

도재브라켓 접착면의 처리방식이 전단결합강도에 미치는 영향

김진오¹⁾ · 이기수²⁾

I. 서 론

교정치료에서 브라켓의 직접 접착술이 소개된 이후에도 금속 브라켓이 널리 사용되고 있으나 심미적인 단점을 가지고 있으며, 이 단점을 보완하기 위한 여러가지 플라스틱 브라켓이 소개되어 왔으나 이것들도 역시 slot dimension의 변형, 브라켓의 파질 및 변색등의 임상적인 단점을 가지고 있음이 보고되어왔다.¹⁻⁷⁾

도재브라켓이 개발된 이후로, 이것이 금속브라켓에 비견할 수 있는 결합강도를 가지면서 심미적이기 때문에 최근의 교정치료에 널리 쓰이고 있다.⁸⁾ 현재 사용되고 있는 도재브라켓의 소재는 산화알루미늄(Al_2O_3)결정이며, 다결정체(precipitated polycrystalline) 도재브라켓과 단일결정체(single crystal) 도재브라켓의 두가지 종류로 나뉜다.^{9,10)} 다결정체 도재브라켓은 산화알루미늄 입자분말과 결합재를 혼합하여 브라켓몰드를 성형한 후 1800°C 이상의 온도로 결합재를 소각함으로써 만들어지며, 값싼 공정으로 대량생산을 할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 물딩과정과

열처리과정은 입자와 입자사이의 경계부에 결합의 구조적인 결함이나 불순물이 개재될 수 있으며, 이 미량의 불순물이나 구조적인 결함은 하중이 가해졌을 때 균열의 시발점이 될 수 있고, 또한 입자간 경계부에서 빛을 반사시켜 불투명하게 만든다. 단일결정체 도재브라켓은 2100 °C 이상의 온도에서 산화알루미늄의 용해된 덩어리를 서냉시킨 후에 필요한 모양으로 깍고 갈아서 만들어 진다. 이것의 장점은 용력을 야기할 수 있는 불순물이나 결함이 없고 투명하다는 것이며, 제조공정이 어렵고 깍고 가는데 추가 비용이 든다는 단점이 있다.

산화알루미늄은 레진접착제와 화학적결합을 하지 못하기 때문에⁹⁾ 각 도재브라켓은 접착면에 특수한 유지형태를 가지고 있다. 즉, 도재브라켓의 접착면은 레진접착제와 기계적 결합, 화학적 결합, 또는 기계적 및 화학적 결합이 이루어지도록 처리되어 있다.¹¹⁾ 기계적 결합방식은 브라켓 접착면에 undercut을 부여하거나 실리카(silica)를 도말하는 방법이며, 화학적 결합은 접착면에 coupling agent로써 실레인(silane)을 도포하는 방식이다.^{9,12-15)} 실레인(silane)은 유리(glass)와 레진접착제사이에서 화학적결합을 이루어 도재브라켓의 결합강도를 증가시키나^{12,13,15)} 과도한 결합강도로 인하여 브라켓제거시에 범

접수일자 : 10월 1일

1)경희대학교 치과대학 치과교정학교실

2)경희대학교 치과대학 치과교정학교실, 교수

Table 1. Brackets used in this study

Code	Brackets used	Manufacturer	Types	Notes
MTL	standard edgewise bracket	Rocky Mountain Orthodontics, Inc., USA	stainless steel	foil-mesh base, mechanical retention
TSD	Transcend 2000 ^(TM)	Unitek Corporation, USA	polycrystalline	micromechanical retention
CST	Crystaline ^(TM)	Tomy International Inc. Japan	polycrystalline	macromechanical retention and chemical adhesion
SGN	Signature ^(TM)	Rocky Mountain Orthodontics, Inc., USA	polycrystalline	macromechanical retention
FSN	Fascination ^(TM)	Dentaurum, Germany	polycrystalline	smooth surface, chemical adhesion

(TM) indicates trade marks.

랑질의 손상을 야기하는 것으로 보고되어 있다.^{9,14,16-19)}

이 연구는 도재브라켓 접착면의 처리방식의 차이가 브라켓의 전단결합강도에 미치는 영향을 구명하고 브라켓 제거시 파절패턴을 관찰하고자 시행하였다.

