

도재 및 레진 브라켓에 대한 광중합 접착제의 전단 접착 강도

황 유 선¹⁾ · 노 준²⁾ · 황 충 주³⁾

성인 환자의 증가와 심미적인 장치에 대한 요구가 증가하면서 도재나 레진 브라켓의 사용이 증가되고 있다. 이러한 브라켓에서의 광중합 접착제의 사용은 짧은 광조사 시간에서도 광중합 접착제의 많은 장점을 얻을 수 있다. 이에 본 연구에서는 심미적으로 우수한 수종의 도재 및 레진 브라켓을 수종의 광중합 접착제로 접착시켜 전단 접착 강도와 접착 파절 양상을 관찰하였다. 교정 치료를 위해 발거한 140개의 소구치를 협측면이 노출되도록 자가중합 레진으로 매몰하고 소구치 협측면에 Plastic bracket, Transcend 6000, Signature 및 Starfire TMB 브라켓을 Orthobond, Light Bond 및 Transbond로 제조자 지시에 따라 접착시켜 열변환기로 1800회 온도 변화를 준 후 전단 접착 강도를 만능시험기로 측정하고 접착 파절 양상을 입체현미경으로 관찰하였고 10초와 20초의 광조사 시간과 두가지 광원에 대해 전단 접착 강도를 비교하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 동일한 브라켓을 Orthobond, Light Bond와 Transbond로 접착시켰을 때 이들간의 전단 접착 강도는 Plastic bracket을 제외하고는 통계학적 유의차가 없었다($p < 0.05$).
2. 동일한 접착제로 Plastic bracket, Transcend 6000, Signature, Starfire TMB를 접착시켰을 때 이들간의 전단 접착 강도는 통계학적 유의차를 보였다($p < 0.05$). Starfire TMB에서 가장 큰 전단 접착 강도를 보였고 이는 Transcend 6000과 통계학적 유의차가 없었으나 Signature와는 통계학적 유의차를 보였다($p < 0.05$).
3. 접착 파절은 전체 군에서 잔류 접착제가 반 이상 또는 모두 치아면에 남은 경우가 72.1%로 대개 브라켓과 접착제 사이에서 파절이 일어났다.
4. 접착제 중합을 위한 광조사 시간은 10초와 20초에서 전단 접착 강도에 통계학적 유의차를 보이지 않았으며 $400\text{mW}/\text{cm}^2$ 이상의 광도에서는 서로 다른 광원을 사용해도 전단 접착 강도에 통계학적 유의차를 나타내지 않았다($p < 0.05$).

이상의 결과로 보아 도재 브라켓의 전단 접착강도는 브라켓 조성과 브라켓 접착면의 유지형태 차이에 의해 영향을 받고 광중합 접착제 종류에 따른 접착 강도의 차이는 나타나지 않았으며 임상에서 브라켓이나 접착제 선택시 이를 고려해야 할 것으로 사료된다.

(주요단어 : 전단 접착 강도, 광중합 접착제, 도재, 레진, 브라켓)

I. 서 론

¹⁾연세대학교 치과대학 교정학교실 대학원생

²⁾연세대학교 치과대학 교정학교실

³⁾연세대학교 치과대학 교정학교실 조교수

교정 치료를 위한 교정력을 치아에 효과적으로 전달하기 위해 사용되는 브라켓은 파절되거나 변형되지 않아야 하고 치아에 손상을 주지 말아야 한다³⁵⁾.

대개의 경우 금속 브라켓이 유용하게 사용되나 최근 성인 환자의 증가와 심미적인 요구가 증가하면서 금속 브라켓의 단점인 심미성을 보완하기 위해 레진 브라켓이나 도재 브라켓의 사용이 증가되고 있다. 레진 브라켓은 1965년 Newman에 의해 심미적 장치로 처음 도입되었으나 여러 단점들, 즉 수분 흡수, 변형, 변색, 파절을 일으킬 수 있는 성질 등^{17,25)}에 의해 널리 사용되지 못하였다. 1986년 도재 브라켓이 도입되었고 도재 자체의 결합인 파절되기 쉬운 성질(brittleness)과 낮은 인장 강도³⁰⁾, 그리고 높은 접착 강도 등³³⁾과 같은 문제가 있어 브라켓 접착 강도와 브라켓 접착면에 관한 관찰 및 제거시 치아 손상에 관해 많은 연구가 이루어져 왔다^{4,18,34)}. 현재는 개선된 도재 브라켓과 slot에 금속이 보강된 레진 브라켓(metal reinforced plastic bracket)이 심미적 장치로 널리 사용되고 있다²⁰⁾.

브라켓을 치아에 직접 부착하기 위해 Newman은 에폭시(Epoxy) 레진을 사용하였는데 느린 중합 속도와 높은 열팽창계수에 의해 사용하기 어려웠고 자외선중합 접착제는 자외선의 유해성 때문에 사용이 제한적이었다¹⁵⁾. 화학중합 접착제는 연고/연고 형태, 분말/액 형태, 혼합이 필요없는 no mix 형태의 접착제가 개발되어 현재에도 널리 사용되고 있다. 1978년 광중합 레진이 도입되면서 치과 수복용 재료로서 화학중합계를 대체하게 되었으나 교정학에서는 사용하는 부착물의 광선 불투과성질 때문에 널리 사용되지 못하고 설측 보정장치(lingual retainer)에 부분적으로 사용되어 왔다²³⁾. Tavas 등³²⁾은 교정용 부착물의 접착에 광중합 접착제의 투시법(transillumination)을 소개하였고 이 방법에 의한 접착이 화학중합 접착제에 상당하는 접착 강도를 보인다고 하였다. 광중합 접착제를 금속 브라켓에서 사용시 40초의 긴 광조사 시간을 요하는 반면 도재 혹은 레진 브라켓은 직접 광선이 투과되기 때문에 짧은 광조사 시간에도 적절한 접착제 중합을 얻을 수 있다.

그 외에도 높은 초기 접착 강도¹¹⁾, 충분한 작업 시간²⁾, 완전히 중합시키기 전에 브라켓의 위치를 비교하여 조절할 수 있어 임상시 편리하고, 여분의 접착제를 중합 과정을 방해하지 않고 제거할 수 있으며, 혼합을 해야하는 two paste계에 비하면 일정한 접착 강도를 가지는 등의 장점을 가진다²²⁾. 또한 광중합 접착제는 기포율이 낮아 브라켓 주변의 봉쇄(sealing) 효과가 높고 그에 따라 치아의 탈회가 적다고 알려져 있다¹⁹⁾.

