

Nd : YAG 레이저가 상아질 및 도재와 복합레진간의 결합강도에 미치는 영향

전남대학교 치과대학 보철학교실

우금진 · 양홍서

I 서 론

루비 레이저를 1960년 Maiman이 최초로 사용한 이래 원적외선으로부터 가시광선, 자외선에 이르는 광범위한 파장의 영역에서 여러 종류의 레이저들이 개발되어 자연과학 및 공학분야에서 다양하게 응용되고 있다. 레이저 광선의 특성은 가간섭성, 단색성, 지향성, 고휘도 등으로 치아에 조사할 경우 그 에너지의 일부는 '반사하고' 나머지는 치아에 흡수되어 열로 변하게 되며 이 에너지에 의해 치질의 변화가 생기게 된다¹⁾.

루비 레이저를 이용하여 우식치질을 제거한 이후 치의학 분야에 레이저를 이용하려는 많은 시도가 행해졌으며 현재 CO₂ 레이저, Nd : YAG 레이저, Er : YAG 레이저 등이 임상에 사용되고 있다²⁻⁶⁾.

치의학에서 레이저의 주된 사용영역은 연조직 수술, 근관치료, 충치제거, 법랑질과 상아질의 표면처리, 과민성 상아질의 치료 등이며⁷⁾, 레이저를 치아에 조사하는 경우 치아의 내산성이 증가하여 우식방지에 사용할 수 있다⁶⁻⁸⁾. 레이저를 치아에 조사하면 조사된 부위의 법랑질이나 상아질의 표면이 응용되고 분화구 모양의 구멍이 발생하며, 상아세관이 막히는 것을 볼 수 있다^{1-4, 9-11)}. White 등¹²⁾, Hess 등⁴⁾, See-kamp 등¹³⁾은 레이저 부식시 일반적인 산부식

보다 표면 거칠기가 증가한다고 보고하였으나, Myaki 등¹⁴⁾, Von Fraunhofer 등¹⁵⁾은 산부식을 할 때 표면이 더 거칠고 복합레진과의 결합강도도 더 높았다고 하였다. 국내에서는 전¹⁶⁾이 치아경조직에 미치는 영향에 대하여, 김 등¹⁷⁾이 치수강내 온도변화에 미치는 영향에 대하여, 또 이 등¹⁸⁾이 레이저의 치과 보존치료 응용에 대하여 발표한 바있다.

현재 복합레진과의 결합이나 우식에 대한 예방 차원에서의 레이저의 이용에 대해 많은 연구가 행해지고 있다^{4, 6, 12, 14, 15)}. 이들 분야는 많은 치과 환자들에게 이용될 수 있는 분야이지만 치수에 해가 미치지 않아야만 한다는 점에서 논란의 대상이 되고 있으며¹⁹⁾ 임상적 응용이 아직 보편화되지 못하고 있다. 현재 법랑질에 대한 레이저 부식의 효과와 접착강도 등에 대해서는 비교적 많은 연구가 이루어지고 있지만, 상아질과 파절된 도재면에서의 레이저 부식의 효과와 복합레진과의 결합강도에 대한 연구는 미미한 실정이다. 이에 본 연구는 발견된 자 연치와 도재 시편에 Nd : YAG 레이저를 조사하여 표면 변화를 관찰하고, 복합레진을 접착시켜 파절 인장강도를 측정함으로써 Nd : YAG 레이저가 결합강도에 미치는 영향을 알아 보기 위해 시행되었다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구 재료

본 연구에서 사용한 재료로 상아질 시편은 발거된 소구치를 사용하였고 도재는 B1 색조의 Ceramco II® body porcelain (Ceramco, Inc., U.S.A)을, 레진은 B1 색조의 Bis-fill® (Bisco, Inc, U.S.A)을 사용하였다.

나. 연구 방법

1. 실험군의 분류

상아질 시편의 경우 처리를 하지 않은 대조군을 D1군, 10% 인산겔로 15초간 부식한 군을 D2군, 1W, 20PPS의 레이저 부식을 15초간 시행한 군을 D3군, 2W, 20PPS 레이저 부식을 15초간 시행한 군을 D4군으로 분류하였다.

도재 시편의 경우 001/014 diamond bur (Horico Co., Germany)를 이용하여 표면을 거칠게 한 군을 P1군, 8% 불산겔로 3분간 부식한 군을 P2군, 2W, 20PPS의 레이저 부식을 15초간 시행한 군을 P3군, 3W, 20PPS의 레이저 부식을 15초간 시행한 군을 P4군으로 분류하였다 (Table 1). 레이저는 pulsed Nd : YAG 레이저 (SUN lase mater®, SUNRISE technologies, U.S.A)를 접촉양식으로 사용하였다.

2. 시편 제작

1) 상아질 시편 제작

치아 우식증이 없는 80개의 건전한 제 1소

구치를 4°C의 증류수에 보관한 후 절단기(Hanau Co., U.S.A)를 이용하여 교두에서 3mm씩 삭제하여 상아질의 노출되도록 한 후 교정용 레진(Orthodontic Resin®, Dentsply International Inc., U.S.A)에 매몰하였으며, 이 과정 중에 오염을 피하기 위해 상아질 표면은 투명 테이프(3M Co., U.S.A)으로 보호하였다. 각 시편의 상아질 표면은 수주하에서 220, 400, 800, 1000 grit의 사포(Daesung abrasive, Korea)로 연마하고 치면 세마 후 건조시켰다. 치아를 한 군당 20개씩 4군으로 분류하였다. 표면처리는 4mm×4mm 부위에 시행하였다. 레이저 조사 시에는 흡광제로 검정색 잉크 (Pilot, Korea)를 사용하였다.

2) 도재 시편 제작

80개의 도재시편을 제작하기 위해 laminate용 매몰재(Laminavest®, Shofu, Japan)를 이용하여 die를 제작하였다. 각 die는 24시간씩 건조시킨 후 도재 소성로(HIGH BAEK-II®, Jae myung Co., Korea)에서 degassing한 후 rubber mold안에 위치시키고, Ceramco II B1 body porcelain을 3층으로 나누어 축성하였다. 각 층은 균일한 응축을 위해 mechanical condenser인 Ceramosonic® (Shofu, Japan)을 이용하여 균일한 진동을 가하였다. 축성된 도재는 mold에서 제거하고 도재 소성로에서 소성, 활택하였다. 활택된 도재 시편은 직경이 1cm, 두께가 5mm가 되도록 조정하였으며 그 후 과정은 상아질 시편과 동일하게 처리하였다.