II. 연구방법

1. 실험재료

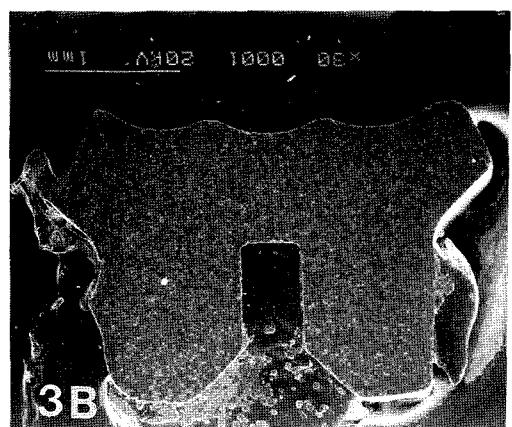
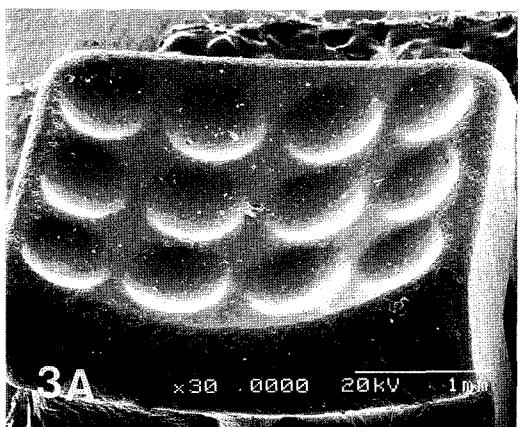
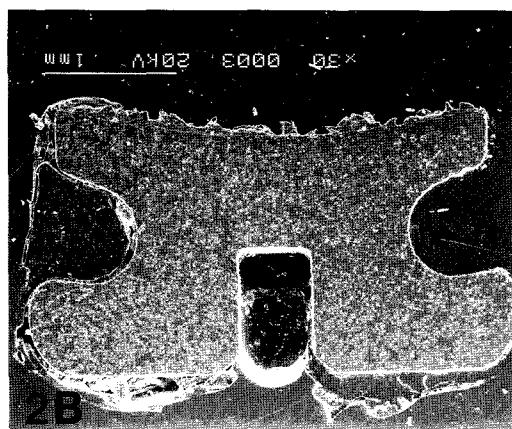
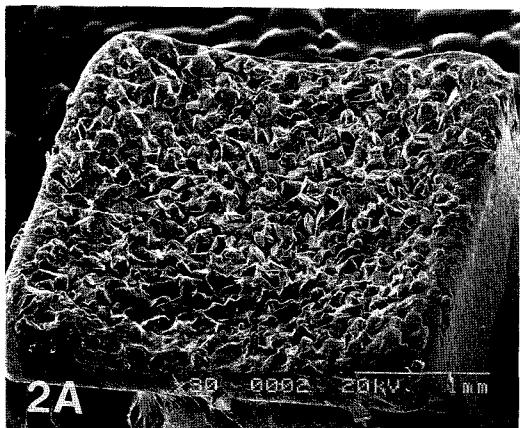
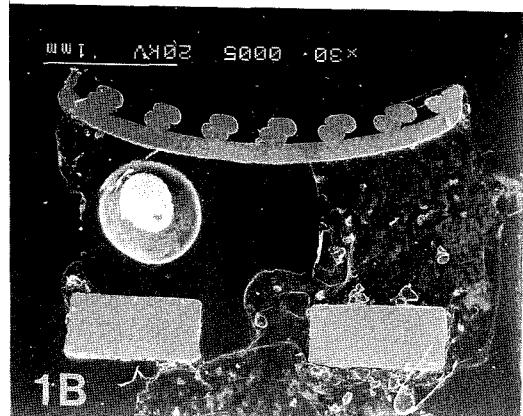
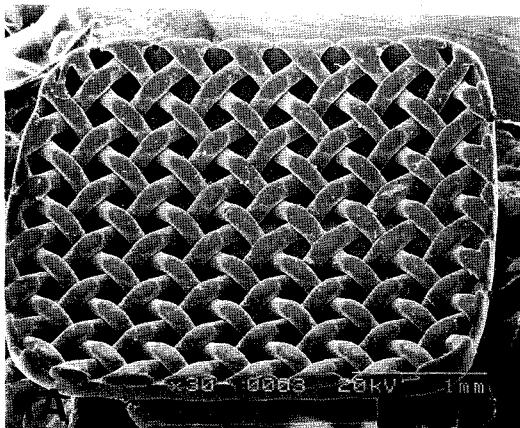
교정치료를 위해 발거한 하악소구치 중에서 치관협면의 균열, 법랑질 발육부전 혹은 반상치와 같은 형태 이상이 없고 우식증에 이환되어 있지 않은 치아를 실험재료로 선택하였으며, 이들은 발거된 직후에 치아에 묻어 있는 혈액, 타액, 기타의 이물질 등을 흐르는 물로 깨끗이 씻은 후, 실험에 이용할 때까지 생리식염수속에 담그어 약 4 °C의 냉장고속에 보관하였다.

실험치아의 고정을 위한 레진 블력을 만들기 위하여 내경이 25mm, 높이가 15mm인 원주형 몰드를 사용하였다. 몰드에 치아를 고정하기 쉽도록 치근을 삭제한 후 교두정에서 약 4mm 거리의 치관순면이 몰드의 바닥면중앙에 접촉하도록 고정하고, 폴리에스터 레진(Polysol, Samwoo Chemical Co., Korea)을 몰드속에 주입하고

중합시켜서, 치관의 순면이 노출된 원주형 레진블력을 제조하였다.

실험군인 도재브라켓은 레진접착제와 도재브라켓 사이에 기계적 결합을 이루는 것 중에서 미세기계적 결합형으로 Transcend 2000^(TM)을, 거대기계적 결합형으로 Signature^(TM)를 선정하였고, 화학적 결합을 이루는 것 중에서 Fascination^(TM)을, 기계적 및 화학적 결합을 하는 것 중에서 Crystaline^(TM)을 선정하였고, 대조군으로서 전통적으로 많이 사용되어온 금속제 브라켓중에서 접착면에 미세철망(mesh)이 부착된 하악소구치용 표준형 에즈와이즈브라켓(Rocky Mountain Orthodontics, Inc., USA)을 선정하였고, 이들에 관한 특이사항은 Table 1에 요약하였으며, 각 브라켓의 접착면의 전자현미경 사진은 Fig. 1에 제시하였다.

