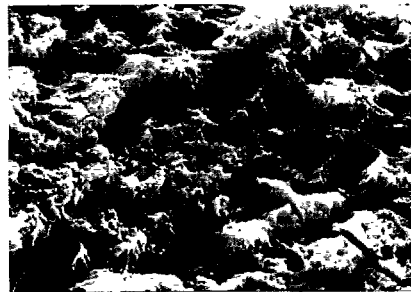


Figure 7-V-2. Er:YAG laser 200mj, 15pps (C V group, X3000)



Figure 7-VI-1. Er:YAG laser 400mj, 10pps (C VI group, X1000)

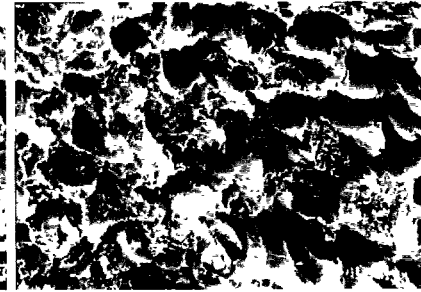


Figure 7-VI-2. Er:YAG laser 400mj, 10pps (C VI group, X3000)

- CV군은 Er:YAG 레이저 200mj, 15pps 조사군으로 법랑질 표면의 소주간질의 돌출 양상이 많이 소실되어 제1부식형 소견보다 제3부식형 소견이 더 우세한 양상을 보인다(그림 7-V-1, 7-V-2).
- CVI군은 Er:YAG 레이저 400mj, 10pps 조사군으로 법랑질 표면에 미세한 구상의 입자들과 이들의 탈락양상을 보이며 치아 표면 용해가 일어난 것으로 생각된다(그림 7-VI-1, 7-VI-2).

IV. 총괄 및 고안

최근 치과분야에 많이 사용되고 있는 레이저는 탄산가스 레이저, Nd:YAG레이저, 아르곤 레이저, Er:YAG레이저, Excimer 레이저, Holium YAG 레이저 등의 고출력 레이저와, 헬륨-네온 레이저, 반도체 레이저 등의 저출력 레이저가 있다.

Nd:YAG레이저는 1964년 Gensic에 의해 개발되었으며 1977년 Kiefhaber가 위장막 출혈시 첫 의학적 사용을 보고하였으며 파장은 1.064 μ m(1064nm)로 전자기 스펙트럼 상에 근 적외선 영역으로 보이지 않으므로 대부분의 Nd:YAG레이저는 붉은 헬륨-네온 레이저를 결합하고 있으며 파장이 짧아 광섬유를 이용할 수 있어 사용이 용이하다. 물에 의해 잘 흡수되지 않고 헤모글로빈과 멜라닌에 흡수되어 색소조직(pigmented tissue)에 친화력이 있으며 아말감, 티타늄과 비커금속에 흡수되므로 주의를 요한다^{45,75}.

Er:YAG 레이저는 물과 수산화인회석(hydroxyapatite)에 흡수되어 치아에 열 작용이 적으며³³ Wigdor 등¹⁰⁵은 탄산가스 레이저와 비교 연구에서 다른 레이저 군에 비해 Er:YAG 레이저 조사시 정상적인 odontoblastic layer가 유지되고 염증성 세포 출현은 없었으며 법랑질과 상아질 및 치수에 손상이 없다고 보고하였고 Keller 등³⁹은 Er:YAG 레이저 조사시 인접조직에 미치는 열작용은 아주 적으며 100J/cm²의 조사시에도 치아경조직에 손상이 없었다고 하였다.

본 연구에서는 근적외선 영역에 속하며 법랑질에 효과적으로 흡수되고⁶⁶ 치수 위해 작용이 거의 없다고 보고되어 있는 Er:YAG 레이저 및 역시 근적외선 영역에 속하며 광유도선을 이용하여 구강내 접근이 용이하고 조작이 간편하며 내산성에 대한 효과가 우수하다고 보고되어 있는 Nd:YAG 레이저를 사용하여 실험을 하였다.

레이저는 수술시 출혈이 거의 없어 시야 확보가 용이하고 시술 시간이 절약되며 수술 후 부종 및 동통

이 적고 외상의 가능성 및 봉합의 필요성을 줄이고 박테리아 수가 감소되고 멸균까지도 가능하며 치유가 빠르고 환자가 수술시 공포 등으로부터 해방돼 심리적인 효과 등을 얻을 수 있는 장점 때문에 그 사용이 증가하고 있다⁷⁵.

레이저 조사시 생체 조직에 가장 큰 영향을 주는 현상은 흡수인데 흡수는 조사시키는 레이저의 파장에 따라 달라지며 생체 조직에서의 흡수에 의하여 레이저의 광에너지는 열에너지로 변환되어 치료 효과가 발생하며 그 열효과는 조사 에너지 밀도와 조사 부위의 크기 및 조사시간과 조직의 광학적 성질에 따라 달라진다^{21,42}. 조직의 광학적 성질은 열전도하는 조직의 능력인 열확산도(thermal diffusivity), 열 팽창계수, 조직 1cm³를 1 $^{\circ}$ C 올리는 데 필요한 열에너지 양인 heat capacity, 조직의 용해 및 기화되는 온도인 phase transformation temperature, 조직이 고체에서 액체 혹은 액체에서 기체로 전환되는 데 요구되는 에너지 양(latent heat of transformation)에 따라 달라진다^{14,52}. 본 실험에서 Nd:YAG 레이저 조사군의 힘과 에너지 밀도는 각각 BI은 1W 40J/cm², BII는 2W 80J/cm², BIII는 3W 120J/cm², BIV는 4W 160J/cm², Er:YAG 레이저 조사군은 CI은 0.3W 12J/cm², CII는 0.6W 24J/cm², CIII는 1W 40J/cm², CIV는 2W 80J/cm², CV는 3W 120J/cm², CVI는 4W 160J/cm²이었다.