광중합계는 화학중합계와는 달리 접착제의 중합 정도가 광도와 광조사 시간 및 광조사 방향과 브라켓을 통한 직접 조사량에 영향을 주는 브라켓 자체의 조성, 구조 및 형태적 특징에 따라 영향을 받을 수 있고 중합 정도는 브라켓 접착 강도에 영향을 주게 된다³⁾. 접착제의 중합 정도가 높은 경우 물리적 성질이나 생체 적합성이 증가하나 너무 높은 접착 강도를 갖게 되면 잔존 접착제나 브라켓 제거에 많은 노력과 시간이 소모되고 브라켓 제거시 치아의 균열이나 브라켓의 파절이 일어나기 쉽고 치아가 손상될 수도 있다. Eliades 등⁸⁾은 브라켓 조성에 따른 광투과성과 광중합 접착제의 중합 정도에 관해 연구하였으나 이러한 연구들은 브라켓의 특성이 접착제 중합 정도에 미치는 영향을 직접적인 방법으로 관찰한 것이며⁸⁾ 치아에 접착시켰을 때 나타나는 영향에 대한 연구는 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 심미적으로 우수한 수종의 도재 브라켓과 레진 브라켓을 수종의 광중합 접착제를 이용하여 제조자의 지시에 따라 접착시켜 이들의 접착 강도와 접착 파절시 탈락 양상을 비교해 보고 광조사 시간과 광원 종류에 따른 영향을 시험하여 그 결과를 보고한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료 및 시편 제작

교정 치료를 위해 발거한 소구치중 치관 손상, 균열, 형태 이상이나 치아 우식증이 없는 건전한 치질을 가진 140개 치아를 선택하였다. 이들은 발거 직후 이물질을 제거하고 생리 식염수에 보관하였다. 시편 제작을 위해 치근을 약 2mm정도만 남기고 제거한 후 직경 1.5cm, 높이 2cm의 원통형 주형에 치관의 협측면이 노출되게 자가중합 레진으로 매몰하였다. 120개 시편들은 3종의 접착제와(Table 1) 4종의 브라켓에 따라(Table 2, Fig. 1) 12개 군으로 나누고(Table 3) 나머지 20개 시편은 광원의 종류와 광조사 시간에 대한 관찰을 위해 2개의 군으로 나누어(Table 4) 모두 14개 군이 각각 10개의 시편을 포함하게 하였다. 사용한 접착제는 제조회사가 다른 세가지 광중합 접착제이며 브라켓은 polycarbonate의 Plastic bracket, polycrystalline형태의 Transcend 6000과 Signature 및 monocrystalline형태의 Starfire TMB를 사용하였다. 브라켓은 모두 .022 slot size의 소구치 브라켓이며

Table 1. Adhesives used in this study

Code	Adhesive	Type	Manufacturer
I	Orthobond	light cured	BISCO, Inc., IL, U.S.A.
II	Light Bond	light cured	Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, IL.
III	Transbond	light cured	UNITEK/3M, Monrovia, Calif.

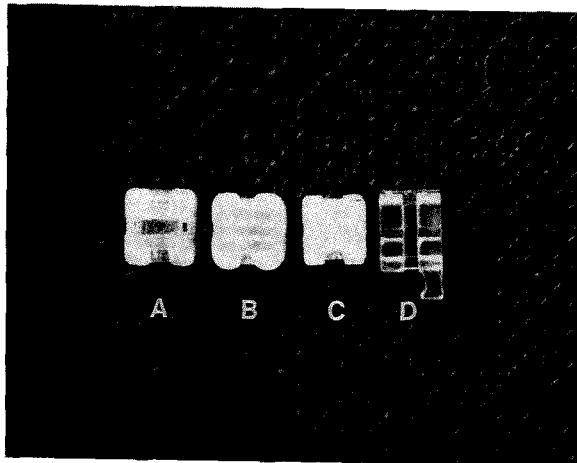


Fig. 1. Brackets used in this study. A, Plastic bracket; B, Transcend 6000; C, Signature; and D, Starfire TMB.

Starfire TMB를 제외하고는 모두 standard edgewise 브라켓이고 Starfire TMB는 Roth prescription 브라켓을 사용하였다. 노출된 치아면은 불소가 함유되지 않은 연마제로 연마하고 물로 세척하였다. 37% orthophosphoric acid로 제조자의 지시에 따라 부식시킨 후 air-water syringe로 충분히 세척하고 oil free dry air로 건조시켰다. 부식된 치아면과 브라켓 접착면에 각 군에 맞게 선택된 접착제의 primer를 제조자 지시에 따라 처리하였다. D브라켓의 접착면은 화학적 처리가 되어 있으므로 제조자의 지시에 따라 primer를 도포하지 않았다. 브라켓 접착면에 선택된 접착제의 paste를 골고루 도포하고 브라켓 접착면이 치아 협측면에 최대한 접촉되면서 원통형 시편에 수직되게 위치시킨 후 브라켓 경계부의 여분의 접착제를 예리한 스케일러로 제거하였다. 광조사 전에 광원

Table 2. Brackets used in this study

Code	Bracket	Type	Manufacturer	Area of base(mm ²)
A	Plastic bracket	polycarbonate	TOMY International, Inc., Tokyo, Japan	12.09
B	Transcend 6000	polycrystalline	UNITEK/3M, Monrovia, Calif.	11.40
C	Signature	polycrystalline	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo.	9.09
D	Starfire TMB	monocrystalline	"A"-Company, San Diego, CA	11.66

Table 3. Experimental groups used in this study

Adhesive	Bracket			
	Plastic bracket	Transcend 6000	Signature	Starfire TMB
Orthobond	I A	I B	I C	I D
Light Bond	II A	II B	II C	II D
Transbond	III A	III B	III C	III D

Table 4. Experimental groups to compare the influence of source of light and curing time

Group	Source of light (manufacturer)	Curing time(sec)
III B	Optilux 400 (DEMETRON Research Co., U.S.A.)	10
III B2	Optilux 400 (DEMETRON Research Co., U.S.A.)	20
III B3	Visilux 2 (Dental Products Division/3M, St.Paul, MN)	10

의 광도를 측정해보아 400 mW/cm²이상의 광도를 갖는지 확인한 후 처음의 12개 군에서는 Optilux 400 light curing unit(DEMETRON Research Co., U.S.A.)을 사용하여 10초간, III B2군은 20초간 광조사하였고 III B3군은 광원을 Visilux 2 light curing unit (Dental Products Division/3M, St.Paul, MN, U.S.A.)으로 바꾸어 10초간 광조사하였다. 광선 방향은 가능한 브라켓에 수직되게 하며 브라켓면에서 2mm정도 떨어진 위치에서 조사 하였다. 브라켓이 접착된 시편은 37°C 물에서 12시간 보관후 약 6개월 동안 가해질 수 있는 구강내 온도 변화를 재현하기 위해 열변환기로 1 cycle/min속도로 각 cycle간에 5초의 간격을 두면서 5°C-55°C, 1800회 온도 변화를 주었다.