교정용 레진접착제로는 시판되고 있는 화학중합형의 일종인 Mono-Lok 2^(TM)(Rocky Mountain Orthodontics, Inc., USA)를 사용하였다.



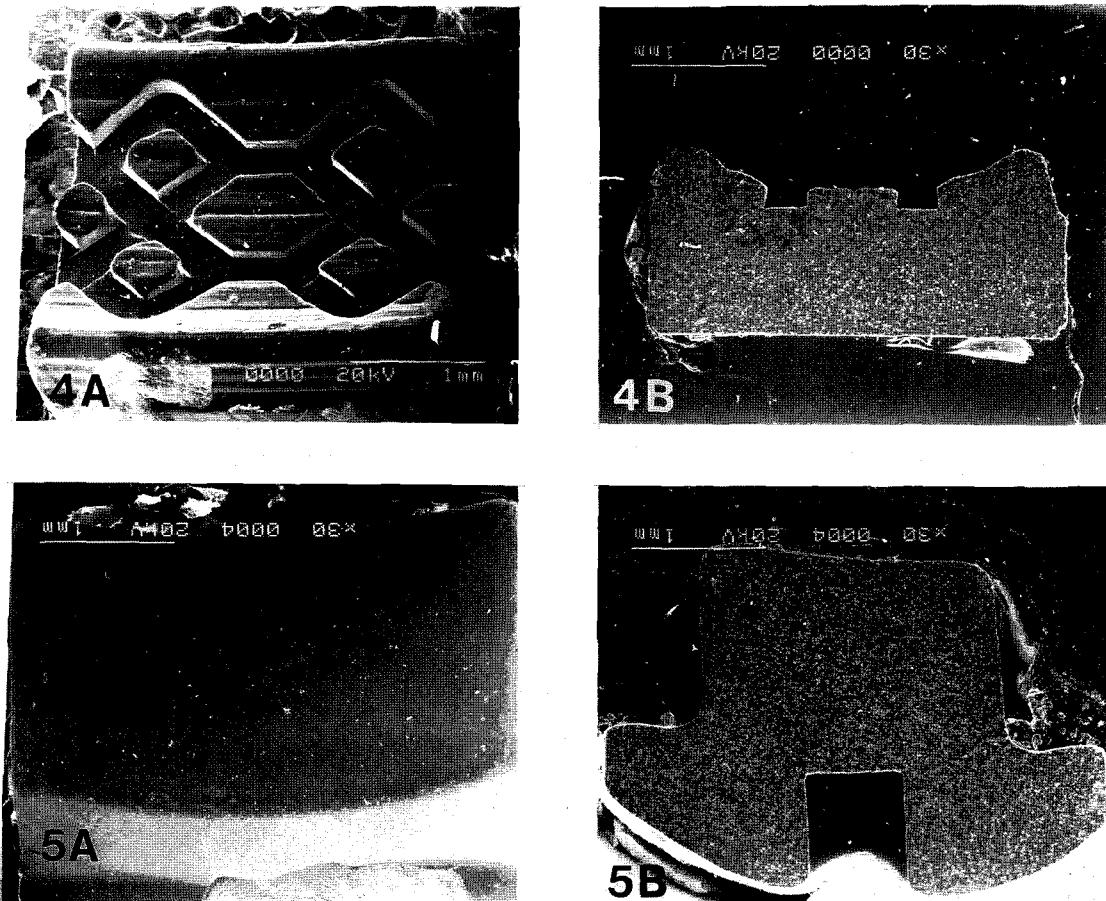


Fig. 1. Scanning electron micrographs of the frontal(A) and cross-sectional(B) views of metal and ceramic bracket bases. 1A and 1B : metal bracket bases with foil mesh for mechanical retention. 2A and 2B : ceramic bracket bases(Transcend 2000) for micromechanical retention. 3A and 3B : ceramic bracket bases(Crystalline) for chemical and macromechanical retention. 4A and 4B : ceramic bracket bases(Signature) for macromechanical retention. 5A and 5B : ceramic bracket bases(Fascination) for chemical adhesion only.

2. 실험방법

1) 브라켓의 접착과 전단결합강도의 측정
실험에 이용된 치아는 모두 100개 였으며, 무작위로 20개씩 5군으로 나누었다.
법랑질 표면은 레진접착제 제조회사의 지시에 따라 부식액(중량비 38% 인산액)으로 60초간 부식시켰다. 부식된 법랑질 표면은 충분한 물로 씻어내고 치면건조기(Clean Warmer II Sejin

Co., Korea)로 건조시킨 후 표면에서 무광택의 부식소견을 확인하였다. 부식된 법랑질 표면에 브라켓을 올려놓고 뾰족한 연필로 브라켓의 외형선을 그린 후, 브라켓을 접착할 때 외형선 바깥쪽은 접착제와 법랑질사이에 접착하지 못하도록 메니큐어를 도포하였다.