레이저 조사에 의한 치면의 내산성 증가기전에 관해서 Stern 등^{92,93}은 레이저 조사시 표면하 탈회(subsurface demineralization)가 감소하며 이러한 내산성 증가는 사람의 치아 법랑질 표면에는 많은 소공과 결손부가 존재하여⁶ 레이저 조사에 의해 법랑질 표면이 융합되어 산에 대한 물리적 투과도를 감소시키는 데 기인한다고 하였는데 본 연구에서도 주사전 자현미경 관찰 결과 레이저 조사 치면에서 이러한 물리적 변화 및 융합 등을 관찰할 수 있었다. Lobene 등⁵²은 법랑질 소주의 배열 변화가 내산성을 증가시킨다고 하였고 Yamamoto 등^{107,108}은 이런 법랑질 투과도 감소는 법랑질 표면에서의 융합과 법랑소주 결정 격자 변화와 수분 및 구성 무기물의 변화에 기인한다고 하였다. 그러나 법랑질 내산성 증가 원인을 법랑질의 투과도가 아닌 화학적인 용해도 감소에 의한 것으로 보는 견해^{34,44}도 있는데, Fowler 등¹⁷은 수산화 인회석의 구조 변화 없이 물, 단백질, 탄산염, 염화물의 감소 및 수산화 이온이 산화물로 대체되고 초성물식자산 인산염(pyrophosphate) 등의 내산성이 높은 새로운 상의 생성으로 인한 용해도 감소라고 하였으며,

Nelson 등⁶⁶⁾은 법랑질 내산성의 증가 원인이 법랑질의 투과도 감소 및 용해도 감소가 같이 일어나기 때문이라고 하였다.

본연구는 이러한 레이저 조사시 브라켓 주위의 탈석회화 개선 효과와 산부식시 큰 단점으로 여겨지는 법랑질에서 인접면이나 치경부로의 필요한 부분을 넘어선 산의 유출 그리고 산부식시간 및 부식 전후의 건조, 세척, 건조, 등의 시간 소요 등의 개선을 목적으로 브라켓의 직접 접착 술식시 산부식 대신에 레이저 조사시의 전단접착강도를 측정하였는데, 실험재료로 교정 목적으로 발치한 소구치를 선택한 이유는 건전한 협설면을 가진 치아를 쉽게 구할 수 있었기 때문이었으며, 하악전치 브라켓을 사용한 이유는 소구치들의 협면 형태가 치아에 따라 변이가 심하여 기존의 소구치용 브라켓을 그대로 적용할 경우 일정한 접착제 두께를 형성할 수 없는 것이 많아 법랑질 표면을 연마하여 브라켓 기저부와 법랑질 표면 사이의 접착제 두께를 일정하게 하여 표준화된 실험 기준으로 실험 오차를 줄이기 위해서 였으며^{8,29,70)}, 1967년 5월 Subcommittee on Standard Test Methods for Direct Filling Resin of the Dental Materials Group of the International Association for Dental Research에서도 치과용 레진의 접착강도실험을 연마된 법랑질표면에서 행하는 것을 추천한 바 있다⁸⁾. Thompson 등⁹⁵⁾은 소구치협측부의 법랑질 두께는 1500~2000 μm 이며, 치면세마시 러버컵에 의해 6.9 μm , 브러쉬에 의해 14.38 μm , 치면세마 및 산부식과 충전 레진(filled resin)의 경우 71.5 μm , 비충전 레진(unfilled resin)의 경우 45.4 μm 의 법랑질 소실을 보고한 바 있고, Pus 등⁷⁹⁾도 부식 분말과 러버컵을 이용한 산부식 전 법랑질의 치면 세마시에도 10.7 μm 의 법랑질이 제거되며 이후 30% 인산을 이용한 법랑질 부식 과정에서도 7 μm 의 법랑질이 제거된다고 하였다. 따라서 산부식 전 법랑질의 연마에 의해 실제 임상적 상황과 큰 차이가 발생한다고 생각되지 않으며 Legler 등⁴⁷⁾은 연마된 법랑질 표면에서 연마하지 않은 법랑질 표면보다 더 균일한 부식 양상을 얻을 수 있다고 보고하고 있다.

산부식군(A)과 Nd:YAG 레이저 조사군(B) 및 Er:YAG 레이저 조사군(C)의 전단 접착강도실험시, 24시간일 때 A군과 CV군의 전단접착강도는 유의차를 보이지 않았으나 ($P < 0.05$) 그 외에는 산부식군과 레이저조사군들 사이의 접착강도 간에 유의차가 존재하였는데($P < 0.01$), BIV, BII, BI이 가장 낮은 전단 접착강도를 보였고, CVI, CIV, CIII, CII가 비교적 높