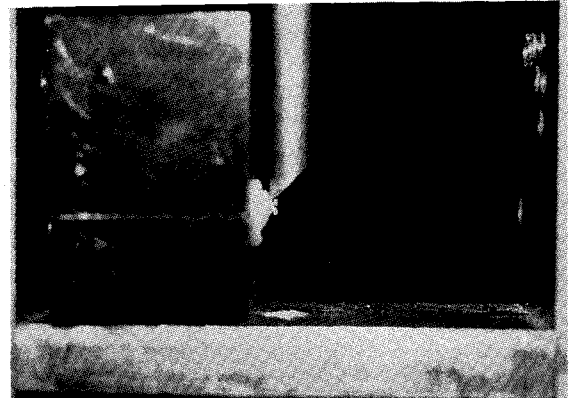


Fig. 2. Testing apparatus: specimen mounted in the jig ready to be subjected to shear stress.

2. 연구 방법

가. 전단 접착 강도의 측정

시편을 고정대에 고정하고 만능시험기(Instron 6022, Instron Co., U.K.)를 통해 1mm/min의 속도로 전단 하중을 가하여 접착이 파절되는 순간의 최고 하중을 측정하였다(Fig. 2). 브라켓 접착면의 면적을 계산하기 위해 measurescope(Nikon MM-11, Japan)을 사용하여 0.0001mm단위까지 브라켓 접착면의 가로와 세로의 길이를 측정하여 면적을 산출하고(Table 2), 최고 전단 하중을 브라켓 면적으로 나누어 전단 접착 강도를 얻었다.

나. 접착 파절 양상의 관찰

탈락된 브라켓 접착면의 접착 파절 양상을 입체현미경(Olympus Co., Japan)으로 17배 확대 관찰하여 Artun과 Bergland의 접착제 잔류지수(Adhesive Remnant Index)¹⁾로 다음과 같이 분류하였고 브라켓이나 치아의 파절에 대해서도 관찰하였다.

- score 0 : 치면에 접착제가 남아 있지 않은 경우
- score 1 : 치면에 접착제가 반 이하로 남은 경우
- score 2 : 치면에 접착제가 반 이상 남은 경우

score 3 : 치면에 접착제가 모두 남아있으며 브라켓 접착면의 특징적 인상이 나타난 경우

3. 통계 처리

각각의 실험군에서 전단 접착 강도의 평균치와 표준편차를 산출하였다. 이들간의 통계학적 유의성을 보기 위해 비모수적 검정(Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney test)을 시행하여 유의 수준 5%에서 검정하였다.

III. 연구 성적

1. 브라켓의 전단 접착 강도

각 군의 전단 접착 강도의 평균값과 표준 편차는 Table 5와 같았다. 동일 접착제군에서 브라켓 종류에 따라 전단 접착 강도를 비교해 보면 브라켓 종류에 따라 통계학적 유의차를 보였다(p<0.05)(Table 6). I A군은 2.34±1.02MPa로 가장 낮은 전단 접착 강도를 보였고 A브라켓군은 B, C, D브라켓군과 비교하면 통계학적으로 유의성 있게 낮은 접착 강도를 보였다

Table 5. Mean and standard deviation of shear bond strength (MPa)

Adhesive	Bracket				p value
	A	B	C	D	
I	2.34±1.02	20.62±3.12	16.57±3.33	26.73±8.54	0.0001
II	3.12±1.23	25.23±4.43	19.0 ±2.75	27.75±8.93	0.0001
III	5.29±1.16	25.03±4.67	16.26±6.20	28.86±8.70	0.0001
p. value	0.0001	0.0556	0.3199	0.9323	

Table 6. Comparison of shear bond strength among bracket groups by Mann-Whitney analysis

	I			II			III		
	B	C	D	B	C	D	B	C	D
A	*	*	*	*	*	*	*	*	*
B		NS	NS		*	NS		*	NS
C			*			*			*

* : statistically significant difference at p<0.05
 NS : no statistically significant difference at p<0.05

Table 7. Comparison of shear bond strength among adhesive groups by Mann-Whitney analysis

	A		B		C		D	
	II	III	II	III	II	III	II	III
I	NS	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS
II		*		NS		NS		NS

* : statistically significant difference at p<0.05
 NS : no statistically significant difference at p<0.05

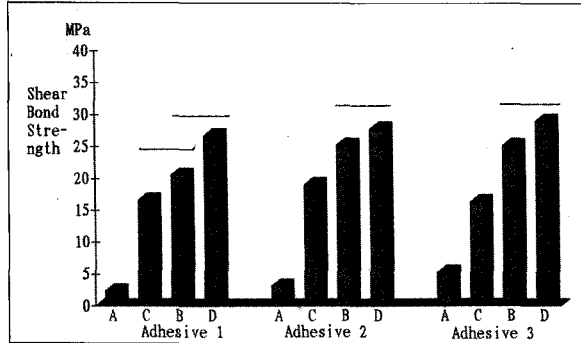


Fig. 3. Comparison of shear bond strength among bracket groups.

* Bars indicate no statistically significant difference at p<0.05.