브라켓접착이 완료된 시편은 실내에서 2분간 방치하여 중합을 진행시키고, 37 °C의 항온수조 속에 담그어 24시간 경과 후, 특수제작된 전단

결합강도 측정용 지그(jig)에 시편을 고정하고, 만능강도시험기(Instron 1124, USA)에서 분당 1 mm의 속도로 브라켓 접착면에 평행하게 브라켓 접착부에 전단하중을 가하여 접착이 파절되는 순간의 최고하중을 측정하였으며, 이 측정치를 브라켓 접착면의 단위 평방센티미터(cm^2)당 킬로그램(kg)으로 환산하여 전단결합강도로 하였다.

브라켓접착면의 면적은 접착면을 20배로 확대 촬영한 사진위에서 계측하였으며 그 계측치는 Table 2에 제시하였다.

Table 2. Area of bracket base

Brackets used	Area of base(cm^2)
Metal	0.105
Transcend 2000	0.121
Crystalline	0.101
Signature	0.087
Fascination	0.087

2) 접착파절패턴의 관찰

전단접착강도를 측정하면서 일어난 레진접착제의 파절편을 실체현미경으로 20배 확대하여 접착파절패턴을 관찰하였다. 접착파절패턴은 Artun과 Bergland²⁰⁾의 접착제 잔류지수(Adhesive Remnant Index)로 표현하였으며, 이것에 법랑질파절과 브라켓파절의 경우를 추가하였다.

0 점 : 치면에 접착제가 남지 않은 경우

1 점 : 치면에 접착제가 반이하로 남은 경우

2 점 : 치면에 접착제가 반이상 남은 경우

3 점 : 치면에 브라켓접착면의 특징적인 인상이 나타나면서 모든 접착제가 남은 경우

4 점 : 법랑질 표면에 금(crack)이 가거나 법랑질이 파절된 경우

5 점 : 브라켓이 파절된 경우

3) 통계처리

각각의 실험군에서 전단결합강도의 평균치, 표준편차를 산출하였으며, 전단결합강도의 유의

차 및 도재브라켓 접착면의 결합방식의 차이가 전단결합강도에 미치는 영향을 검정하기 위하여 분산검정과 Duncan's multiple range test를 시행하였다. 유의차 검정은 5% 유의수준에서 판정하였다.

III. 연구성적

1. 브라켓의 전단결합강도

전단결합강도는 기계적 및 화학적 결합형 도재브라켓인 CST가 318.26 kg/cm^2 로서 가장 높았으며, 거대기계적 결합형 도재브라켓인 SGN이 163.76 kg/cm^2 으로 가장 낮았다. 5% 유의수준에서 분산검정과 Duncan's multiple range test를 시행한 결과 기계적 및 화학적 결합형 도재브라켓인 CST, 화학적 결합형 도재브라켓인 FSN, 및 미세기계적 결합형 도재브라켓인 TSD의 전단결합강도에는 통계적 유의차가 없었으며, 이것들의 전단결합강도는 금속브라켓인 MTL 및 거대기계적 결합형 도재브라켓인 SGN의 전단결합강도보다 유의성있게 높았다. 거대기계적 결합형 도재브라켓인 SGN은 금속브라켓의 그것보다 유의성있게 작았다. 각 군의 전단결합강도와 통계적 검정의 결과는 Table 3과 Fig. 2에 제시하였다.

Table 3. Shear bond strengths of the ceramic brackets experimented

Code	Mean Shear Bond Strength		
	Mean(kg/cm^2)*	S.D.	Range
CST	318.26	64.70	196.89–447.48
FSN	292.41	62.02	195.17–431.92
TSD	289.57	63.32	169.24–386.59
MTL	221.95	41.23	129.44–280.77
SGN	163.76	52.53	87.61–272.06

* : Means linked by vertical lines were not significantly different at the 95% confidence level tested by Duncan's multiple range test.

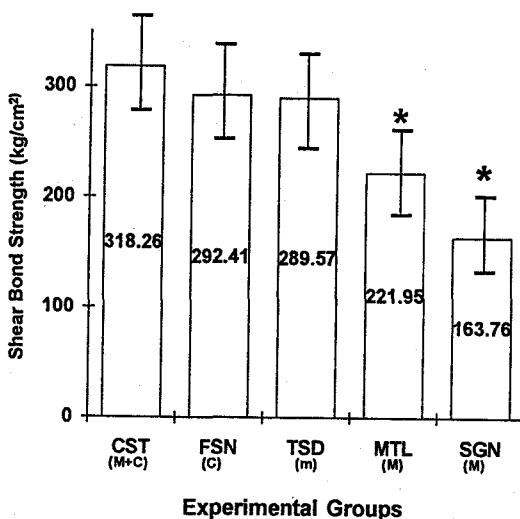


Fig. 2. Histogram of the mean shear bond strength of various ceramic brackets. (M+C) : macromechanical retention and chemical adhesion. (C) : chemical adhesion. (M) : macromechanical retention. (m) : micromechanical retention. Asterisks(*) show significantly lower shear bond strength.

2. 브라켓의 접착파절패턴

브라켓의 접착파절패턴을 실체현미경으로 20배 확대하여 관찰한 접착제 잔류지수의 빈도 및 백분율을 Table 4와 Fig. 3에 제시하였다.

금속브라켓은 대체적으로 반이상의 레진이 치면에 남아있는 경향이고 거대기계적 결합형 도재브라켓인 SGN도 유사한 파절패턴을 나타냈고 법랑질 파절이나 브라켓 파절이 없었다.