은 전단접착강도를 보였으며 이는 Nd:YAG 레이저보다 Er:YAG 레이저 군에서의 전단접착강도가 더 크게 나타난 것을 의미한다. BI과 CIII, BII와 CIV, BIII와 CV, BIV와 CVI 간은 서로 같은 에너지 밀도를 가진 군 끼리의 조합인데 같은 에너지 밀도 하에서는 Er:YAG 레이저 조사군이 Nd:YAG 레이저 조사군보다 더 높은 접착강도를 보여 주었고($p < 0.01$) 같은 Nd:YAG 레이저 조사군에서는 BIII군 즉 150mj, 20pps 조사시 가장 높은 접착강도를 보였다. 이는 White 등¹⁰¹⁾이 Nd:YAG 레이저를 사용하여 70개의 제3대구치 법랑질을 사용한 전단 접착강도에서의 실험결과와 유사하나 이 실험은 주사전자현미경 관찰 및 산부식군과의 비교가 없었다. 또한 접착후 5일 후만 관찰한 것이므로 시간 경과에 따른 결과는 비교해 볼 수 없었으며 에너지가 증가할수록 접착강도가 비례적으로 증가한다는 결과와는 일치하지 않았다. Fraunhofer 등¹⁹⁾에 의한 주사전자현미경 관찰 없이 Nd:YAG 레이저를 사용하여 40개의 소구치 및 제3대구치를 사용한 1주일 후의 전단접착강도 실험결과는 3W군에서 가장 높은 전단접착강도를 보였는데 이는 본 실험과도 일치하는 결과이다. 비록 유의차는 없지만($p < 0.05$) BIV군 및 CVI군이 각각 BIII군 및 CV군보다 더 낮은 접착강도를 보였는데 이는 에너지 밀도가 증가함에 따라 비례적으로 접착 강도가 증가하지는 않는다는 것을 의미하며 이는 치아 법랑질 표면의 용해가 일어난 것이 아닌가 추정된다. 산부식군(A)과 Er:YAG 레이저 200mj 15pps 조사 즉 3W 처리군(CV)에서 유의차가 존재하지 않았는데 이는 Liberman 등⁵⁰⁾이 탄산가스 레이저를 사용한 실험에서 5W 레이저 처리군과 산부식 처리군 사이에 유의차가 없었다는 보고와 견주어 생각할 수 있다. Nd:YAG 레이저 처리군 중 BII, BIII, BIV 간에는 유의차 없었으며, Er:YAG 레이저 처리군 중 CII, CIII, CIV 간에는 유의차가 존재하지 않았다($p < 0.05$). (Table 4,5,6)

교정치료 중 구강내에서 발생할 수 있는 힘에 대해 Newman⁶⁸⁾은 최대 20kg/cm², 평균 9kg/cm² 정도로 그 힘은 각 치아에 분산되어 실제로는 더 약한 힘이라고 하였으며, Miura 등⁶⁰⁾은 구강내에서 생기는 전체 외력을 포함하면 최대 29kg/cm² 이라고 하였다. 본 실험에서의 A, B, C 모든 군에서의 평균치는 이 수치들을 상회하고 있으나 BI 군에서의 최소치에서 29kg/cm²보다 적은 시료가 존재하고 있으며 (Table 3), Reynold⁸³⁾가 제시한 평균 50kg/cm²에 대하여는 BI 및 BII 군에서 약간 낮은 평균 전단접착강도를 보였으나 나머지

군들에서는 위에서 언급된 힘을 넘고 있다. 교정용 브라켓 선택 기준에 있어 높은 접착강도가 가장 중요한 요인은 아니며 적절한 접착강도를 가지는 것이 필요하다. Joseph 등³⁷⁾은 화학 중합 접착제로 부착한 화학 결합 도재 브라켓의 탈락시 40%에서 법랑질 자체의 파절이 발생하였다고 하였으며, Schwartz⁸⁶⁾, Harris 등³¹⁾, Viazis 등⁹⁰⁾도 도재브라켓의 접착강도를 측정하는 과정에서 법랑질의 파절이 있었다고 보고하면서 브라켓 제거시 주의할 기울여야 한다고 하였다. 따라서 교정용 브라켓은 구강내에서 영구적으로 있는 것이 아니고 교정치료 후에는 제거하여야 하므로 필요 이상의 높은 접착강도를 가지는 것보다는 교정치료를 효율적으로 수행하면서 치료가 끝났을 때에는 쉽게 제거할 수 있어야 한다.

각 실험방법에서 시간 경과에 따른 진단접착강도의 차이는 유의한 경우가 CIV, CV, CVI 군이었으며, 나머지 군 A, BI, BII, BIII, BV, CI, CII, CIII 군은 시간에 따른 차이가 유의하지 않은 것으로 나타났다($P < 0.05$). CIV, CV, CVI 군은 시간경과에 따라 접착강도의 감소를 보였는데 이는 Miura 등⁶⁰⁾과 Moser 등⁶³⁾의 보고와 일치하나 30일 경과 후 접착강도가 증가하였다는 Cohl 등¹²⁾과는 상반된다. Reynold⁸²⁾는 시간경과 1개월까지는 약간씩 감소하나 6개월 후에는 오히려 증가한다고 하였으며, Mitchem 등⁵⁹⁾은 레진 종류에 따라 시간경과에 따른 접착강도 증감이 달라진다고 보고한 바 있다. 동일한 브라켓의 진단접착강도의 값이 변이를 보이는 이유는 각 치아 법랑질 표면의 차이, 접착제 내에 포함된 기포, 레이저 및 산부식 범위의 정도, 균일하지 못한 접착제의 두께, 측정 기구 조작 과정에서 생기는 오차 등에 의한 변이로 생각된다.