Table 1. Experimental groups

Group	Surface tested	Surface treatment
D1	Dentin	No treatment
D2	Dentin	10% H ₃ PO ₄ acid etching
D3	Dentin	1W, 20 PPS laser etching
D4	Dentin	2W, 20 PPS laser etching
P1	Porcelain	Diamond roughening
P2	Porcelain	8% HF acid etching
P3	Porcelain	2W, 20 PPS laser etching
P4	Porcelain	3W, 20 PPS laser etching

3) 복합레진의 축성

표면처리된 시편에 접착제로 All-bond II® (Bisco, Inc., U.S.A)를 사용하였다. primer A, B를 혼합하여 6번씩 도포한 후 건조시키고, bonding resin을 한 번 도포한 후 20초간 광중합하였다. 복합레진을 직경 3mm, 높이 3mm로 하여 표면에 축성하였는데, 1mm정도 높이로 축성 후 광중합기(Curing Unit XL 1000®, 3M Dental products, U.S.A)를 사용하여 20초간 광중합하고, 나머지 부분을 축성하여 40초간 광중합하였다.

3. 접착강도 측정

모든 시편을 완성한 후, 각 군의 20개 시편 중 10개는 접착강도 측정 전 24시간 동안 37°C 수중에서 보관하고, 나머지 10개는 5°C와 55°C의 수조속에서 20초 간격으로 1000회 thermocycling을 시행하였다. 시편은 만능물성시험기(Universal testing machine, Shermocycling을 시행하였다. 시편은 만능물성시험기(Universal testing machine, Shidadzu, AGS-100A, Japan)에서 분당 3mm의 crosshead speed로 복합레진과 시편이 파절될 때의 인장강도를 측정하였다(Fig.1).

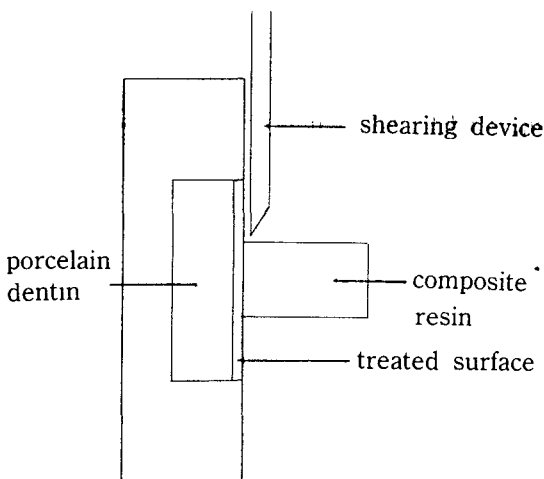


Fig. 1. Schematic drawing of specimen in testing apparatus.

4. 주사 전자 현미경 관찰

시편은 표면 처리한 후와 접착강도 측정 후 파절된 시편의 표면을 주사 전자 현미경(JSM-5400®, JEOL, Japan)을 이용하여 1,000배로 관찰하였다.

5. 통계 처리

이상의 계측된 수치에 대하여 SAS program을 이용하여 통계 처리를 하였다. 모든 계측 항목에 대해 평균값 및 표준편차를 구했으며 unpaired t-test를 시행하였고, 각 군간의 비교 분석은 ANOVA(Analysis of variance)와 Duncan 다중 비교 검정으로 처리하였다.

III. 연구결과

1. 상아질과 레진간의 접착강도

37°C 수중에서 1일간 보관한 경우 D1군은 11.52±3.03 MPa, D2군은 16.18±3.96 MPa, D3군은 12.51±2.97 MPa, D4군은 14.18±3.77 MPa를 나타내어 D2군이 가장 높은 접착강도를 나타냈으며 D2군과 D1, D3군 간에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P<0.05).

5°C와 55°C의 수조속에서 1000회 thermocycling을 한 경우 D1군은 7.80±2.43 MPa, D2군은 10.82±2.82 MPa, D3군은 8.37±2.80 MPa, D4군은 9.22±2.72 MPa를 나타내어 접착강도는 D2, D4, D3, D1군의 순서로 나타났다(Table 3). Thermocycling 전후의 상아질과 레진간의 접착강도는 unpaired t 검정으로 비교한 결과 모든 군에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P<0.01) (Table 2, Fig.2).

2. 도재와 레진간의 접착강도

37°C에서 1일간 보관한 군의 경우 P1군은 16.93±4.12 MPa, P2군은 17.08±3.30 MPa, P3군은 13.07±3.2 MPa, P4군은 15.19±3.02 MPa를 나타내어 일반적으로 방법을 사용한 P1, P2군이 레이저 부식을 시행한 P3군보다 높았다(P<0.05).

Table 2. Shear bond strength between Dentin and resin (MPa)

	37°C, 1day in water		Thermocycling		P
	MEAN	S. D.	MEAN	S. D.	
D 1	11.52	3.05	7.80	2.43	0.008**
D 2	16.18	3.86	10.82	2.82	0.003**
D 3	12.51	2.97	8.37	2.80	0.005**
D 4	14.18	3.77	9.22	2.72	0.004**

* : significant at $P < 0.05$, ** : significant at $P < 0.01$

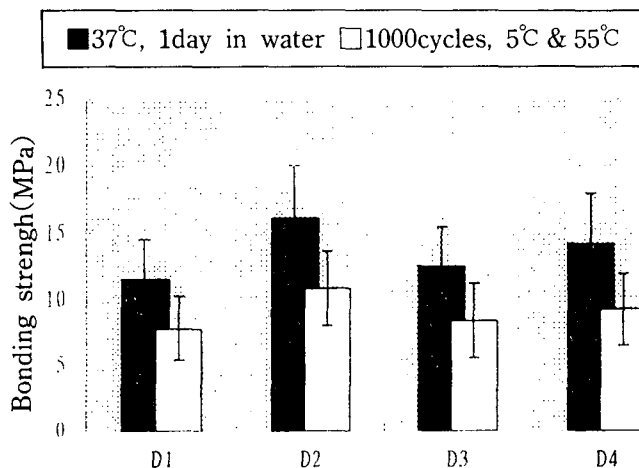


Fig. 2. Diagram showing bond strength values.

