혈액 오염 환경 하에서 접착된 교정용 브라켓의 전단 강도에 관한 연구

신지선 · 김종수

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구는 매복된 치아를 교정력을 이용하여 견인할 때 견인의 대상이 되는 치아를 개창술로 노출시켜 브라켓을 부착하는 과정에서 혈액 오염이 일어날 수 있는 상황을 실험실 환경에서 재현한 다음, 이와 같은 오염의 유무와 접착제의 종류가 브라켓의 전단 강도에 미치는 영향을 평가하기 위해 시행하였다.

본 연구의 결과 글래스 아이오노머의 전단 강도는 레진에 비해 모든 조건에서 낮은 수치를 보였으나 혈액 오염이 없거나 광조사 직전 오염된 경우 임상적으로 교정적 정출술에 적절한 전단 강도를 나타내었다.

두 재료 모두 접착제 적용 전에 치면이 혈액에 오염되었을 경우 다른 조건에 비해 현저하게 낮은 전단 강도를 보였으나 광조사 직전에 혈액에 오염되었을 경우에는 오염되지 않은 대조군과 유의한 차이가 없었다.

이상의 연구 결과, 개창술을 통해 브라켓을 부착할 경우 접착제 적용 직전 혈액 오염을 주의한다면 산부식 과정이 생략되어 술식이 비교적 간단하고 접착 파절 후 치면에 접착제가 남아 있지 않은 장점을 지닌 글래스 아이오노머 접착제의 사용을 추천할 수 있을 것으로 사료된다.

주요어 : 전단 강도, 혈액 오염

Ⅰ. 서 론

개창술을 동반한 치아 정출술은 치아 교환 시기인 소아 및 청소년 시기동안 맹출 기전에 문제가 있는 맹출 장애나 치아의 맹출 경로 또는 위치의 이상, 외상 등에 의해 치아가 치주조직 내에 매복되어 출은하지 못하는 경우 종종 시행하게 된다. 매복치아의 치면을 개창술로 노출시키고 해당 치아에 정출력을 가할 수 있는 브라켓 등의 부착물을 부착하는 술식을 시행하게 되는데, 이 과정 중에 피판 주변에서 스며나오는 혈액에 의해 오염이 쉽게 발생될 수 있다. 브라켓 부착에 쓰이는 접착제가 접착 과정 중 오염되면 접착제의 부착 강도가 현저히 저하된다는 보고가 있다[1].

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 안서동 산 29
단국대학교 치과대학 소아치과학교실
Tel : 041-550-1991
E-mail : jskim@dku.edu

통상적인 브라켓 부착에 널리 사용되는 레진 접착제는 산처리 과정의 발전과 더불어 교정영역에서 넓게 자리매김 하고 있는데 이는 밴드 사용의 필요성을 감소시키고 적절한 부착 강도를 가져 교정력을 적용하는데 유용하기 때문이다[2]. 그러나 레진 접착제의 문제점으로 술식의 복잡성, 치면의 완전한 건조 필요, 치아 탈회 및 우식 가능성, 제거 시 법랑질 손상 가능성 등이 제기되고 있는 실정이다[3,4]. 또한 개창술 과정 중에 레진 접착제를 이용해 브라켓을 부착할 경우 산부식 과정에서 불가피하게 일어나는 주변 조직에 대한 산의 접촉이 조직의 치유를 지연시키는 사례를 흔히 접하게 되는 바, 개창술 환경에서는 부착 과정 중 산부식이 요구되지 않는 접착제의 사용이 이로울 것으로 사료되며, 수술 과정 중 오염을 최소화하기 위해서는 좀더 단순하고 시간이 적게 걸리는 부착 재료가 선호된다.

이러한 개창술 환경이 요구하는 조건을 기존의 레진 접착제가 충족하지 못함에 따라 레진 접착제보다 부착 강도가 상대적으로 낮아 브라켓 부착용으로는 소외되었던 글래스 아이오노머 접착제에 대한 관심이 다시 고조되었다. 글래스 아이오노머는 산부식 처리의 생략이 가능하고 프라이머 적용 등의 복잡한 단

계 없이 수분이 있는 치면에 바로 적용할 수 있어[5] 타 재료에 비해 개창술에 적절한 재료의 요건을 다수 갖추고 있다. 그 밖에도 법랑질, 상아질, 금속과의 결합성[6], 적절한 생체 적합성[7], 제거의 용이성[3], 장기간 불소 유리[8] 등의 다양한 장점을 가진다.

광중합 형 글래스 아이오노머는 24시간 이상이 되어야 최대 강도에 도달하며, 부착 1시간 경과 후의 전단 강도가 30시간 경과 후 강도의 1/2에도 미치치 못한다는 결과를 고려할 때 브라켓 부착 후 바로 교정용 강선을 삽입해야 하는 일반적인 임상 교정 술식에는 초기 접착 강도가 만족스럽지 못하다는 점이 지적되어 왔다[9]. 개창술을 동반한 교정적 정출술의 경우 일반적으로 연조직 치유기간인 1주일 정도를 기다렸다가 교정력을 적용하는 방법이 흔히 적용되므로 이는 접착제가 경화할 수 있는 충분한 시간을 제공하게 된다.