(p<0.05). 도재 브라켓인 B, C, D브라켓을 비교하면 B브라켓군과 C브라켓군의 접착 강도는 II접착제군, III접착제군에서 유의차를 보였고(p<0.05) C와 D브라켓의 접착 강도는 모든 접착제에서 통계학적 유의차를 보였다(p<0.05). B브라켓군과 D브라켓군의 접착 강도는 통계학적 유의차를 나타내지 않았다(Fig. 3). 브라켓군 내에서 접착제군 간의 비교시 A브라켓군의

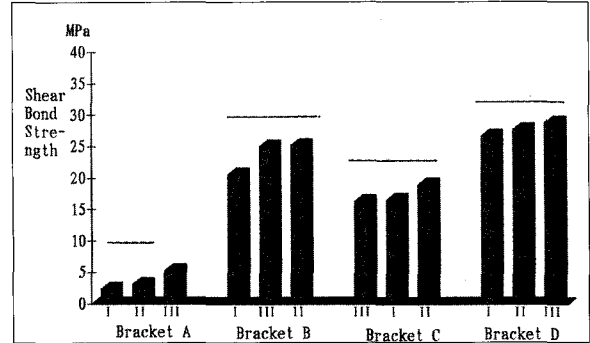


Fig. 4. Comparison of shear bond strength among adhesive groups.

* Bars indicate no statistically significant difference at p<0.05.

접착 강도는 세 접착제간에 통계학적 유의차를 보였고(p<0.05) 나머지 브라켓군에서는 유의차를 보이지 않았다(Table 7, Fig. 4). 광조사 시간과 광원 종류에 따른 접착 강도의 비교시 통계학적 유의차는 나타나지 않았다. III B군과 III B2군의 전단 접착 강도의 평균값은 각각 25.03MPa, 26.93MPa를 보여 III B2군이 약간 큰 값을 보이거나 통계학적 유의차는 없었고

Table 8. Comparison of mean values at different exposure time

Group	Mean±SD(MPa)	Significance
III B	25.03±4.67	NS
III B2	26.93±6.33	

NS : no statistically significant difference at p<0.05

Table 9. Comparison of mean values from different source of light

Group	Mean±SD(MPa)	Significance
III B	25.03±4.67	NS
III B3	26.93±8.66	

NS : no statistically significant difference at p<0.05

(Table 8) III B군과 III B3군은 평균값이 각각 25.03 MPa, 23.97MPa로 통계학적 유의차가 없었다(Table 9).

2. 접착 파절 양상의 관찰

브라켓 접착면의 파절 양상을 입체현미경으로 관찰하여 접착제 잔류지수로 나타내고(Table 10, Fig. 5) 브라켓과 치아의 파절 빈도를 비교하여 본 결과 (Table 11) 접착 파절은 브라켓에 따라 다른 양상을 보였다. A브라켓군의 경우 접착제 잔류지수 3점이 83.3%로 주로 브라켓과 접착제 사이에서 파절이 일어났고 B브라켓군의 경우는 1점과 2점이 각각 47.8%, 50%로 나타나 대부분 접착제 내에서 파절이 일어났

Table 10. Incidence of adhesive remnant index(ARI)

Group	ARI			
	0	1	2	3
I A			1	9
II A				10
III A			4	6
I B		4	6	
II B		3	6	
III B	1	4	4	
III B2		4	5	
III B3		7	2	
I C	3	2	4	1
II C	2	2	3	2
III C	3	2	5	
I D			2	8
II D			3	6
III D			4	5
Total	9(6.77%)	28(21.1%)	49(36.8%)	47(35.3%)

score 0 : no adhesive left on the tooth
 score 1 : less than half of the adhesive left on the tooth
 score 2 : more than half of the adhesive left on the tooth
 score 3 : all adhesive left on the tooth,
 with distinct impression of the bracket base

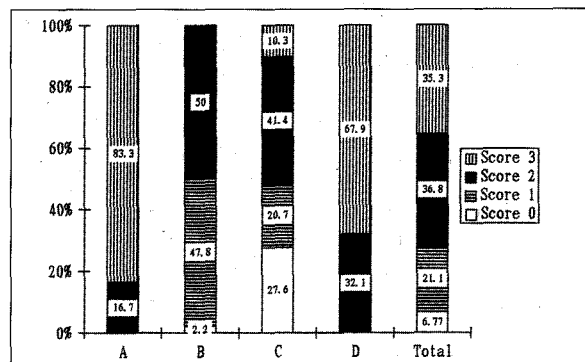


Fig. 5. Incidence of adhesive remnant index.

Table 11. Incidence of bracket and enamel fracture

	Group														total
	I A	II A	III A	I B	II B	III B	III B2	III B3	I C	II C	III C	I D	II D	III D	
E.fx.:	1	.	.	1	.	.	1	1	4(3%)
B.fx.:	2	.	2	.	1	3	1	2	3	4	18(13%)

E.fx.: Enamel fracture
 B.fx.: Bracket fracture

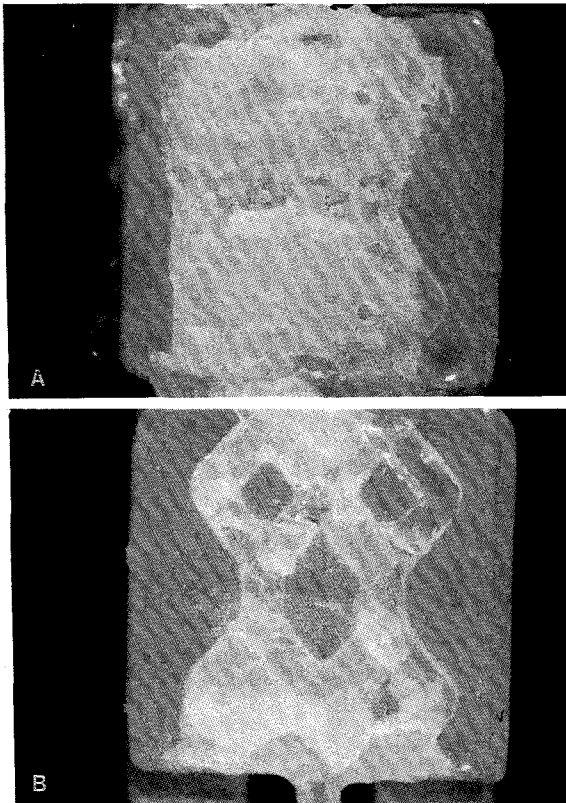


Fig. 6. Base of Signature under the stereoscope. A, more than half of the adhesive left on the bracket; B, less than half of the adhesive left on the bracket(magnification 17x).