Nd:YAG 레이저 및 Er:YAG 레이저 처리군의 레이저 조사된 치면은 육안적으로는 불투명한 백반상(chalky white)을 보이며 주사전자현미경 관찰 소견으로 비조사 대조군은 정상적인 법랑질 표면에 많은 굴곡과 미세공과 반흔 및 주파선조(perikymata)를 보였다⁶⁾ (그림 4-1, 4-2). Silverstone 등^{88,89)}은 산부식시 법랑질 표면하 $10\mu\text{m}$ 에서는 법랑소주가 탈회되는 제1부식형과 법랑질 소주간질이 탈회되는 제2부식형 및 소주 및 소주간질이 모두 탈회되어 소주형태를 구별하기 어려운 제3부식형이 존재하며, 그 하방 $20\mu\text{m}$ 는 Qualitative porous zone, 또 그 하방 $20\mu\text{m}$ 는 Quantitative porous zone이라 하였는데, 산부식군 그림 5-1은 이제 1, 2, 3 부식형이 공존하는 것을 보여주며 그

림 5-2는 법랑질의 소주가 탈회되어 소주간질의 돌출을 보이는 제1부식형을 보여준다. Nd:YAG 레이저 조사군 중 BI 군은 법랑질이 융합된 모자이크 형태의 열구를 보여 주는데(그림 6-I-1, 6-I-2), Stern 등⁹⁴⁾도 탄산가스 레이저 조사시 이러한 융합 양상을 관찰한 바 있으며, 모자이크 형태의 열구 양상은 Nelson 등⁶⁶⁾이 탄산가스 레이저를 이용한 주사전자현미경 관찰소견과 유사하다. 이는 레이저 조사에 의한 열팽창과 연이은 수축에 의해 발생한 것으로 여겨진다. BII 및 BIII 군은 각각 수많은 작은 거품같은(bubble-like)³²⁾(그림 6-II-1, 6-II-2) 양상과 용암 같은(lava-like)^{11,96)}(그림 6-III-1, 6-III-2) 양상을 보여준다. 이러한 양상들이 치아에 레진 접착시 기계적 유지력을 제공하는 것으로 사료되며, Hess³²⁾는 이러한 표면 변화에 대해 치아 법랑질을 쉽고, 효율적으로 조절된 부식법이라고 보고한 바 있다. BIV 군은 법랑질 표면에 분화구(crater)같은^{23,51,66)} 양상을 보이고 소구체들(globules)의 출현으로 치면 용해가 나타난 것으로 생각된다 (그림 6-IV-1, 6-IV-2).

Er:YAG 레이저 조사군에서 CI 군은 법랑질 표면의 소주가 소주간질보다 탈회되어 소주간질이 돌출된 양상을 보이는 제1부식형과 유사한 소견을 보이는데 (그림 7-I-1, 7-I-2) 이는 Goodman과 Gwinnett²³⁾의 연구에서, 아르곤 레이저 조사시 나타난 결과와 유사한 양상을 보여주고 있다. CII 군은 법랑질 표면의 소주의 탈회가 더 증가되어 소주간질의 돌출 양상이 더 심화되었다. (그림 7-II-1, 7-II-2) CIII 군은 제3부식형을 보이기 시작하나 제1부식형 소견이 더 우세했으며(그림 7-III-1, 7-III-2), CIV 군은 법랑질 표면의 소주간질의 돌출 양상이 소실된 제3부식형과 제1부식형이 공존하는 양상을 보이며(그림 7-IV-1, 7-IV-2), CV 군은 제1부식형 소견보다 제3부식형 소견이 더 우세한 양상을 보였다 (그림 7-V-1, 7-V-2). CVI 군은 법랑질 표면에 미세한 구상의 입자들과 이들의 탈락양상을 보이며 이는 치아표면 용해가 일어난 것으로 생각되고(그림 7-VI-1, 7-VI-2), 일반적으로 Nd:YAG 레이저 및 Er:YAG 레이저 조사군들은 산부식군의 균일한 부식양상에 비해 불규칙적인 부식양상을 보였다³⁹⁾.

레이저를 치아에 조사하는 에너지 양은 레이저 종류와 조사목적, 대상, 동물, 실험 방법에 따라 차이가 많았는데, 레이저 조사에 따른 치수 반응의 실험 연구에서 Adrian 등²⁾은 개에게 루비 레이저를 조사하였을 때 $1880 \sim 2330 \text{ J/cm}^2$ 조사시 10°C 의 증가를 보고하

면서 2330J/cm² 을 치수 손상의 역치라고 하였다. Melcer 등⁵⁵⁾은 탄산가스 레이저를 사용한 원숭이 실험에서 1000J/cm²에서 치수에 부분적인 괴사가 시작됐으며 9000J/cm²에서 응고 괴사가 일어났다고 하였고, 온도증가가 58°C 이상일 때 치수에 영구적인 위해를 준다고 하였다. Melcer 등⁵⁴⁾은 원숭이에서 탄산가스 레이저 조사시 800J/cm² 이하인 경우는 0~2°C, 800~5305J/cm² 인 경우는 최대 7°C 까지의 치수 온도 증가를 보고한바 있으며, Powell 등⁷⁷⁾은 개에서 아르곤 레이저를 조사시 조직학적으로 치수 손상이 일어나는 역치는 600J/cm² 이라고 하였고 900J/cm²에서 6°F의 치수 온도 상승을 보고하였다. Lenz 등¹⁷⁾은 Nd:YAG 레이저를 원숭이에게 20~120J/cm² 을 조사한 실험에서 치수 손상은 전혀 없었다고 보고하였다. 본 실험은 펄스형 Nd:YAG 레이저군은 공기냉각하에서 40~160J/cm², Er:YAG 레이저군은 물냉각하에서 12~160J/cm²로 시행되어 치수위해 효과는 거의 없을 것이라고 사료된다.