Table 3. Duncan's Multiple Range test for bond strength (MPa) variations

	MEAN	Duncan's grouping	ANOVA	
			F value	P
37°C, 1 day in water				
D 2	16.18	A	3.52	0.025*
D 4	14.18	A B		
D 3	12.51	B		
D 1	11.52	B		
Thermocycling				
D 2	10.82	A	2.39	0.085
D 4	9.22	A B		
D 3	8.37	A B		
D 1	7.80	B		

* : significant at $P < 0.05$, ** : significant at $P < 0.01$

5°C와 55°C의 수조속에서 1000회 thermocycling을 한 경우 P1군은 12.37±2.70 MPa, P2군은 13.08±3.27 MPa, P3군은 9.76±2.76 MPa, P4군은 11.26±2.61 MPa를 나타내어 접착강도는 P2, P1, P4, P3군의 순서로 나타났다 (Table 5). Thermocycling 전후의 도재와 레진간의 접착강도는 unpaired t 검정으로 비교한 결과 모든 군에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P<0.05) (Table 4, Fig.3).

3. 주사 전자 현미경 관찰

1) 상아질 시편

대조군인 D1군에서는 상아세관을 볼 수 있으며, 인산 부식 처리를 한 D2군에서는 상아세관이 일부 막혀있고 미세소공(micropore)이 균일한 양상을 나타낸다(Figs.4,5). 레이저 부식을 시행한 경우에는 bubble-like inclusion이

나타났으나, 그 양상이 산부식한 군과는 달리 규칙적이지 않으며 D4군에서 D3군보다 많은 미세소공을 관찰할 수 있었다(Figs.6,7).

레진접착 후 파절된 시편의 경우 D1군은 상아질면에서의 adhesive한 파절을 볼 수 있으며 레진 파편이 소량 존재하였고 D2군에서는 산부식에 의해 생긴 미세소공에 레진 잔존물이 결합되어 있었다(Figs.4,5). D3군은 상아질과 레진이 깨끗하게 파절되어 파절면내의 레진 잔존물은 관찰되지 않았으며, D4군에서는 D2군과 유사하게 cohesive한 파절양상을 보였다 (Figs.6,7).

2) 도재 시편

Diamond-roughening된 도재면은 bur의 진행 방향에 따라 거칠어진 면을 볼 수 있으며, 산부식된 P2군의 경우 균일한 미세소공과 전반적으로 거칠어진 면이 나타났다(Figs.8,9). 레

Table 4. Shear bond strength between Porcelain and resin (MPa)

	37°C, 1day in water		Thermocycling		
	MEAN	S. D.	MEAN	S. D.	P
P 1	16.93	4.12	12.37	2.70	0.010**
P 2	17.08	3.30	13.08	3.27	0.014*
P 3	13.07	3.22	9.76	2.76	0.024*
P 4	15.19	3.02	11.26	2.61	0.006**

* : significant at P<0.05, ** : significant at P<0.01

Table 5. Duncan's Multiple Range test for bond strength (MPa) variations

	MEAN	Duncan's grouping	ANOVA		
			F value	P	
37°C, 1 day in water					
	P 2	17.08	A	2.96	0.045*
	P 1	16.93	A		
	P 4	15.19	A B		
	P 3	13.07	B		
Thermocycling					
	P 2	13.08	A	2.59	0.068
	P 1	12.37	A B		
	P 4	11.26	A B		
	P 3	9.76	B		

* : significant at P<0.05, ** : significant at P<0.01

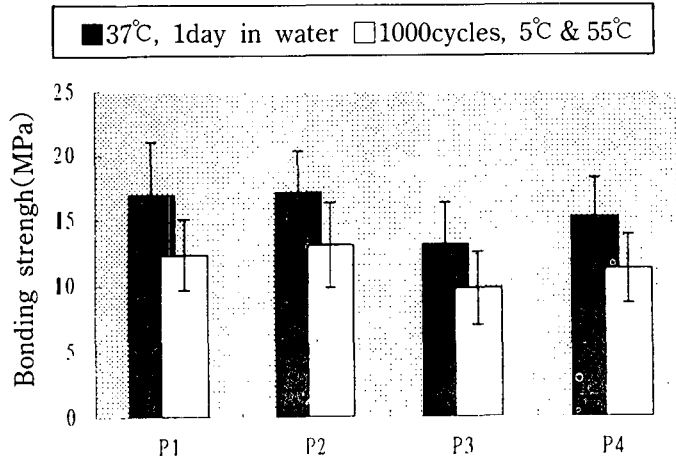


Fig. 3. Diagram showing bond strength values.

이저 부식의 경우 불균일한 미세소공이 존재하는 것을 볼 수 있고, 에너지가 높은 P4군에서 P3군보다 많은 미세소공이 나타났다(Figs.10, 11).

레진 파절 후의 시편에서 P1, P2, P4군의 경우 표면처리에 의해 거친 표면과 소공(pore)내에 레진이 결합되어 있으며 이로 인해 레진면에서의 cohesive한 파절양상을 나타냈다(Figs.8,9, 11). P3군에서는 비교적 깨끗한 접착면 이개를 보여주는데 레진 접착제가 도재면을 덮고 있어서 부식에 의해 생긴 거칠기가 감소된 양상을 보여준다(Fig.10).

IV. 총괄 및 고찰

수복 물질이 상아질에 물리적 또는 화학적으로 강하게 접착될 수 있다면 유지를 위한 치질의 삭제를 줄일 수 있고 변연부 노출, 세균과 변색 물질의 유입을 방지할 수 있으므로 수복물의 수명을 연장시킬 수 있다¹⁹⁾.