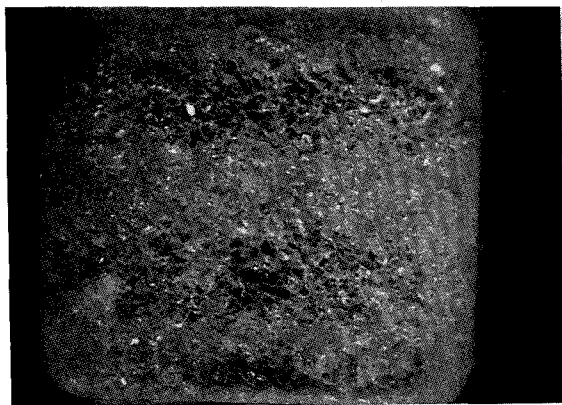


Fig. 7. Base of Transcend 6000 under the stereoscope; showing typical cohesive failure within adhesive with mechanical retention at bracket base (magnification 17x).

으며 C브라켓군의 경우 1점, 2점, 3점, 4점이 각각 27.6%, 20.7%, 41.4%, 10.3%로 다른 군에 비해 다양한 파절 양상을 보였고 D브라켓군은 3점이 67.9%로 대부분 브라켓과 접착제 사이에서 파절되었다. 전체 군을 보면 접착제 잔류지수 2점과 3점이 72.1%를 차지하여 대개 브라켓과 접착제 사이에서 접착 파절이 일어났다. 브라켓 파절은 B브라켓군에서 4개, C브라켓군에서 5개, D브라켓군에서 9개 나타나 D브라켓군에서 상대적으로 많이 나타났으며, 치아 파절은 B브라켓군, C브라켓군에서 각각 1개, D브라켓군에서 2개 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

광중합계는 화학중합계와는 달리 접착제의 중합 정도가 광도, 광조사 시간 및 광조사 방향과 브라켓을 통한 직접 조사량에 영향을 주는 브라켓 자체의 조성, 구조 및 형태적 특징에 따라 영향을 받을 수 있고 중합 정도는 브라켓 접착 강도에 영향을 주게 된다. Eliades 등⁸⁾은 브라켓 조성에 따른 광투과성에 관해 연구하였는데 monocrystalline에서 광투과도가 가장 높으며 이에 따라 접착제의 접착 강도가 증가되어 브라켓 파절을 많이 일으키는 한 요인이 된다고 하였다. 또한 중합 정도는 접착제의 기계적 성질, 즉 탄성 계수, 인장 강도, 압축 강도에 영향을 주고^{10,13,28)} 색의 안정성¹⁴⁾, 용해성³¹⁾, 생체 적합성²⁴⁾과 관련된다고 하여 중합 정도에 관한 연구가 많이 진행되었으나 이러한 연구들은 브라켓의 특성이 접착제 중합 정도에 미치는 영향을 직접적인 방법으로 관찰한 것이며⁸⁾ 치아에 접착시켰을 때 나타나는 영향에 대한 연구는 부족한 실정이다. 이에 본 연구에서는 도재나 레진 브라켓을 광중합 접착제로 치아에 접착시켜 전단 접착 강도와 접착 파절 양상을 관찰하여 접착제 중합에 영향을 주는 요인을 알아보려고 하였다.

본 연구 결과 도재 브라켓군에서는 접착제 종류에 따른 접착 강도의 통계학적 유의차가 없는 것으로 나타났는데 이는 Eliades 등¹¹⁾의 연구 결과와 일치하였다. 이전의 연구들은 주로 광중합 접착제를 화학중합 접착제에 비교하였는데 이는 화학중합 접착제가 임상적으로 적절한 접착 강도를 가진다고 생각되어 이를 대조군으로 하여 비교하였으나²⁹⁾ 다양한 광중합 접착제의 비교에 있어서는 많은 연구가 없어 이번 연구 결과와 직접 비교하기는 어려웠다. 접착 강도의 비교에서 A브라켓은 특히 낮은 접착 강도를 보였는데

Reynold²⁵⁾의 연구에 따르면 60-80kg/cm²의 강도가 최소의 접착 강도라고 하였으므로 A브라켓의 강도는 임상에 사용하기 어려울 정도로 낮게 나타났다. A브라켓군의 접착 파절 양상을 보면 브라켓과 접착제 사이에서 주로 나타났고 치아면 관찰시 브라켓 접착면의 인상이 뚜렷이 나타남을 보아 접착제의 중합이 덜 일어났다고 보기는 어려우며 브라켓 접착면과 접착제 사이의 결합이 안되었다고 추정된다. A브라켓군은 polycarbonate로 편평한 기저부 표면을 가지며 화학적 결합에 의해 접착되는데 본 연구에서 사용한 접착제는 모두 BIS-GMA 계통이기에 polycarbonate와 화학적 결합이 일어나지 않아 접착 강도가 낮게 나타났다. 그러므로 A브라켓에서 광중합 접착제 사용시는 브라켓 접착면을 plastic primer로 처리하거나 Polymethylmethacrylate(PMMA) 계통의 접착제 사용이 고려된다. B, C, D브라켓군에서 세가지 접착제의 전단 접착 강도 비교시 접착제를 달리한 II와 III에서는 B와 C브라켓이 유의차를 보여 같은 polycrystalline 종류에서도 B군이 더 높은 접착 강도를 나타내었다. C와 D에서는 D브라켓군이 유의성 있는 높은 접착 강도를 가지며(p<0.05), B와 D간에는 D브라켓군이 약간 높은 접착 강도를 보이나 통계학적 유의차는 나타나지 않았다. 즉 polycrystalline과 monocrystalline의 종류에 따른 전단 접착 강도에의 영향보다는 같은 polycrystalline이라도 브라켓 접착면의 유지 형태가 더 영향을 준다고 생각된다. Eliades 등^{11,12)}과 Viazis 등³⁴⁾의 연구에 의하면 브라켓 접착면은 polycrystalline으로 미세 기계적 유지 형태가 주어지고 화학적 처리가 되어있는 경우 기계적 유지 형태보다 접착 강도가 더 높다고 하였다. 이는 monocrystalline의 경우 광투과성이 높으나 광조사시 브라켓 주변에서의 투시(transillumination)와 에나멜에서의 반사에 의해 임상적으로는 polycrystalline과 monocrystalline간에 투과성에 따라 중합의 차이를 보인다고 할 수는 없다는 Eliades 등⁹⁾의 최근 연구 결과와 일치하였다.