기계적 및 화학적 결합형 도재브라켓인 CST는 레진접착제 모두가 치면에 남아있는 빈도가 높으나 화학적 결합형 도재브라켓인 FSN은 치면에 반이하의 레진접착제가 남아있는 접착제 잔류지수 1점의 빈도가 높았다.

미세기계적 결합형 도재브라켓인 TSD는 금속브라켓과 유사한 파절패턴을 보이나 브라켓 파절이 가장 많은 6예로 나타났다. 브라켓 파절은 화학적 결합형 도재브라켓인 FSN과 미세기계적 결합형 도재브라켓인 TSD에서 각각 3예와 6예가 발생하였고(Fig. 4), 이들 브라켓은

Table 4. Incidence of Adhesive Remnant Index(ARI)

ARI Groups \ ARI	0	1	2	3	4	5
CST	0(0)	2(10)	2(10)	15(75)	1(5)	0(0)
FSN	1(5)	12(60)	3(15)	0(0)	1(5)	3(15)
TSD	0(0)	6(30)	3(15)	5(25)	0(0)	6(30)
MTL	0(0)	6(30)	9(45)	5(25)	0(0)	0(0)
SGN	0(0)	3(15)	10(50)	7(35)	0(0)	0(0)

() indicates the percentage of ARI.

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

Score 4 : Enamel cracks and/or enamel fracture

Score 5 : Bracket fracture

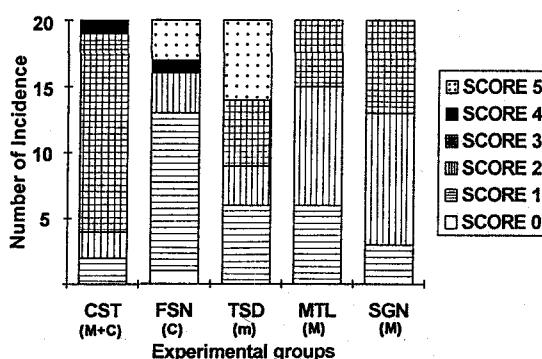


Fig. 3. Incidence of adhesive remnant index. (M+C) : macromechanical retention and chemical adhesion. (C) : chemical adhesion. (M) : macromechanical retention. (m) : micromechanical retention.

모두 금속브라켓보다 전단결합강도가 높았다.

법랑질의 파절은 기계적 및 화학적 결합형 도재브라켓인 CST와 화학적 결합형 도재브라켓인 FSN에서 각각 1예씩 발생하였고(Fig. 5), 이들 브라켓은 금속브라켓보다 전단결합강도가 높았다.

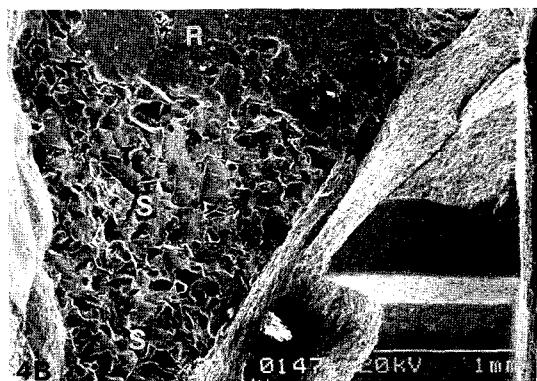
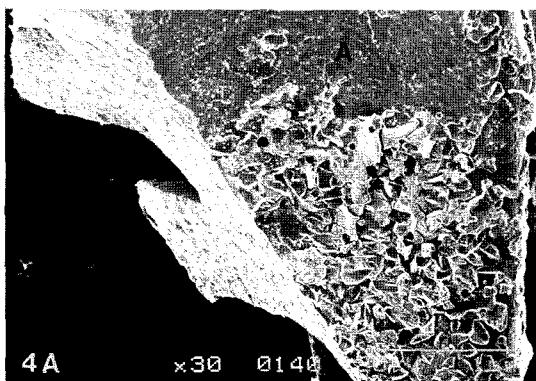


Fig. 4. Scanning electron micrographs of fractured ceramic bracket. 4A ; Bonding base of fractured bracket(Transcend 2000). Loss of silica(A) from braket base is shown. 4B ; Tooth surface with fractured bracket. Resin adhesive(R), silica particles(S) and fractured bracket are remained.

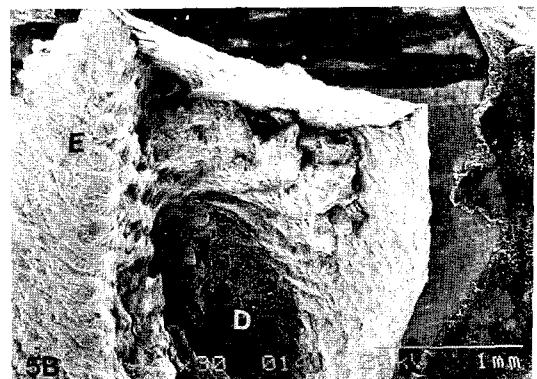
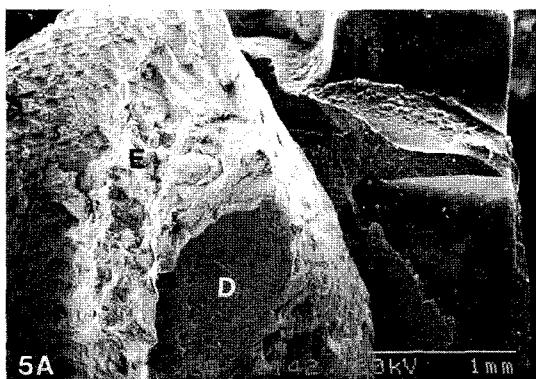


Fig. 5. Scanning electron micrographs of enamel fracture. 5A ; Bracket with enamel and dentin attached to bracket base. 5B ; Tooth surface with a large enamel and dentin defect. Fractured enamel(E) and dentin(D) are shown.