상아질 접착에 관한 관심이 증대함에 따라 삭제된 상아질 표면의 형태와 도말층의 특성에 대해서 많은 연구들이 있어왔다¹⁹⁻²⁴⁾. 도말층은 느슨한 상아질 잔사의 덩어리로서 상아질에 느슨하게 붙어 있기 때문에 접착시 믿을 만한 기초를 형성하지 못한다¹⁹⁾. 그러므로 일반적으로 접착 레진을 적용하기 전에 도말층이 제거

되어야 하는데, 이에 대해 Fusayama등²⁵⁾은 레진 plug가 smear plug에 비해 훨씬 더 단단한 폐쇄를 얻을 수 있으므로 상아질을 산 처리해서 도말층과 smear plug 모두를 제거해야 우수한 폐쇄 효과를 얻을 수 있다고 하였으나 Nakabayashi²⁰⁾는 hybrid layer가 레진과 상아질 사이의 강한 접착력을 얻기 위해 필요하다고 하였다. Tagami등²²⁾은 smear plug의 제거시 접착에 중요한 역할을 하는 상아질내의 교원질에 대한 손상을 막기 위해서 산을 저농도로, 짧은 시간동안 적용해야 한다고 주장한 바 있다.

그러나 산으로 치아 표면을 처리하는 경우 좋은 결과를 얻기 위해서는 여러 가지 조건들이 필요하다. 환자의 침이나 물 등에 의해 시술 부위가 오염되는 경우 결합강도가 훨씬 떨어지는 것으로 보고되고 있으며²⁶⁾ 연조직에 산용액이 접촉되지 않도록 유의해야 한다. 이에 따라 보다 간편하고 믿을만한 대체방법으로 레이저를 이용하고자 하는 연구가 활발해지고 있다.

레이저의 생체에 대한 작용은 크게 열작용, 압력 작용, 광작용, 전자기적 작용등이 있으며 일반적으로 조직에 미치는 레이저의 열작용은 단위 면적당 조사된 에너지 밀도에 따르며, 이때 손상의 정도는 조직에 흡수되는 에너지의 양에 따르는데 흡수량은 레이저 고유의 파장, 조사의 형태 (연속파, pulse파), 조직의 광학적 성질 (반사율, 투과율, 색채), 수분의 유무, 체액

순환의 정도에 따라 다르게 나타난다. 치아에 흡수된 에너지는 흡수, 전도, 반사에 의해 치아에 와동을 만들거나 주위의 조직에 전달되어 치수, 치근막 및 치조골 세포에 영향을 줄 수 있다¹⁾. 치아에 흔히 사용되는 CO₂ 레이저와 Nd : YAG 레이저를 비교하여 보면 CO₂ 레이저가 파장이 더 길어서 치질에 대한 흡수도가 높다고 보고되고 있다⁷⁾. Nd : YAG 레이저는 레이저 광선의 흡수성을 증가시키기 위해 검정색 염료를 이용하는 것이 추천된다^{4,6,10)}. 본 실험에서는 pulsed Nd : YAG 레이저를 사용하여 시편을 처리하였으므로 검정색 잉크를 사용하여 레이저의 시편에 대한 흡수성을 증가시키고자 하였다.

Honma 등⁹⁾은 YAG-레이저와 주사전자 현미경을 이용한 연구에서 법랑질과 상아질에 여러 형태의 손상과 상처가 나타나며 법랑질보다는 상아질에서 그 변화가 더욱 다양하며 이는 상아질내에 존재하는 물, 유기질, 광물질에 기인한 것이라고 보고하였다. Hess⁴⁾, Seekamp¹³⁾, Myers 등²⁶⁾은 치아에 레이저 부식을 하는 경우 표면에 둥근 분화구 형태 함입구(bubble-like inclusion), 심상형 돌기(fungiform projection) 등이 생겨서 표면적을 증가시키고 기계적 결합을 위한 많은 부위를 생산하며 수복물과의 결합강도를 증가시킨다고 하였다. 그러나, Arcoria 등²⁷⁾은 산부식을 한 경우 표면이 더 거칠고 레이저 부식을 시행한 시편과는 질적으로 다른 법랑질 형태를 보이며, CO₂, Nd : YAG 레이저의 경우 거칠기가 중간단계이며 CO₂와 Nd : YAG 레이저를 같이 사용시 산부식한 시편과 유사하게 표면이 거칠게 나타났다고 하였으며, Myaki¹⁴⁾도 레이저 부식보다 인산 부식시 미세소공이 더 균일한 형태로 나타났다고 보고하고 있다. 본 실험에서는 인산처리를 시행한 D2군에서 D1, D3, D4군보다 많은 미세소공과 거친 표면을 보였는데 이는 Huang등¹⁰⁾, Myaki¹⁴⁾ 등의 결과와 유사하다(Fig.5). 레이저 부식을 시행한 D3군과 D4군에서는 둥근 분화구형태의 함입부가 나타났는데, 레이저 강도가 더 높은 D4군에서 D3군보다 많은 미세소공을 나타냈다(Figs.6,7). 복합레진과의 결합강도 측정 후의

파절시편을 관찰하여 볼 때 표면 처리 후 발생한 소공이 많은 군일수록 내부에 레진이 많이 결합하여 레진면에서의 cohesive한 파절양상을 나타냈고 기계적 유지가 부족한 D1, D3군의 경우 상아질과 레진간의 깨끗한 이개면을 보였다(Figs.4-7). 본 실험에서는 인산 처리를 시행한 경우가 레이저 부식을 시행한 군에 비해 많은 미세소공과 표면거칠기를 보였으며, 이러한 현상이 복합레진과의 결합강도에도 영향을 미친 것으로 사료된다.

Seekamp 등¹³⁾은 CO₂ 레이저를 사용하여 상아질 접착에 미치는 효과를 조사하였는데, thermocycling 전후를 비교할 때 레이저 처리가 일반 접착제만을 사용한 경우에 비해 레진과 상아질간의 결합력을 증가시킨다고 하였다. White 등^{12,30)}은 Nd : YAG 레이저를 치아에 조사시 산처리된 치아보다 레진과의 결합강도가 증가한다고 하였으며, 레이저에 의한 미세기계적 유지가 복합레진의 adhesive 파절을 감소시킨다고 하였다. 그러나, Von Fraunhofer¹⁵⁾는 인산 부식과 1W-3W Nd : YAG 레이저 부식을 시행한 연구에서 복합레진과의 결합강도를 비교하여 보면 산처리한 군이 가장 높은 강도를 보였고, 3W 레이저 처리한 시편에서 임상적 응용에 충분한 강도를 얻을 수 있었다고 보고하고 있다.