1955년 Buonocore⁹⁾가 법랑질을 85% 인산으로 산부식시킨 경우 아크릴레진과의 접착력이 증가함을 보고한 이래 브라켓 직접접착시 산부식에 의한 접착이 널리 사용되고 있으며 조와 Hobo¹¹²⁾는 산부식이란 85% 인산을 사용하여 법랑질을 10 μ m 깊이로 부식시켜 잔존 법랑질에 법랑질 소주 끝부분을 선택적으로 녹여 내는 것으로, 이때 25~75 μ m 깊이의 다공성 표면이 만들어지고 이 다공성 표면은 많은 미세통로로 이루어져 있으므로 이 미세통로로 미충전레진(unfilled resin)이 흘러들어가 강력한 미세 기계적 결합력을 나타내는 것이라고 하였다. 부식깊이는 산의 농도 및 부식시간에 따라 다양한 결과를 보이는데 1990년 Legler⁴⁸⁾ 등은 37% 인산 60초 적용시는 27.1 μ m, 5% 인산 15초 적용시는 3.5 μ m의 부식 깊이를 보고하였다. Retief⁸¹⁾는 10%에서 85% 인산 60초 적용시 0.8~15 μ m를, Shey⁸⁷⁾는 16.6 ~ 29.5 μ m를, Silver stone⁸⁸⁾은 20% 인산으로 부식한 경우 부식깊이 14 μ m와 조직적변화깊이 20 μ m로 총 34 μ m의 법랑질이 영향받는다고 하였다. Pus 등⁷⁹⁾은 부석분말과 러버컵을 이용한 산부식 전 법랑질의 치면 세마시에도 10.7 μ m의 법랑질이 제거되며 30% 인산을 이용한 법랑질 부식과정에서도 7 μ m의 법랑질이 제거된다고 하였고, Thompson 등⁹⁵⁾은 치면세마시 러버컵에 의해 6.9 μ m, 브러쉬에 의해서는 14.38 μ m, 산부식과 연마 및 교정용 접착레진으로 충전레진을 사용한 경우는 71.5 μ m, 산부식과 연마 및 미충전레진을 사용한 경우는 45.4 μ m의 법랑질 손실을 볼

수 있었다고 보고하였다. 이러한 산부식에 의한 법랑질 손실에 대해 Miura 등^{61,111)}은 전자현미경 연구에서 영구적이 아니며 10~20 μ m 정도의 부식은 일주일 정도의 양치질이나 부석분말과 러버컵으로 10초 정도 연마하는 정도에 의해 회복 가능한 것이라고 하였다. 레이저 부식에 관하여 Goodman 등²³⁾은 아르곤 레이저로 300J/cm², Liberman 등⁵⁰⁾은 탄산가스레이저로 25~75J/cm², Fraunhofer 등¹⁹⁾은 Nd:YAG 레이저로 80mj, 1W, 2W, 3W, Keller 등³⁹⁾은 Er:YAG 레이저 2W, 20W를 사용하여 부식을 시도하였다. Adrian 등²⁾은 루비 레이저 2100J/cm² 적용시 법랑질에 인지할 수 있는 손상은 없다고 하였고, Lin 등⁵¹⁾은 펄스형 Nd:YAG 레이저 2W, 240Joule 적용시 형성되는 분화구(crater)의 폭은 0.9~1.42 μ m라 하면서 이는 0.2~1 μ m의 간상균(bacilli)이나 0.4~2 μ m의 구균(cocci) 정도의 크기라 하였다. Nelson⁶⁶⁾은 파장이 9.32, 9.57, 10.27, 10.59 μ m의 적외선 레이저 50J/cm² 적용시 부식깊이는 5 μ m 이하였으며 최고 10~20 μ m을 초과하지 않았다고 보고하였다. Launay 등⁴⁶⁾은 Nd:YAG 레이저 190~2228J/cm² 적용시 수산화인회석(hydroxyapatite)의 용해는 일어나지 않았다고 하였고, 아르곤 레이저 381~7632J/cm² 적용시 육안적으로 법랑질에 변화는 없었고, 탄산가스 레이저는 250J/cm² 이상에서 용해가 시작된다고 하였다. Nuss 등⁶⁹⁾은 Er:YAG 레이저 8~102J/cm² 적용시 부식깊이는 10~15 μ m라 하였으며, Boehm 과 Lenz¹⁷⁾등은 탄산가스 레이저 9~120J/cm² 적용시 법랑질 표면 용해는 거의 일어나지 않으나 1000~10000J/cm²에서는 용해가 일어난다고 하였다. Oho 등⁷¹⁾은 아르곤 레이저 67~160J/cm² 적용시 40~50 μ m의 부식깊이를 보고하였고, 이외에도 레이저 조사시 법랑질 표면에 육안적으로 용해를 보이지 않는다는 보고들^{20,52,77,90,104)}이 많으나 레이저 종류 및 조사 에너지에 따라 여러 이견^{41,106)}이 있으며 이에 대해 좀 더 많은 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

본연구에서는 Nd:YAG 및 Er:YAG 레이저를 치면에 조사하여 브라켓 직접 접착시의 전단접착강도 측정과 주사전자현미경 소견을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Nd:YAG 레이저 및 Er:YAG 레이저의 각 조사량에 따른 전단접착강도의 평균 및 표준편차를 얻었

- 다.
2. 같은 에너지 밀도를 조사한 경우 Er:YAG 레이저 조사군의 전단 접착강도가 Nd:YAG 레이저 조사군보다 높았다.
 3. Nd:YAG 레이저조사군에서는 150mj 20pps, Er:YAG 레이저 조사군에서는 200mj 15pps에서 가장 높은 전단접착강도를 보였다.
 4. 전단접착강도 및 주사전자현미경 관찰결과 브라켓 접착시 Nd:YAG 레이저 조사군에서는 150mj 20pps, Er:YAG 레이저 조사군에서는 60mj 10pps 조사가 적합하다고 인정되었다.