IV. 총괄 및 고안

임상적으로 받아들여지는 최소한의 결합강도의 범위를 Reynolds⁴⁾는 60~80 kg/cm²이라고 하였으며, Newman²¹⁾은 임상적인 상황에서 발생할 수 있는 최대의 하중을 200 psi라고 하였다. 또한 Garner와 Kotwal²²⁾은 절치의 교합력(incisal biting force)의 범위를 9.5~22 kg이라고 하였다. 이 실험결과 전단결합강도가 가장 낮은 Signature의 전단결합강도가 163.76 kg/cm² 이므로 실험군 모두에서 임상적으로 사용하기에 충분한 정도의 전단결합강도를 가지고 있다고 할 수

있다.

Silane coupling agent는 1960년 glass-reinforced plastics에 처음 상업적으로 사용되었으며, inorganic filler와 organic polymer 사이에 분자결합(molecular bridge)을 이루도록 한다.¹⁸⁾ 활성화된 실레인의 silanol group은 수소결합에 의해 alumina crystal의 hydration layer에 결합하며, methacrylate group은 레진접착제와 공유결합을 이루어 결합한다. 레진접착제의 methacrylate group과의 반응능때문에 γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane이 silane coupling agent로 사용된다.¹⁴⁾ Siomka들¹⁵⁾과 Iwamoto들²³⁾은 실레인이 전단결합강도를 증가시킨다고 보고한 반면에,

Newman들²⁴⁾은 결합강도를 증가시키기 위해 실례인을 처리하는 것의 임상적 효과에 의문을 제기하였고, Guess들¹⁸⁾은 거대기계적 결합형 도재브라켓에 실례인을 처리한 군과 처리하지 않은 군사이에 전단결합강도의 차이가 없었다고 보고하였다.

도재브라켓의 접착면에 실례인이 처리된 경우에 결합강도가 과도하여 브라켓 제거가 어렵고 법랑질의 파절을 야기할 수 있다고 보고된 바 있다.^{8,9,14,16,17,19,25~28)} 이러한 이유로 인하여 최근에는 브라켓 접착면에 실례인을 처리하지 않고 단지 미세기계적 유지만을 부여한 Transcend 2000™ (Unitek Corporation, Monrovia, CA)이나¹⁷⁾, 거대기계적 유지만을 부여한 Signature™ (Rocky Mountain Orthodontics, Inc., USA)가 시판되고 있다.

이 실험에서 금속브라켓의 접착파절부위는 접착제 잔류지수 1점과 2점을 합한 70%의 경우에서 브라켓-레진접착제 경계부에서 파절이 일어났으며 이는 선학들의 연구^{7,26,27,29~37)}와 일치하는 결과이다. Dickinson들²⁷⁾과 Maijer들³⁸⁾은 금속브라켓을 사용한 경우의 일반적인 접착파절 부위가 브라켓-레진접착제의 경계이며, 따라서 법랑질-레진접착제간의 결합강도가 브라켓-레진접착제간의 그것보다 크다고 하였다. 또한 Knoll들³⁰⁾과 Siomka들¹⁵⁾은 브라켓의 결합강도가 증가할 수록 법랑질-레진접착제 경계부의 파절이 증가한다고 보고하였고 Odegaard와 Segner¹⁶⁾, Gwinnett⁸⁾, 그리고 Swartz⁹⁾ 역시 도재브라켓의 전단결합강도가 증가하면 접착파절부위가 브라켓-레진접착제 경계부에서 법랑질-레진접착제 경계부로 변한다고 하여 브라켓의 결합강도와 접착파절패턴사이에 상관성이 있다고 주장하였다.

이에 반해서 O'Brien들³⁹⁾과 O'Brien들⁴⁰⁾은 브라켓제거시에 남는 레진잔류량은 파절면의 전단결합강도와는 관계가 없고 브라켓접착면의 형태와 사용된 레진접착제의 특성에 의해서 결정된다고 하였다. 이 실험에서도 실험에 사용된 각 도재브라켓의 전단결합강도와 접착제 잔류지수사이에 상관성이 없는 것으로 나타나 O'

Brien들의 주장과 일치했다.

접착제 잔류지수는 각 실험군에 따라 서로 다르게 나타났으며, 브라켓 접착면의 처리방식이 접착제 잔류지수에 영향을 미친다고 할 수 있다.