본 실험에서는 산부식한 D2군이 16.18 Mpa로 가장 높은 결합강도를 나타냈으며, 레이저 처리군 중에서는 2W, 20PPS로 처리한 D4군이 14.18 MP을 나타내어 1W, 20PPS의 D3군보다는 높은 결합강도를 나타내었다. 이는 시편의 표면처리 방법에 따른 거친 표면과 연관이 있는 것으로 보이며, 레진과의 결합면적이 넓은 군일수록 높은 결합강도를 나타낸 것으로 추정된다. 또한 thermocycling을 시행한 군에서도 산부식 처리군이 레이저 부식군보다 결합강도가 높게 나타났다. 각 군에서 thermocycling 전후의 결합강도를 비교하여 보면 thermocycling후 상당한 결합력의 감소를 나타냈다. 이는 Seekamp 등¹³⁾, Wayne 등²⁴⁾의 결과와 유사한데, 복합레진의 열팽창 계수가 치아에 비해 2-5배 정도 크기 때문에 발생한 것으로 추정된다.

결과적으로 레이저 부식군이 산부식한 군보다 결합강도가 유사하거나 약간 낮게 나타났는데, 이는 주사 전자 현미경 소견에서도 알수 있듯이 레이저 부식시 산부식보다 기계적 유지가 약하고 전체면의 거칠기가 불균일한 양상을 보여 레진과의 결합면적이 적기 때문으로 사료된다. 따라서 결합력 증가를 목적으로 레이저를 이용하고자 하는 경우에는 레이저 처리의 한계를 인지한 신중한 고려가 필요하다.

도재는 1728년 Fauchard가 보철물 제작에 응용한 이래 그 심미적 우수성 때문에 심미재료로 널리 사용되어 왔지만 자연치와 대합시 자연치를 마모시키고 인장강도와 전단강도가 낮아 파절되기 쉽다는 등의 단점이 지적되고 있다³¹⁻³⁴. 이에 따라 도재 파절시 수복강도를 보다 증가시키기 위해 많은 연구가 있었다^{31,34-39}. 수복면에 있어서는 금속보다는 도재면에 접착시 보다 강한 강도를 보이며³⁹, 사용되는 복합레진의 경우 microfilled type보다는 hybrid type을 사용시 강한 접착력을 얻을 수 있다. 도재 수복은 기계적 유지와 화학적 결합에 의해 주로 이루어 지는데, silane은 레진과 도재 사이의 화학적 결합을 강화시키며⁴⁰, 기계적 유지력을 얻기 위해서는 diamond bur를 이용하여 도재 표면을 거칠게 하고, 불산겔부식을 하는 것이 효과적인 것으로 보고되고 있다^{31,34}. Peck 등⁴⁰은 파절된 도재와 레진의 수복에 레이저의 이용 가능성과 치아 이동에 레이저 광선의 사용을 제시하기도 하였다. 본 연구에서는 Nd : YAG 레이저를 도재면에 처리한 경우보다 bur를 이용하여 표면을 거칠게 한 P1군, 불산 부식을 시행한 P2군이 보다 좋은 결합강도를 나타냈으며, 레이저 부식군의 경우 레이저 강도가 증가할수록 결합력이 증가함을 알 수 있었다. 이는 시편 표면처리 후의 주사 전자 현미경 소견에서 레이저 부식한 P3, P4군에 비해 P1, P2군에서 표면이 보다 거칠고 미세소공도 많이 나타나 이로 인해 복합레진과의 결합강도가 증가한 것으로 보인다(Figs.8,9). 레이저 부식한 P3, P4군의 경우에도 크고 작은 미세소공이 나타났는데, 이는 도재면에 레이저를 조사하면 치아에 조사한 것과 같이 도재 표면이 용해되

면서 에너지가 흡수된 부위에 미세소공이 발생된 것으로 추정된다(Figs.10,11). 레이저 에너지의 세기가 증가할수록 불규칙한 면이 많이 나타나며 이로 인해 유지력이 증가된다. 각 군에서 thermocycling 전후의 결합강도는 유의한 차이의 감소가 있었는데, 이는 Newburg 등³⁴, Pratt 등³⁵, Dia-Arnold 등³⁷의 보고와 유사하다. 이러한 차이는 복합레진과 도재간의 열팽창 계수의 부조화에 의해 야기된 것으로 보이며, 시편의 길이나 두께 등도 유발인자로 작용할 수 있다.

본 실험에서는 레이저를 상아질과 도재 표면에 적용시 표면 응용과 함께 표면 거칠기가 증가하여 복합레진과의 결합력이 산부식 방법과 유사하거나 약간 낮은 접착강도를 나타냈다. 그러나, 본 실험은 실험실에서 시행한 결과이고 구강내에는 여러 복잡한 요소가 존재하므로 레이저의 보다 효과적이고 안전한 사용을 위해서는 임상적인 연구가 선행되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 레이저 부식을 시행한 경우 상아질과 도재의 표면구조에 미치는 영향 및 복합레진과의 결합력을 알아보기 위하여 시행하였다. 상아질 시편의 경우 처리를 하지않은 군을 D1군, 10% 인산겔을 사용하여 처리한 군을 D2군, 1W, 20PPS의 레이저 부식을 시행한 군을 D3군, 2W, 20PPS의 레이저 부식을 시행한 군을 D4군으로 하였으며, 도재 시편에서는 diamond roughening한 군을 P1군, 8% 불산겔을 사용하여 처리한 군을 P2군 2W, 20PPS의 레이저 부식을 시행한 군을 P3군, 3W, 20PPS의 레이저 부식을 시행한 군을 P4군으로 분류하고 모든 시편에 레진을 축성하여 37°C에서 1일간 보관한 경우와 5°C와 55°C의 수조속에서 20초 간격으로 1000회 thermocycling을 시행한 경우 각각 상아질 및 도재와 레진간의 접착강도를 측정하였다. 또한 시편 표면처리 후와 접착강도 측정 후의 파절된 시편표면을 주사 전자 현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 상아질 시편에서는 37°C에서 1일간 보관한 경우 상아질과 레진간의 접착강도는 D2, D4, D3, D1군 순이었으며 D2군과 D1, D3군 간에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < 0.05$). Thermocycling을 시행한 경우에도 접착강도는 D2, D4, D3, D1군의 순서였으며 전체적인 감소가 있었다.
2. 도재 시편에서는 37°C에서 1일간 보관한 경우 접착강도는 P2, P1, P4, P3군의 순이었으며, 이들간에는 통계학적 유의성이 있었다 ($P < 0.05$). Thermocycling을 한 경우에도 접착강도는 P2, P1, P4, P3군의 순서였으나, 전체적인 감소가 있었다.
3. 주사 전자 현미경적 소견은 높은 접착강도를 보인 군에서 비교적 거친 면과 미세소공이 많이 나타났다.