광조사 시간에 따라 접착 강도를 비교하면 10초와 20초간에 통계학적 유의차를 보이지는 않았다(p<0.05). Ødegaard 등²²⁾에 의하면 20초 이상의 광조사 시간에서는 접착 강도가 더 이상 증가하지 않는다고 하였고 Eliades 등⁷⁾에 의하면 20초의 광조사 시간이 짧은 접착제의 중합에 충분하다고 하였다. 그러나 구강 내에서는 치아에 의한 광선의 반사 효과에 의해 Eliades 등의 연구보다는 중합정도가 더 높아지리라

생각된다. 본 연구에서는 제조자의 지시에 따라 치아에 primer 도포후 10초, 브라켓 위치후 10초 동안 광조사하여 적절한 접착 강도를 나타내었다. Ødegaard 등²³⁾은 접착제의 두께가 매우 얇기에 primer의 중합을 따로 할 필요가 없고 임상에서 사용하기 편리하도록 중합 시간을 가능한 줄이는 것이 바람직하다고 하였다. 본 연구에서는 여러 브라켓과 접착제에 대해 광조사 시간의 영향을 알아보지 못하였으므로 광원을 달리 했을 때의 광조사 시간의 영향과 함께 향후 연구가 추가되어야 할 것으로 생각된다. 광원에 대한 비교에서도 400mW/cm²이상의 광도를²⁶⁾ 가진 두 개의 광원에서 접착 강도는 유의차를 보이지 않았다(p<0.05). 그러나 한가지 접착제와 브라켓에서만 비교하였기 때문에 이에 관해서도 연구가 더 필요하리라 생각된다. 접착 파절 양상에 대한 관찰 결과에서 접착제 간에 파절 양상에 큰 차이가 없으며 브라켓군 간에는 파절 양상이 다르게 나타났다. 전체 군을 보면 접착제 잔류지수 2점과 3점이 전체의 72.1%를 차지하여 대개 브라켓과 접착제 사이에서 파절이 되는 양상을 보였다. Gwinnett 등¹⁶⁾과 Ødegaard 등^{22,23)}의 연구를 보면 초기의 도재 브라켓은 높은 접착 강도를 보이면서 접착 파절이 주로 치아와 접착제 사이에서 일어난다고 하였다. 치아와 접착제 사이에서 파절이 일어나는 경우 치아나 브라켓의 파절이 일어나기 쉽기 때문에²³⁾ 접착 파절이 주로 브라켓과 접착제 사이에서 일어나도록 브라켓의 접착제에 대한 접착을 약화시켜 도재 브라켓을 개선하였다. Merrill 등²¹⁾과 Viazis 등³⁴⁾의 연구에 의하면 브라켓과 접착제 사이에서 파절이 많이 일어남을 보이게 되었고 접착제와 브라켓 사이에서 파절이 많이 일어날수록 브라켓과 치아에서의 파절이 감소된다고 하였다. 또한 monocrystalline 브라켓에서도 치아와 브라켓의 파절이 나타나지 않았다고 하였다²³⁾. 본 연구 결과는 Merrill 등²¹⁾과 Viazis 등³⁴⁾의 연구와 유사하게 나타났다. 브라켓군 간의 파절 양상을 비교하면 A브라켓군의 83.3%가 브라켓과 접착제 사이에서 파절되었으며 B군에서는 97.8%에서 접착제 내에서 파절 되었고 C군은 접착제 잔류지수의 거의 모든 점수 대에서 파절 되었는데 2점이 41.4%로 접착제 내에서 가장 많이 파절 되었다. D군의 경우는 접착제 잔류지수 3점이 67.9%, 2점이 32.1%로 대부분 브라켓과 접착제 사이에서 파절되는 양상을 보였다. 특히 B군에서는 순수한 레진 cohesive failure가 많이 일어나 1점과 2점의 45개 치아중 9개 치아(20%)에서 나타났다. Eliades 등¹¹⁾의 연구에

서는 B군 브라켓에서 접착제와 치아간의 파절이 많았는데 이는 polycrystalline의 들출된 crystal이 브라켓과 접착제간의 접착을 강화시키기 때문이라 하였다. Viazis 등³⁴⁾에 의하면 기계적 접착은 파절이 주로 접착제 내에서 발생하고 화학적 접착은 접착 강도가 높아도 파절은 접착제의 손상 없이 나타난다고 하였다. 기계적 접착과 화학적 접착의 접착 파절 양상의 차이는 접착 부위의 스트레스 집중 분포에 의한 것이고 기계적 접착은 스트레스가 예리한 날(edge)에 집중되기에 접착제의 brittle 파절이 발생하고 화학적 접착은 스트레스를 전체 표면에 분포시키므로 순수한 파절을 보인다고 하였다. 브라켓의 파절은 B브라켓군에서 4개 치아(8.7%), C브라켓군에서 5개 치아(17.2%), D브라켓군에서 9개 치아(30%)에서 일어났고 이는 브라켓의 균열이나 표면의 파절도 모두 포함하였다. monocrystalline의 경우 브라켓 파절이 많이 일어난다는 것은 Eliades 등^{8,12)}과 Viazis 등³⁴⁾의 연구에서도 알려져 있는데 monocrystalline의 구조가 균열의 진행을 쉽게 하고^{12,34)} 브라켓의 광투과도가 높아 이에 따라 접착 강도가 증가되어 파절이 많이 일어나게 되는 한 원인이 된다고 하였다⁸⁾. 브라켓 파절이 일어난 치아에서의 접착 파절 양상을 보면 1점이 5.6%, 2점이 38.9%, 3점이 33.3%, 잘 알 수 없는 나머지가 22.2%로 나타나 브라켓 파절은 접착제와 브라켓간에서 파절된 경우에 많이 나타났다. 광조사 시간을 달리한 III B와 III B2에서의 파절 양상을 보면 III B에서는 브라켓 파절이 나타나지 않은 반면 20초의 광조사 시간을 준 III B2에서 2개가 나타났다. 치아 파절은 B브라켓군에서 1개 치아, C브라켓군에서 1개 치아와 D브라켓군에서 2개 치아에서 나타났는데 이의 원인으로서는 실험 치아가 구강내 보다는 더 건조하고 실험 전에 치아를 보관하는 기간이 길어져서 구강에서와는 달리 온도 변화가 크게 나타날 수 있는 보관 상태에 따른 영향이 아닌가 생각된다. 치아 파절은 모두 치아의 근원심 방향으로 수직적 파절이 일어났고 치아 표면의 파절은 관찰되지 않았으며 브라켓 접착면으로의 치아 파절편의 접착은 나타나지 않아 대개 치아 상태에 따라 파절이 일어났으리라 생각된다.