이 실험의 결과들은 선학들의 연구결과와 반드시 일치하지는 않았으며, 이는 실험실 조건이 상이하여 직접적인 비교를 할 수는 없을 것으로 생각된다. 이 실험에 사용된 치아들은 실제구강내의 환경보다는 더 건조한 상태이며, 레진블럭 제작시 발생되는 중합열이 치아를 더욱 건조한 상태로 만든다. 반면 구강내 환경은 습도와 온도가 실험실과 다르며 오염될 가능성이 크다.^{5,9,41)} 또한 브라켓 제조회사에서 권장하는 브라켓 제거용 기구에서 발생되는 torsional peeling type의 힘과 실험실에서의 전단력이 달라서^{11,18)} 실제 임상에 이러한 결과를 그대로 적용하는데는 신중한 고려가 필요하다.

V. 결 론

시판되고 있는 브라켓 접착면의 처리방식이 서로 다른 4종의 도재브라켓과 1종의 금속브라켓을 화학중합형 레진접착제인 Mono-Lok 2™로 발거된 사람의 하악 소구치에 접착하고, 37 °C의 수조속에서 24시간 경과시킨 후 전단결합강도를 측정하고, 접착파절패턴을 관찰하여 다음과 같은 결과와 결론을 얻었다.

1. 접착면에 실례인이 처리된 도재브라켓의 전단결합강도는 금속브라켓의 그것보다 유의성 있게 높았다.
2. 접착면이 미세기계적 결합형인 도재브라켓의 전단결합강도는 금속브라켓의 그것보다 유의성 있게 높았다.
3. 접착면에 실례인이 처리된 도재브라켓의 전단결합강도는 미세기계적 결합형 도재브라켓의 그것과는 유의차가 없었다.
4. 미세기계적 결합형 도재브라켓의 전단결합강도는 거대기계적 결합형의 그것보다 유의성 있게 높았다.
5. 거대기계적 결합형 도재브라켓의 전단결합강도는 금속브라켓의 그것보다 유의성 있게 낮았다.

- 았다.
6. 금속브라켓보다 전단결합강도가 높은 화학적 및 미세기계적 결합형 도재브라켓에서 범랑질 파절과 브라켓 파절의 빈도가 높았다.
 7. 이 실험에서 접착면에 coupling agent인 실레인이 처리된 도재브라켓은 금속브라켓보다 현저하게 높은 전단결합강도를 나타내며, 기계적 결합형중에서도 미세기계적 결합형이 거대 기계적 결합형보다 더 높은 전단결합강도를 나타냈다.

REFERENCES

1. Viazis, A.D. : Direct bonding of orthodontic brackets-a review, *J. Pedod.* 11 : 1-23, 1986.
2. Britton, J.C., McInnes, P., Weinberg, R., Ledoux, W.R., and Retief, D.H. : Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel, *Am. J. Orthod.* 98 : 348-53, 1990.
3. Gorelick, L. : Bonding/The state of the art ; a national survey, *J. Clin. Orthod.* 13 : 39-53, 1979.
4. Reynolds, I.R. : A review of direct orthodontic bonding, *Br.J.Orthod.* 2 : 171-8, 1975.
5. Brandt, S., Servoss, J.M., and Wolfson, J. : Practical methods of bonding, direct and indirect, *J. Clin. Orthod.* 9 : 610-36, 1975.
6. Sheykhholeslam, Z., and Brandt, S. : Some factors affecting the bonding of orthodontic attachments to tooth surface, *J. Clin. Orthod.* 11 : 734-43, 1977.
7. Reynolds, I.R., and Von Fraunhofer, J.A. : Direct bonding in orthodontics ; a comparison of attachments, *Br. J. Orthod.* 4 : 65-69, 1977.
8. Gwinnett, A.J. : A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets, *Am. J. Orthod.* 93 : 346-8, 1988.
9. Swartz, M.L. : Ceramic brackets, *J. Clin. Orthod.* 22 : 82-88, 1988.
10. Viazis, A.D., Chabot, K.A., and Kucherla, C.S. : Scanning electron microscope evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets, *Am. J. Orthod.* 103 : 537-44, 1993.
11. Bishara, S.E., Fehr, D.E., and Jakobsen, J.R. : A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives, *Am. J. Orthod.* 104 : 170-9, 1993.
12. Carstensen, W. : Direct bonding with reduced acid etchant concentration, *J. Clin. Orthod.* 27 : 23-5, 1993.
13. Johnson, R.G. : A new method for direct bonding orthodontic attachments to porcelain teeth using a silane coupling agent ; an in vitro evaluation, *Am. J. Orthod.* 78 : 233-4, 1980.
14. Eliades, T., Viazis, A.D., and Eliades, G. : Bonding of ceramic brackets to enamel : morphologic and structural considerations, *Am. J. Orthod.* 99 : 369-75, 1991.
15. Siomka, L.V. and Powers, J.M. : In vitro bond strength of treated direct-bonding metal bases, *Am. J. Orthod.* 88 : 133-6, 1985.
16. Odegaard, J. and Segner, D. : Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket, *Am. J. Orthod.* 94 : 201-6, 1988.
17. Chaconas, S.J., Caputo, A.A., and Niu, G. Shi-Lin : Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems, *Angle Orthod.* 61 : 35-42, 1991.
18. Guess, M.B., Watanabe, L.G., Beck, F.M., and Crall, M.G. : The effect of silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket, *J. Clin. Orthod.* 22 : 788-92, 1988.
19. Bramble, L.M. : A paradigm of the marketplace, *Am. J. Orthod.* 94 : 354-55, 1988.
20. Artun, J., and Bergland S. : Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment, *Am. J. Orthod.* 85 : 333-40, 1984.
21. Newman, G. V. : Epoxy adhesives for orthodontic attachments ; progress report, *Am. J. Orthod.* 51 : 901-12, 1965.
22. Garner, L.D., and Kotwal, N.S. : Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion, *J. Dent. Res.* 52 : 698-702, 1973.
23. Iwamoto, H., Kawamoto, T., and Kinoshita, Z. : Bond strength of new ceramic brackets as studied in vitro, *J. Dent. Res.* 66 : 928, 1987.
24. Newman, S.M., Dressler, K.B., and Grenadier, M.R. : Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane, *Am. J. Orthod.* 86 : 503-6, 1984.
25. Buzzitta, V.A.J., Hallgren, S.E., and Powers, J.M. : Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro, *Am. J. Orthod.* 81 : 87-92, 1982.