참 고 문 헌

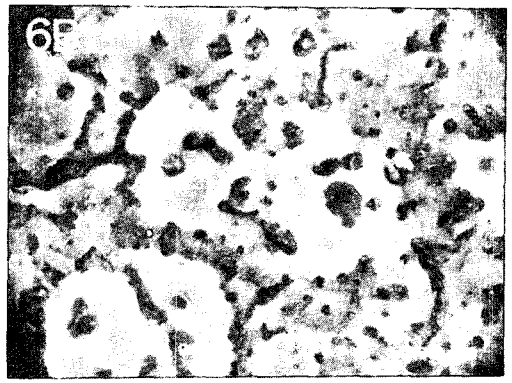
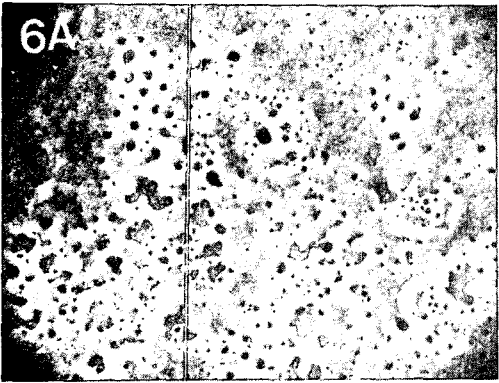
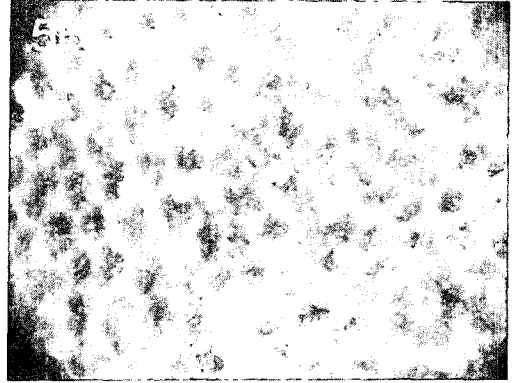
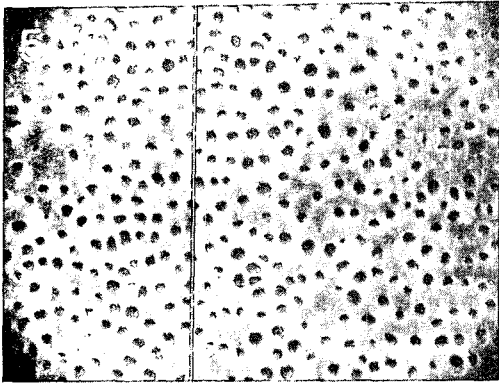
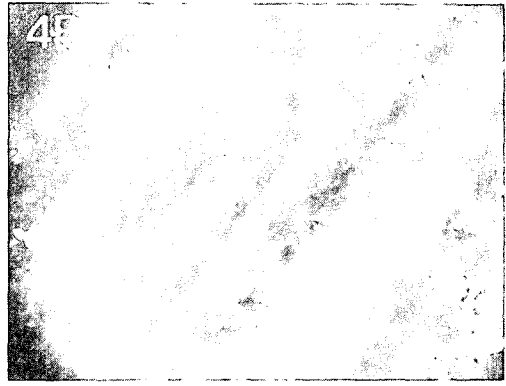
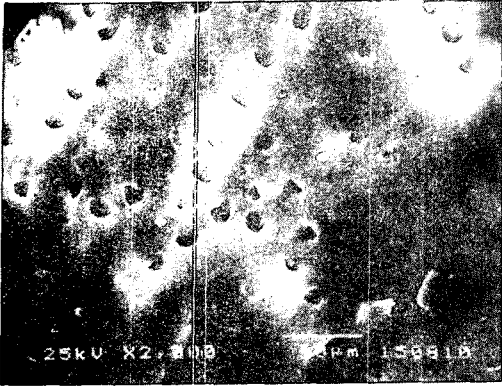
1. 이한용 : CO₂ 레이저 조사에 따른 치아경 조직 변화에 관한 편광현미경적 연구. 대한치과보존학회지 24 : 171-181, 1992.
2. Nakayama T : A morphological study on the enamel and dentine irradiated by pulsed Nd : YAG Laser. J Jpn Soc Laser Dent 3 : 57-64, 1992.
3. Kumazaki M : Etching with the Er : YAG Laser. J Japanese Soc Laser Dent 5 : 103-110, 1994.
4. Hess JA : Scanning electron microscopic study of Laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. Lasers in Surgery and Medicine 10 : 458-462, 1990.
5. 이정석, 이찬영, 김태 : 레이저의 치과 보존치료에의 응용. 대한치과의사협회지 23 : 881-889, 1985.
6. Zakariasen KL : Spotlight on laser. J Am Dent Assoc 122 : 58-62, 1991.
7. Miserendino LJ, Pick RM : Lasers in dentistry-Clinical application of the Nd : YAG laser. Quintessence publishing Co. Inc 199-216, 1995.
8. Kumazakihi M : Studies on enamel solubility and acid resistance by laser. J Jpn Soc Laser Dent 4 : 62-85, 1993.
9. Honma IT, Machida T : Morphological studys of enamel and dentine after CO-Laser. J Jpn Soc Laser Dent 4 : 95-105, 1993.
10. Huang ST, Lin IS : The topographic changes of ND : YAG Laser on different black mediators coated bovine enamel surfaces. J Jpn Soc Laser Dent 6 : 40-45, 1995.
11. Goodman BD, Gwinnett AJ : A comparison of laser and acid-etched human enamel using scanning electron microscopy. Arches Oral Biol 22 : 215-220, 1977.
12. White JM, Goodis HE : Shear bond strength of Nd : YAG laser treated dentin. J Dent Res 70 : 397 [abstract] 1048, 1991.
13. Seekamp C, Roulet JF : The influence of laser pretreatment on dentin adhesion. J Dent Res 70 : 397 [abstract] 1027, 1991.
14. Myaki SI : Comparison of etched surface of enamel with Nd : YAG Laser and phosphoric acid. J Jpn Soc Laser Dent 5 : 59-65, 1994.
15. Von Fraunhofer JA, Allen DJ : Lader etching of enamel for direct bonding. The Angle Ortho 63 : 73-76, 1993.
16. 전훈식 : Laser조사가 치아경조직에 미치는 영향에 관한 실험적 연구-편광현미경적 및 주사전자현미경 연구. 대한치과의사협회지 24 : 261-269, 1986.
17. 김희중, 이찬영 : CO₂ 레이저조사가 성견 치수에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과보존학회지 13 : 7-19, 1988.
18. Von Fraunhofer JA, Allen DJ : Thermal effects associated with the Nd : YAG dental laser. The Angle Ortho 63 : 299-303, 1993.
19. 김영건, 김성교 : 산처리가 상아질 접착에 미치는 영향. 대한치과보존학회지 18 : 73