이전의 연구에서는 브라켓을 강선 고리로 접착 파절 시킨 실험³⁶⁾이 많았는데 본 연구에서는 전단 하중의 방향을 일정하게 하기 위해 막대를 이용하였으므로 브라켓이 막대와 평행하게 접착이 안된 경우 치아면과 막대 사이에 마찰력이 생길 수 있으므로 접착 강도 측정시 오차가 생길 수 있고 막대를 통한 하중

이 브라켓 접착면을 따라 가해지지 않고 브라켓 본체 부위로 가해지면 접착 파절시 브라켓의 파절이 쉽게 일어나게 되는 한 원인이 되리라 생각된다. 또한 너무 높은 전단 접착 강도를 갖는 경우 시편을 올려놓은 고정대가 밀려날 수 있어 본 연구에서는 접착제의 충분한 중합이 일어난다고 밝혀진 20초의 광조사 시간보다 접착제 제조사의 지시에 따라 10초의 광조사 시간을 주어 전단 접착 강도를 비교하였는데 결과적으로 10초와 20초간에 통계학적 유의차를 보이지 않았기에 10초의 광조사 시간이 부적절하다고 생각되지는 않는다. 다만 10초의 광조사 시간에서 접착제 중합이 덜 일어나 잔존 monomer양이 증가 될 수는 있겠으나²⁷⁾ 중합에 의한 잔존 단량체 침출(residual monomer leaching)에 대한 연구를 보면 실험적으로는 세포 독성 반응이 일어날 수 있으나^{5,6)} 접착제의 두께가 매우 얇기에 유출되는 monomer의 양이 매우 적고 구강 내에서는 접착제 주변 부위로 pellicle이 형성되어 보호막으로 작용 될 수 있어 인체에 유해하다고 단정하기는 어렵다고 하였다⁷⁾. 이상의 결과를 보면 도재나 레진 브라켓의 조성 및 형태의 차이에 의해 접착 강도가 영향을 받게되나 레진 브라켓을 제외하고는 10초의 광조사 시간에서 모두 적절한 접착 강도를 보이며 광중합 접착제의 종류에 따른 접착 강도의 차이는 나타나지 않았다. 또한 400mW/cm² 이상의 광도에서는 광원 종류에 따른 접착 강도의 차이는 없었다. 레진 브라켓을 BIS-GMA계의 광중합 접착제로 접착시키는 것은 본 연구에서는 부적절한 접착 강도를 보였으므로 레진 브라켓에 plastic primer 처리 후 광중합 접착제를 사용하거나 PMMA 계통 광중합 접착제를 사용하여 레진 브라켓 조성 및 접착면에 따른 전단 접착 강도에 관한 연구가 필요하며 광조사 시간과 광원에 관해서도 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

교정치료를 위해 발거한 140개의 소구치를 협측면이 노출되도록 자가중합 레진으로 매몰하고, 소구치 협측면에 Plastic bracket, Transcend 6000, Signature 및 Starfire TMB 브라켓을 Orthobond, Light Bond, Transbond로 제조사 지시에 따라 접착시켜 열변환기로 1800회 온도 변화를 준 후 이의 전단 접착 강도를 만능시험기로 측정하고 접착 파절 양상을 입체현미경으로 관찰하였고 광조사 시간과 광원의 영향

을 알아보아 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 동일한 브라켓을 Orthobond, Light Bond와 Transbond로 접착시켰을 때 이들간의 전단 접착 강도는 Plastic bracket을 제외하고는 통계학적 유의차가 없었다($p < 0.05$).
2. 동일한 접착제로 Plastic bracket, Transcend 6000, Signature, Starfire TMB를 접착시켰을 때 이들간의 전단 접착 강도는 통계학적 유의차를 보였다($p < 0.05$). Starfire TMB에서 가장 큰 전단 접착 강도를 보였고 이는 Transcend 6000과 통계학적 유의차가 없었으나 Singnature와는 통계학적 유의차를 보였다($p < 0.05$).
3. 접착 파절은 전체 군에서 잔류 접착제가 반 이상 또는 모두 치아면에 남은 경우가 72.1%로 대개 브라켓과 접착제 사이에서 파절이 일어났다.
4. 접착제 중합을 위한 광조사 시간은 10초와 20초에서 접착 강도에 통계학적 유의차를 보이지 않았으며 400mW/cm^2 이상의 광도에서는 서로 다른 광원을 사용해도 접착 강도에 유의차를 나타내지 않았다($p < 0.05$).