26. Viazis, A.D., Cavanova, G., and Bevis R.R. : Bond strength of ceramic brackets under shear stress ; an in vitro report, Am. J. Orthod. 98 : 214-21, 1990.
27. Dickinson, P.T., and Powers, J.M. : Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases, Am. J. Orthod. 78 : 630-9, 1980.
28. Winchester, L.J. : Bond strengths of five different ceramic brackets ; an in vitro study, Eur. J. Orthod. 13 : 293-305, 1991.
29. Reynolds, I.R., and Von Fraunhofer, J.A. : Direct bonding of orthodontic attachments to teeth ; the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size, Br. J. Orthod. 3 : 91-5, 1976.
30. Knoll, M., Gwinnett, and A.J., Wolff Shear M.S. : Strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth, Am. J. Orthod. 89 : 476-9, 1986.
31. Zachrisson, B.U., and Artun, J. : Enamel surface appearance after various debonding techniques, Am. J. Orthod. 75 : 121-37, 1979.
32. Joseph, V.P., and Rossouw, E. : The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins, Am. J. Orthod. 97 : 121-5, 1990.
33. Faust, J.B., and Grego, G.N. : Penetration coefficient, tensile strength, and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements, Am. J. Orthod. 73 : 512-25, 1978.
34. Keizer, S., ten Cate, J.M., and Arends, J. : Direct bonding of orthodontic brackets, Am. J. Orthod. 69 : 318-27, 1976.
35. Gorelick, L. : Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite ; a 12-month assessment, Am. J. Orthod. 71 : 542-53, 1977.
36. Sheen, D.H., Wang, W.N., and Tarn, T.H. : Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times, Angle Orthod. 63 : 225-30, 1993.
37. Zachrisson, B. U., and Brobakken, B. O. : Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives, Am. J. Orthod. 74 : 62-77, 1978.
38. Maijer, R., and Smith, D.C. : Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases, Am. J. Orthod. 79 : 20-34, 1981.
39. O'Brien, K.D., Read, M.J.F., Sandison, R.J., and Roberts, C.T. : A visible light-activated direct-bonding material ; an in vivo comparative study, Am. J. Orthod. 95 : 348-51, 1989.
40. O'Brien, K.D., Watts, D.C., and Read, M.J. : Residual debris and bond strength - Is there a relationship ?, Am. J. Orthod. 94 : 222-30, 1988.
41. Lopez J.I. : Retentive shear strength of various bonding attachment bases, Am. J. Orthod. 77 : 669-678, 1980.

-ABSTRACT-**EFFECTS OF THE DIFFERENT CERAMIC BRACKET BASES
ON SHEAR BOND STRENGTH**

Jin-Oh Kim, Ki-Soo Lee

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University

The purpose of this study was to evaluate the effects of different bases of ceramic brackets on shear bond strength and to observe failure patterns of bracket bondings.

Lower bicuspid brackets whose bases designed for the macromechanical and silane treated chemical bonding, those for silane treated chemical bonding, those for micromechanical bonding, and those for macromechanical bonding were tested as experimental groups, and foil mesh-backed metal brackets as a control group. All the brackets were bonded with Mono-Lok 2^(TM) on the labial surface of extracted human lower bicuspids after etching the enamel with 38% phosphoric acid solution for 60 seconds. The shear bond strengths were measured on the universal test machine after 24 hours passed in the 37°C water bath. The gathered data were evaluated and tested by ANOVA and Duncan's multiple range test, and those results were as follows.

The shear bond strengths of brackets for macromechanical and chemical bonding, those for chemical bonding, and those for micromechanical bonding were not different ($p>0.05$), but showed statistically higher than those of metal bracket and those of ceramic bracket for macromechanical bonding ($p<0.05$). The shear bond strengths of ceramic bracket for macromechanical bonding showed statistically lower than those of metal bracket ($p<0.05$). The enamel fractures and/or ceramic bracket fractures were observed in the cases of higher bond strength than that of metal bracket. These results supported that silane treated base of ceramic bracket show higher shear bond strength than that of metal bracket, and suggested that micromechanical form of ceramic bracket bases show higher shear bond strength than that of macromechanical form.

KOREA J. ORTHOD. 1994 ; 24(4) : 957-967

Key words : Ceramic bracket base, Shear bond strength