- 80, 1993.
20. Nakabayshi N : Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3 : 133–137, 1991.
 21. Munksgaard EC, Irie M : Dentin-polymer bond promoted by gluma and various resins. *J Dent Res* 64 : 1409–1411, 1985.
 22. Tagami J, Tao L, Pashley DH : Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6 : 45–50, 1990.
 23. Davidson CL : The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63 : 1396–1399, 1984.
 24. Wayne WB, Suh BI : Shear bond strength to dentin and Ni-Cr-Be alloy with the All-Bond Universal adhesive system. *J Esthet Dent* 3 : 148–153, 1991.
 25. Fusayama T, Nakamura M : Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58 : 1364–1370, 1979.
 26. Suh BI : All-Bond-Fourth generation dentin bonding system. *J Esthet Dent* 3 : 139–144, 1991.
 27. Arcoria CJ, Lippas MG, Vitacek BA : Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *J Oral Rehabilitation* 20 : 213–224, 1993.
 28. Abdul-Haq A : Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent* 70 : 118–120, 1993.
 29. Myers ML, Cooper LF : Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent* 60 : 45–49, 1988.
 30. White JM, Khosrovi PM : Nd-Yag laser treated dentin/resin fracture surface. *J Dent Res* 70 : 397 [abstract] 1026, 1991.
 31. Antonio B, Michael LM : Bond strength and microleakage of porcelain repair materials. *J Prosthet Dent* 54 : 788–791, 1985.
 32. Matsumura H, Kawahara M : A new porcelain repair system with a silane coupler, ferric chloride, and adhesive opaque resin. *J Dent Res* 68 : 813–818, 1989.
 33. Wolf DM, Powers JM : Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater* 8 : 158–161, 1992.
 34. Newburg R, Pameijer CH : Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *J Am Dent Assoc* 96 : 288–291, 1978.
 35. Pratt RC, Burgess JO, Schwartz RS : Evaluation of bond strength of six porcelain repair system. *J Prosthet Dent* 62 : 11–13, 1993.
 36. Beck DA : Shear bond strength of composite resin porcelain repair materials bonded to metal and porcelain. *J Prosthet Dent* 64 : 529–33, 1990.
 37. Diaz-Arnold AM, Schneider RL : Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *J Prosthet Dent* 61 : 305–309, 1989.
 38. Bailey JH : Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *J Prosthet Dent* 61 : 174–177, 1989.
 39. Appeldoorn RE : Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 70 : 6–11, 1993.
 40. Peck S, Peck H : Laser radiation—Some specific dental effects and on evaluation of its potential dentistry. *J Prosthet Dent* 17 : 195–199, 1967.

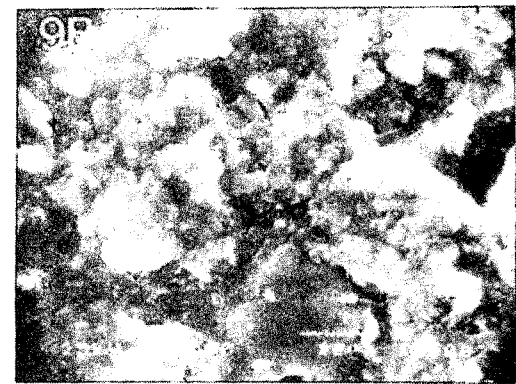
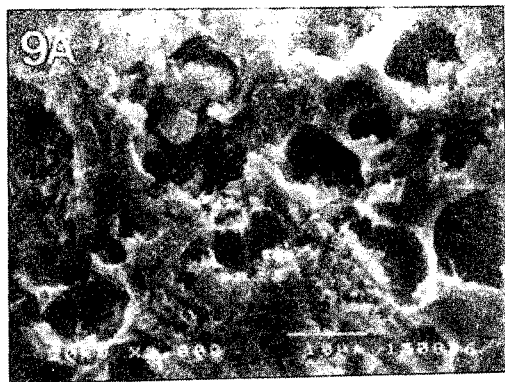
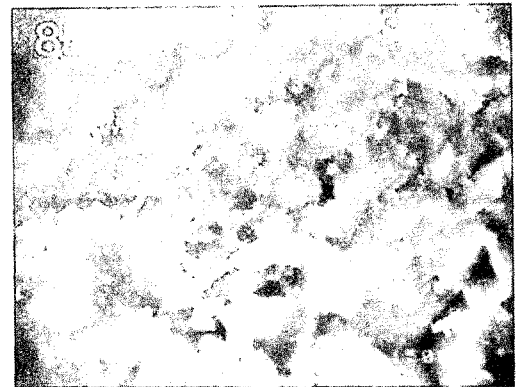
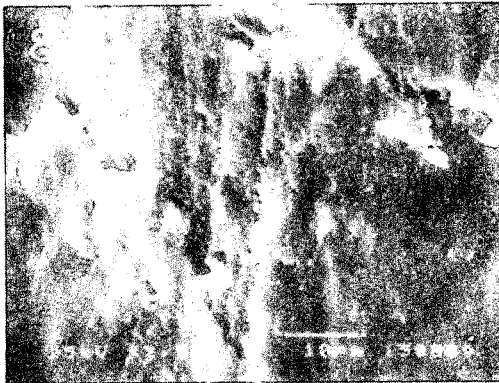
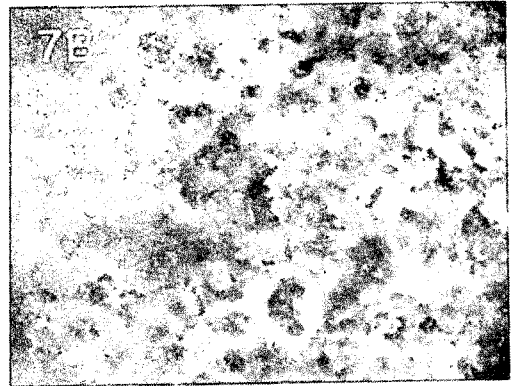
Explanation of figures