참 고 문 헌

1. Abt E, Wigdor H, Lobraico R, Carlson B, Harris D. Removal of benign intraoral masses using the CO₂ laser. J. Am Dent Assoc 1987; 115: 729-731.
2. Adrian JC, Bernier JL, Sprague WG. Laser and the dental pulp. J. Am Dent Assoc 1971; 83: 113-117.
3. Adrian JC, Gross A. A new method of Sterilization : The carbon dioxide laser. J. Oral Path 1979; 8: 60-61.
4. Alfano RR, Yao SS. Human teeth with and without dental caries studied by visible luminescent spectroscopy. J. Dent Res 1981; 60: 120-122.
5. Baab DA, Oberg PA, Holloway GA. Gingival blood flow measured with a laser Doppler flowmeter. J. Periodont Res 1986; 21: 73-85.
6. Bhaskar SN. Orban's oral histology and embryology, Ninth edition. CV Mosby, 1980: 46-75.
7. Blankenau RJ, Powell GL, Kelsey WP, Barkmeier WW. Post polymerization strength values of an Argon laser cured resin. Lasers surg med 1991; 11: 471-474.
8. Bryant S, Retief DH, Bradley EL, Denys FR. The effect of topical fluoride treatment on enamel fluoride uptake and the tensile bond strength of an orthodontic bonding resin. Am J. Orthod 1985; 87: 294-302.
9. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J. Dent Res 1955; 43: 849-853
10. Carroll JM. The story of the laser. E.P. Dutton Co., Inc. 1992.
11. Cobb CM, Mc Cawley TK, Killoy WJ. Effects of Nd:YAG laser use on root surface: in vivo. J. Dent Res 1992; 71: 299.
12. Cohl ME, Green LJ, Eick JD. Bonding of clear plastic orthodontic brackets using an ultra violet-sensitive adhesive. 1972; 62: 400-411.
13. Dederich DN, Zakariasen KA, Tulip J. Scanning electron microscope analysis of canal wall dentin following Nd:YAG laser irradiation. J. Endodontics 1984; 10: 428-431.
14. Dederich DN. Laser /tissue interaction. J. Am Dent Assoc 1993; 124 : 57-61.
15. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J. Am Dent Assoc 1988; 117: 715-720.
16. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. Am J. Orthod 1985; 87: 508-512.
17. Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth and their probable effects on solubility. Calif Tissue Int 1986; 38: 197-208.
18. Frame JW, Gupta AR, Dalton GA, Rhys Evans PH. Use of carbon dioxide laser in the management of premalignant lesions of the oral mucosa. J. Laryngology and Otology 1984; 98 : 1251-1260.
19. Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Ortho 1993; 63: 73-76.
20. Goldman HM, Ruben MP, Sherman D. The application of laser spectroscopy for the qualitative and quantitative analysis of the inorganic components of calcified tissues. Oral Surg 1965; 17: 102-103.
21. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Golman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. J. Am Dent Assoc 1965; 70: 601-606.
22. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of laser on the dental caries. Nature 1964; 203: 417-418.
23. Goodman BD, Gwinnett AJ. A comparison of laser and acid etched human enamel using scanning electron microscopy. Archs Oral Biol 1977; 22: 215-220.
24. 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 1977; 56: 1201-1207.
25. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses, An initial report. J. Prosthet Dent 1970; 24: 472-476.
26. Gordon TE. Some effects of laser impacts on extracted teeth. J. Dent Res 1966; 45: 372-375.
27. Goultchin J, Gazit D, Bichacho N. Changes in teeth and gingiva of dogs following laser surgery. Lasers Surg Med 1988; 8: 402-408.
28. Green HA, Margolis R, Boll J, Kochevar IE, Parrish JA. Unsheduled DNA synthesis in human skin after in vitro ultraviolet-excimer laser ablation. J. Invest Dermatol 1987; 89: 201-204.
29. Gwinnett AJ. A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. Am J. Orthod Dentofac Orthop 1988; 93: 346-348.
30. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Archs oral Biol 1971; 16: 731-738.
31. Harris AMP, Joseph VP, Rossouw E. Comparison of shear bond strengths of odontic resin to ceramic and metal brackets. J. Clin Orthod 1990; 24: 725-728.
32. Hess JA. Scanning electron microscopic study of laser-