이상의 결과로 보아 도재 브라켓의 전단 접착강도는 브라켓 조성과 브라켓 접착면의 유지형태 차이에 의해 영향을 받고 광중합 접착제 종류에 따른 접착 강도의 차이는 나타나지 않았으며 임상에서 브라켓이나 접착제 선택시 이를 고려해야 할 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. Artun, J., Bergland, S.: Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 85 : 333-340, 1984.
2. Beech, D.R., Jalaly, T.: Clinical and laboratory evaluation of some orthodontic direct bonding systems, *J. Dent. Res.*, 60: 972-987, 1981.
3. Breeding, L.C.: The curing potential of light-activated composite resin luting agents, *J. Prosth. Dent.*, 65: 512-8, 1991.
4. Britton, J.C., Weinberg, R., Ledoux, W.R., Retief, D.H.: Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98: 348-353, 1990.
5. Davison, W.M., Sheinis, E.M., Shepherd, S.R.: Tissue reaction to orthodontic adhesives, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 82: 502-507, 1982.
6. Eliades, T., Eliades, G., Brantley, W.A., Johnston, W.M.: Unreacted methacrylate groups in light-cured orthodontic adhesives, *J. Dent. Res.*, 72: 176, 1993.
7. _____: Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 108: 316-321, 1995.
8. Eliades, T., Johnston, W.M., Eliades, G.: Direct light transmittance through ceramic brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 107: 11-19, 1995.
9. Eliades, T., Lekka, M., Eliades, G., Brantley, W.A.: Surface characterization of ceramic brackets: a multi-technique approach, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 105: 10-18, 1994.
10. Eliades, G.C., Vougiouklakis, G.J., Caputo, A.A.: Degree of double bond conversion in light-cured composites, *Dent. Mater.*, 3: 19-25, 1987.
11. Eliades, T., Viazis, A.D., Eliades, G.: Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 99: 369-375, 1991.
12. Eliades, T., Viazis, A.D., Lekka, M.: Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 104: 21-6, 1993.
13. Ferracane, J.L., Greener, E.H.: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins, *J. Biomed. Mater. Res.*, 20: 121-131, 1986.
14. Ferracane, J.L., Moser, J.B., Greener, E.H.: Ultraviolet light induced yellowing of dental restorative resins, *J. Prosthet. Dent.*, 54: 483-487, 1985.
15. Garn, N.M.: Direct bonding- A clinical study using an ultraviolet-sensitive adhesive system, *Am. J. Ortho.*, 69: 455-463, 1976.
16. Gwinnett, A.J.: A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 93: 346-348, 1988.
17. Hershey, H.G.: The orthodontic appliance: Esthetic consideration, *J. Am. Dent. Asso.*, 115: 29E-34E, 1987.
18. Joseph, V.P., Rossow, E.: The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light activated composite resins, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 97: 121-125, 1990.
19. Lekka, M., Papagianoulis, L.: A comparative in vitro study of visible light-cured sealants, *J. Oral Rehabil.*, 13: 287-289, 1989.
20. Maijer, R.: Bonding systems in orthodontics. In: Smith DC, Williams DF, eds. Biocompatibility of dental materials vol II: 51-78, Boca Raton Florida, CRC Press, 1982.
21. Merrill, S.W., Oesterie, L.J., Hermes, C.B.: Ceramic bracket bonding: A comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 106: 290-297, 1994.
22. Ødegaard, J., Segner, D.: Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94: 201-206, 1988.
23. _____: The use of visible light-curing composites in

- bonding ceramic brackets, *Am. J. Orthop.*, 92: 188-193, 1990.
24. Rathbun, M.A., Craig, R.G., Hans, C.T., Filisko, F.E.: Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents, *J. Biomed. Mater. Res.*, 25: 443-457, 1991.
 25. Reynolds, I.R.: A review of direct orthodontic bonding, *Br. J. Ortho.*, 2: 171-178, 1975.
 26. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W.: Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite, *Operative Dentistry*, 19: 20-32, 1994.
 27. Ruyter, I.E.: Methacrylate based polymeric materials: conversion and related properties. Summary and review, *Acta Odont. Scand.*, 40: 359-376, 1982.
 28. _____: Monomer systems and polymerization. In: Vanherle, G., Smith, D.C., eds. *Posterior composite resin dental restorative materials*. 109-135, Amsterdam, The Netherlands Sulz Publishing, 1985.
 29. Sam, W.H., Chao, S.Y., Chung, K.H.: Shear bond strength of ceramic brackets with two bonding adhesives, *Br. J. Orthod.*, 20: 225-229, 1993.
 30. Scott, G.E.: Fracture toughness and surface cracks—the key to understanding ceramic brackets, *Angle Orthod.*, 58: 5-8, 1988.
 31. Söderholm, K.J., Zigan, M., Ragan, M., Fischschweiger, W.: Hydrolytic degradation of dental composites, *J. Dent. Res.*, 63: 1248-1254, 1984.
 32. Tavas, M.A., Watts, D.C.: Bonding of orthodontic brackets by transillumination of light activated composite: An in vitro study, *Br. J. Ortho.*, 6: 207-208, 1979.
 33. Viazis, A.D.: Direct bonding of orthodontic brackets— a review, *J. Pedod.*, 11: 1-23, 1986.
 34. Viazis, A.D., Cavanaugh, G., Bevis, R.R.: Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 97: 214-221, 1990.
 35. Viazis, A.D., DeLong, R., Bevis, R.R., Douglas, W.H., Speidel, T.M.: Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: A special case report, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 96: 514-518, 1989.
 36. 유미희, 황충주: 수중 고정용 접착제의 전단 접착 강도 비교, 대한 치과 교정 학회지, 24: 433-445, 1994.

-ABSTRACT-

Shear bond strength of ceramic and resin brackets used with visible light-cured adhesives

Yu-Sun Hwang, D.D.S., M.S.D., Joon Row, D.D.S., Ph.D., Chung-Ju Hwang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics¹⁾, Department of Oral Pathology²⁾, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to compare the shear bond strength obtained from ceramic and plastic brackets bonded with various light-cured adhesives and to evaluate their debonded failure sites. Plastic brackets, Transcend 6000, Signature and Starfire TMB brackets were bonded with Orthobond, Light Bond and Transbond on one hundred forty extracted human premolar teeth as manufacturer's descriptions. After thermocycling the brackets were debonded with an Instron universal testing machine and the debonded bracket base surfaces were inspected under stereoscope to evaluate the failure sites. Also the shear bond strength and failure patterns with different curing time and with two different source of light were compared.

The results were as follows.

1. There were no statistically significant differences among the mean shear bond strength of Orthobond, Light Bond and Transbond in a same bracket group except Plastic bracket group($p < 0.05$).
2. The mean shear bond strength of each adhesive with different bracket groups showed statistically significant differences. Starfire TMB showed the highest shear bond strength among the brackets in this study, but there was no statistically significant difference with Transcend 6000 while there was statistically significant difference with Signature. ($p < 0.05$)

3. The various bonding failure patterns were occurred among different bracket groups but most of failure sites were bracket base-adhesive interfaces.
4. There were no statistically significant differences in shear bond strength between the groups with curing time of 10 second and 20 second, and between the groups with two different sources of light as long as sufficient light intensity(above 400mW/cm^2) were provided($p < 0.05$).

According to the result, it should be considered in clinical use of ceramic bracket with light-cured adhesives that the shear strengths of ceramic brackets were influenced by the retention from of bracket base as well as the composition of bracket and there was no difference in the shear bond strenght among various light-cured adhesives used in this study.

KOREA. J. ORTHOD. 1996 ; 26 : 233-244

※Key words : shear bond strength, light-cured adhesive, ceramic, resin, bracket