- Fig. 4. SEM photomicrograph showing the no-treated dentinal surface($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 5. SEM photomicrograph showing the dentinal surface etched with 10% phosphoric acid($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 6. SEM photomicrograph showing the dentinal surface laser-etched with 1W, 20PPS ($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 7. SEM photomicrograph showing the dentinal surface laser-etched with 2W, 20PPS($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 8. SEM photomicrograph showing the porcelain surface roughened with diamond bur ($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 9. SEM photomicrograph showing the porcelain surface etched with 8% hydrofluoric acid($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 10. SEM photomicrograph showing the porcelain surface laser-etched with 2W, 20PPS ($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface
- Fig. 11. SEM photomicrograph showing the porcelain surface laser-etched with 3W, 20PPS ($\times 1000$).
a. pretreatment surface b. fractured surface

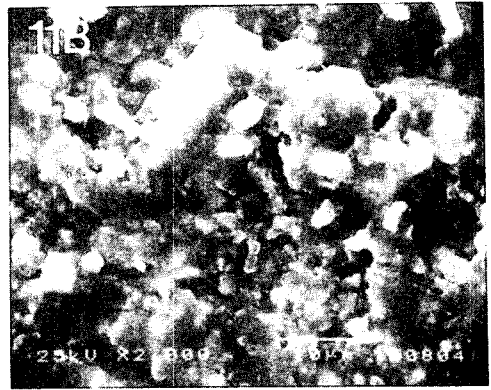
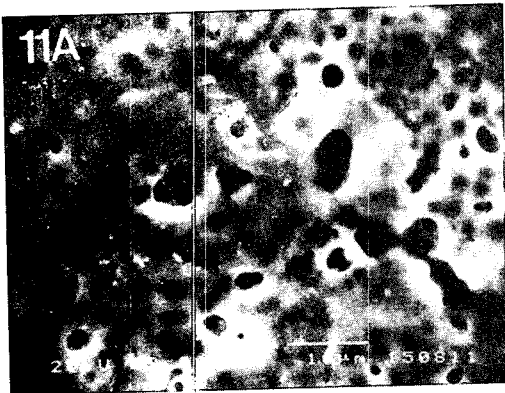
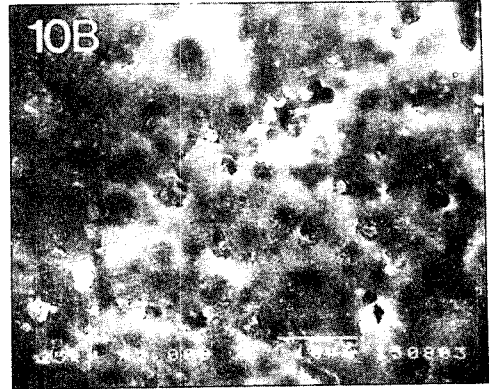
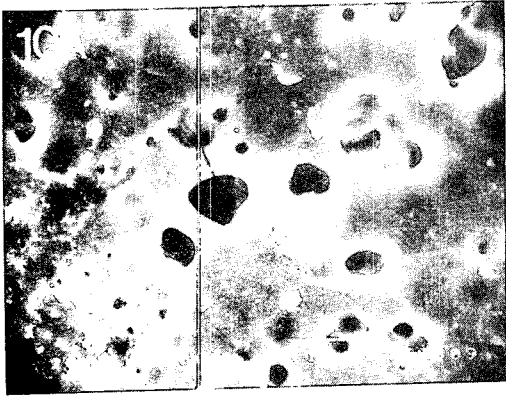
논문 사진부도 I



논문 사진부도 II



논문 사진부도 III



Abstract

AN EFFECT OF Nd : YAG LASER ON THE BONDING STRENGTH
OF COMPOSITE RESIN TO DENTIN AND PORCELAIN

Gum-Jin Woo,D.D.S, Hong-So Yang,D.D.D,Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, Chonnam National University

The purpose of this experiment was to determine the effects of etching with a Nd : YAG Laser on dentin, or porcelain surface on the bond strength with composite resin.

The dentin specimens were divided into the following 4 groups.

D1 : No treatment

D2 : Etched with 10% phosphoric acid

D3 : Laser etched with 1W, 20PPS

D4 : Laser etched with 2W, 20PPS

The porcelain specimens were divided into the following 4 groups.

P1 : diamond roughened

P2 : etched with HF acid

P3 : Laser etched with 2W, 20PPS

P4 : Laser etched with 3W, 20PPS

All specimens were veneered with resin.

One half of the specimens were stored in 37°C water for one day and the other half were thermocycled 1000 times at temperature of 5°C to 55°C at 20 seconds intervals. After that, the bonding strength of composite resin to the dentin and porcelain was measured. The surface treated state and fractured state were observed with SEM.

The following results were obtained.

1. In the dentin specimens, the bond strength of group D2 was higher than that of groups D1 and D3 in the case of the specimens stored in 37°C water for one day, there was a statistically significant difference between group D2 and D1,D3 ($P < 0.05$).

The bonding strength of the specimens that were thermocycled decreased in the following order : group D2,D4,D3 and then D1.

2. In the porcelain specimens, the bonding strength of groups P1,P2 were higher than that of group P3 in the case of the specimens stored in 37°C water for one day ($P < 0.05$).

The bonding strength of the specimens of being thermocycled decreased in the following order : group P2,P1,P4 and then P3.

3. The groups of high bond strength had a rougher surface and a high level of microporosity with SEM findings.