- induced morphologic changes. of coated enamel surface. *Lasers Surg Med* 1990; 10: 458-462.
33. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances : I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 338-344.
 34. Ingram GS. The role of carbonate in dental mineral. *Caries Res* 1973; 7: 217-230.
 35. Jassem HA, Retief DH, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J. Orthod* 1981; 79: 661-668.
 36. Johnson WT, Hembree JH, Weber FN. Shear strength of orthodontic direct bonding adhesive. *Am J. Orthod* 1976; 70: 559-566.
 37. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J. Orthod Dentofac Orthop* 1990; 97: 121-125.
 38. Kaufmann R, Hibst R. Pulsed Er:YAG and 308nm UV-Excimer laser: An in vitro and in vivo study of skin-ablative effects. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 132-140.
 39. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances : II. Light Microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989; 9:345-351.
 40. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavell WT. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers surg med* 1989; 9: 623-627.
 41. Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM, De Ment J. Laser induced microperforation in teeth sections. *J. Dent Res* 1966; 45: 199-203.
 42. Kinersly T, Jarabak P, Phatak NM, DeMent J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J. Am Dent Assoc* 1965; 70: 593-561.
 43. Koslin MG, Martin JC. The use of holium laser for temporomandibular joint arthroscopic surgery. *J. Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 122-123.
 44. Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural, and phase changes in vitro laser-irradiated human tooth enamel. *Calif Tissue Int* 1984; 36: 361-369.
 45. Kutsch VK. Lasers in dentistry : Comparing wavelengths. *J. Am Dent Assoc* 1993; 124: 49-54.
 46. Launay Y, Mordon S, Cornil A, Brunetaud JM, Moschetto Y. Thermal effects of lasers on dental tissue. *Lasers Surg Med* 1987; 7: 473-477.
 47. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. *Am J. Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 485-492.
 48. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch : An in vitro study. 1990; 98:154-160.
 49. Levy G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam - a comparative study. *J. Endodontics* 1992; 18: 123-127.
 50. Liberman R, Segal TH, Nordenberg D. Adhesion of composite materials to enamel : Comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 323-327.
 51. Lin PP, Ladner JR, Mitchell JC, Little LA, Rorton JE. The effect of a pulsed Nd:YAG laser on periodontally - diseased root surface. *J. Dent Res* 1992; 71: 299.
 52. Lobene RR, Bhussary BR, Fine S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J. Dent Res* 1968; 47: 311-317.
 53. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby Masers. *Nature* 1960; 187: 493-494.
 54. Melcer J, Chaumette M, Melcer F, Zeboulon S, Hasson R, Merard R. Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on the dental pulp of the Macaca mulatta primate and the beagle dog. *J. Endodont* 1985; 2: 1-5.
 55. Melcer J, Chaumette M, Melcer F. Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. *Lasers Surg Med* 1987; 7: 347-352.
 56. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F. Treatment of dental decay by CO₂ laser beam. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 311-321.
 57. Mester E, Spiry T, Szende B, Tota JG. Effect of laser rays on wound healing. *Am J. Surg* 1971; 122: 532-535.
 58. Miller M, Trube T. Lasers in dentistry : an overview. *J. Am Dent Assoc* 1993;124:32-35
 59. Mitchem JC, Turner LR. The retentive strengths of acid-etched retained resin. *J. Am Dent Assoc* 1974, 89: 1107-1110.
 60. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J. Orthod* 1971; 59:350-361.
 61. Miura F. Direct bonding of plastic brackets. *J. Clin Ortho* 1972; 6: 446-454.
 62. Morlock BJ, Pippin DJ, Cobb CM, Killoy WJ, Rapley JW. The effect of Nd:YAG laser exposure on root surfaces when used as an adjunct to root planning: an in vitro study. *J. Periodontol* 1992; 63: 637-641.
 63. Moser JB, Marshall GW, Green FP. Direct bonding of polycarbonate orthodontic brackets : An in vitro study. *Am J. Orthod* 1979; 75: 78-85.
 64. Myer TD, William D, Myers WD. The use of laser for debridment of incipient caries. *J. Pros Dent* 1985; 53: 776-779.
 65. Neev J, Stabholtz A, Liaw LL, Torabinejad M, Fujishige JT. Scanning electron microscopy and thermal characteristics of dentin ablated by a short pulsed XeCl excimer laser. *Lasers Surg Med* 1993; 13: 353-362.
 66. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology, and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radi-

- ation. *Caries Res* 1987; 21: 411-426.
67. Newman GV, Facq JM. The effects of adhesive systems on tooth surfaces. *Am J.Orthod* 1971; 59: 67-75.
 68. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachment : progress report. *Am J. orthod* 1965; 51: 901-912.
 69. Nuss RC, Fabian RL, Sarkar R, Puliafito CA. Infred laser bone ablation. *Lasers Surg Med* 1988; 8: 381-391.
 70. O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Light cured direct bonding - is it necessary to use a primer ? *Eur J. Orthod* 1991; 13: 22-26.
 71. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res* 1990; 24: 86-92.
 72. Peck S, Peck H. Laser radiation - some specific dental effects and evaluation of its potential in dentistry. *J. Pros Dent* 1967; 17: 195-203.
 73. Pick RM, Pecaro BC, Siberman CJ. The laser gingivectomy. *J. Periodontol* 1985; 56: 492-494.
 74. Pick RM, Pecaro BC. Use of CO₂ laser in soft tissue dental surgery. *Laser Surg Med* 1987; 7: 207-213.
 75. Pick RM. Using Lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 37-47.
 76. Pini R, Salimbeni R, Vannini M, Barone R, Clauser C. Laser dentistry - a new application of excimer laser in root canal therapy. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 352-357.
 77. Powell GL, Morton TH, Whisenant BK. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med* 1993; 13: 548-552.
 78. Powell GL, Whisenant BK. Comparision of three lasers for dental instrument sterilization. *Lasers Surg Med* 1991; 11:69-71.
 79. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resms using various clean up techniques. *Am J. orthod* 1980; 77: 269-283.
 80. Retief DH. The mechanical bond. *Int Dent J.* 1978; 28: 18-27.
 81. Retief DH. The use of 50 percent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: a rational approach. *Am J. Orthod* 1975; 68: 165-178.
 82. Reynolds IR, Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic brackets-a comparative study of adhesives. *Bri J. Orthod* 1976; 3: 143-146.
 83. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J. Orthod* 1975; 2: 171-178.
 84. Rochkind S, Rousso M, Nissan M, Villarreal M, Barr-Nea L. Systemic effect of low-power laser irradiation on the peripheral and central nervous system, cutaneous wounds, and burns. *Lasers surg med* 1989; 9: 174-182.
 85. Ryden H, Bjelkhagen H, Soder PO. The use of laser beams for measuring tooth mobility and movements. *J. Periodontol* 1975; 46: 421-425.
 86. Schwartz ML. Ceramic Brackets. *J. Clin Orthod* 1988; 22: 82-88.
 87. Shey Z, Brandt S. Enamel loss due to acid treatment for bonding. *J. Clin Orthod* 1982; 16:338-340.
 88. Silverstone LM. Fissure sealants : Laboratory studies. *Caries Res* 1974; 8: 2-26.
 89. Silverstone LM. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by SEM. *Caries Res* 1975; 9: 973-987.
 90. Stern RH, Renger HL, Howell FV. Laser effects on vital dental pulps. *Br Dent J.* 1969; 127: 26-28.
 91. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissue. *J. Dent Res* 1964; 43: 873.
 92. Stern RH, Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. *J. Am Dent Assoc* 1972; 85: 1087-1090.
 93. Stern RH, Songnaes RF, Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J. Am Dent Assoc* 1966; 73: 838-843.
 94. Stern RH, Vall JA, Sognnaes RF. Lased enamel: Ultrastructural observation of pulsed carbon dioxide laser effect. *J.Dent Res* 1972; 51: 455-460.
 95. Thompson RE, Way DC. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding / debonding of orthodontic attachments. 1981; 79: 282-295.
 96. Trylovich DJ, Cobb CM, Pippin DJ, Spencer P, Killoy WJ. The effect of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin - treated root surface. *J. Peri-odontol* 1992; 63: 626-632.
 97. Tuffin JR, Carruth JAS. The carbon dioxide surgical laser. *Brit Dent J.* 1980; 149: 255-258.
 98. Varner RE, Jarabak JP, Phatak NM, Kinersly T. Effect of different colored stains on laser microbeam impact sites on tooth enamel. *J. Dent Res* 1967; 46: 756-760.
 99. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J. Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98:214-221.
 100. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL. Argon laser irradiation in root surface caries. *J. Am Dent Assoc* 1994; 125: 401-407.
 101. White JM, Goodis HE, Asbill SR, Watanabe LG. Orthodontic bracket bond strength to Nd:YAG laser etched enamel. *J. Dent Res* 1991; 70: 297.
 102. White JM, Goodis HE, Guymon G, Archer A. Thermal penetration during pulsed fiber optic Nd:YAG laser excision of tongue. *J. Dent Res(IADR abst)* 1993; 72: 339.
 103. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers surg Med* 1991; 11: 455-461.
 104. White JM, Goodis HE, Balcom KE, Chavez EM, Adame S. Thermal effects in teeth and bone from laser and electrocautery. *J.Dent Res* 1992;71:221
 105. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT. The effect of Lasers

- on dental hard tissues. J. Am Dent Assoc 1993; 124: 65-70.
106. Winkler. S, Patrignai AM, Carter MJ, Hill RM, Miller WA. Laser etching of human enamel. IADR Abstract 331, 1976.
107. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. J. Dent Res 1980; 59: 2171-2177.
108. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. J. Dent Res 1980; 59: 137.
109. Zakariassen KL. Shedding new light on Lasers. J Am Dent Assoc 1993; 124: 30-35.
110. Zhou YC. An advanced clinical trial with laser acupuncture anesthesia for minor operations in the oro-maxillary region. Lasers Surg Med 1984; 4: 297-303.
111. 양원식. Direct bonding system에 대하여. 대치교정지 1971; 2: 53-59.
112. 조영환, Hobo S. 심미접착치과학: 범랑질접착. 군자출판사, 1993: 27-38.

- ABSTRACT -

ORTHODONTIC BRACKET SHEAR BOND STRENGTH TO Nd:YAG LASER AND Er:YAG LASER IRRADIATED ENAMEL

Seung-Hoon Choi, D.D.S., M.S.D., Won-Sik Yang, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of the Nd:YAG laser and the Er:YAG laser on etching enamel for direct bonding of orthodontic bracket. The advantages of laser etching rather than conventional acid etching are to reduce the subsurface demineralization rate, to inhibit the spillage of acid onto uninvolved areas of enamel, and to save the clinical manipulation time involving drying, washing and drying again. 189 freshly extracted human premolars were prepared for this research. 165 out of them were divided into 11 groups of 15 teeth. One group was acid etching and the rest groups were irradiated with Nd:YAG laser by four different energy levels(100mj 10pps, 100mj 20pps, 150mj 20pps, 200mj 20pps) and with Er:YAG laser by six different energy levels(60mj 5pps, 60mj 10pps, 100mj 10pps, 200mj 10pps, 200mj 15pps, 400mj 10pps).

Shear bond strength was tested with Instron after 24 hours, one week, and three weeks. Twenty-four out of 189 teeth were divided into twelve groups ; untreated control, acid etching, and ten laser irradiation subgroups. And the ultrastructural enamel surfaces of each group were observed with scanning electron microscope.

The results were as follows;

1. The means and the standard deviations of shear bond strength of Nd:YAG and Er:YAG laser irradiation by different energy levels were obtained.
2. Shear bond strengths of Er:YAG laser irradiation groups were higher than those of Nd:YAG laser irradiation groups at the identical energy level.
3. Maximum bond strengths was achieved at the energy of 150mj, 20pps in Nd:YAG laser irradiation groups or 60mj, 10pps in Er:YAG laser irradiation groups.
4. It was acceptable for direct bonding to irradiate 150mj 20pps with Nd:YAG laser or to irradiate 60mj 10pps with Er:YAG laser considering the results of shear bond strength tests and SEM observation.

KOREA. J. ORTHOD. 1997 ; 27 : 141-155

※ **Key words** : Nd YAG LASER, Er YAG LASER, SHEAR BOND STRENGTH