혈액 오염은 브라켓 부착 과정 중 '접착제 적용 전'과 '접착제 적용 후'에 일어나는 경우를 생각해 볼 수 있으며, 단계가 많은 레진 접착제의 경우는 '접착제 적용 전'을 다시 '산부식 후'와 '프라이머 적용 후'로 나눌 수 있다. 레진 접착제가 산부식 후 혈액에 오염되었을 때 현저한 전단 강도의 감소가 있었다는 연구 결과는 이미 보고된 바 있어[10] 저자는 레진의 경우 '접착제 적용 전' 시기 중 '프라이머 적용 후' 오염 결과에 관심을 가지게 되었다. 이에 교정용 브라켓 부착에 사용되는 글래스 아이오노머와 레진 접착제를 '접착제 적용 전'과 '접착제 적용 후'의 조건으로 나누고 혈액 오염 환경을 재현하여 전단 강도를 측정함으로써 산부식 처리 없이 사용하는 글래스 아이오노머 접착제가 개창술을 동반한 브라켓 부착 술식에 임상적으로 적절한 재료인지를 평가하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 대상 및 재료

최근에 교정 목적으로 발거한 후 생리 식염수에 보관된 우식이나 결손 부위가 없는 건전한 상 · 하악 소구치를 대상 치아로 선정하였으며, 브라켓은 만곡된 하면을 가진 직경 3.5mm의 교정용 버튼(Tomy, Japan)을 사용하였다. 광중합형 접착제로 교정용 레진인 Transbond XT™와 레진 강화형 글래스 아이오노머 접착제인 Fuji ORTHO LC®를 사용하였고 레진 군에 필요한 산부식에는 37% 인산(3M, USA)을, 프라이머로는 Transbond XT Primer(3M Unitek, USA)를 사용하였다. 광중합 기기로는 XL2500(3M, USA)을 사용하였으며 Radiometer (DentAmerica, USA)로 치아 10개 조사 후 1회씩 측정하는 방법으로 광원의 조도를 일정하게 470nm 이상으로 유지하였다. 혈액은 한사람의 술자로부터 실험 당일 채취하여 사용하였으며 혈액 항응고 제재를 소량 첨가하여 응고를 방지하였다.

2. 연구 방법

(1) 대상 치아의 준비

총 60개의 대상 치아 표면에 있는 이물질을 스케일러로 제거한 후 불소가 포함되지 않은 퍼미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버 컵을 사용하여 10초간 법랑질 세마를 시행하였으며 실험 전까지 증류수에 보관하였다. 세척한 치아를 무작위로 10개씩 6개의 군에 배분하고 제작된 주형에 치아의 치근 부위까지 아크릴릭 레진으로 블록 매몰을 시행한 후 레진의 경화 시 발생하는 열을 분산시키기 위해 차가운 증류수에 즉시 담구어 레진의 충분한 경화가 일어날 수 있도록 30분간 방치하였다.

(2) 실험군의 분류

각 접착제당 세 가지 씩의 처리 방법을 시행하여 다음과 같이 총 6군으로 분류하였다(Table 1).

모든 Fuji ORTHO LC 군들의 치아는 산부식이나 전처리를 시행하지 않았으며 제조자의 지시에 따라 접착제를 적용하기 전, 젖은 면구로 표면을 1회 가볍게 두드려 수분을 적용하였다. 그 후 실험군 별로 정해진 과정을 시행하였다(Table 2).

모든 Transbond XT 군들의 치아는 37% 인산을 15초간 적용하여 산부식한 후 30초간 흐르는 수돗물에 세척하고 건조하였다. 그 후 실험군 별로 배정된 후속 처리를 시행하였다(Table 3).

각 재료의 '비오염군'은 오염 환경이 아닌, 제조사의 지시에 따른 표준 절차를 시행하였고 '전오염군'은 접착제가 치면에 적용되기 전 혈액 오염 상태를 재현하기 위해 혈액을 떨어뜨려 치면을 오염시키고 면구로 가볍게 닦아내 혈액이 잔존되는 상황을 재현하였다.

Table 1. Classification of experimental groups

Group	Material	Treatment condition	sample number
I	Fuji ORTHO LC	uncontaminated	10
II	Fuji ORTHO LC	pre-contaminated	10
III	Fuji ORTHO LC	post-contaminated	10
IV	Transbond XT	uncontaminated	10
V	Transbond XT	pre-contaminated	10
VI	Transbond XT	post-contaminated	10

Table 2. Surface preparation design for bracket bonding in each GI group

Group	I	II	III
Treatment condition	uncontaminated	pre-contaminated	post-contaminated
	not etched moistened adhesive light curing	not etched moistened 1 drop of blood wiped with cotton ball adhesive light curing	not etched moistened adhesive 3-4 drops of blood light curing

Table 3. Surface preparation design for bracket bonding in each resin group

Group	IV	V	VI
Treatment condition	uncontaminated	pre-contaminated	post-contaminated
	etched washed/dried primer adhesive light curing	etched washed/dried primer 1 drop of blood wiped with cotton ball primer adhesive light curing	etched washed/dried primer adhesive 3-4 drops of blood light curing

'후오염군'은 접착제를 적용하기 전까지는 오염되지 않았으나, 광조사 전 혈액에 오염된 상황을 재현하기 위해 접착제 적용 후 혈액을 브라켓 주변으로 떨어뜨려 혈액 오염 상태를 재현한 후 광조사를 시행하였다.

(3) 브라켓의 부착과 광중합

Fuji ORTHO LC 군은 분액비가 3.0g:1.0g으로 기포가 없도록 혼합하여 사용하였고 제조자의 지시에 따라 교합면, 치은, 근심, 원심방향에서 10초씩 광조사를 시행하였다. Transbond XT 군은 프라이머를 적용하고 접착제를 이용하여 브라켓을 위치시킨 후 제조자의 지시에 따라 근심, 원심 방향에서 각각 10초씩 광조사를 시행하였다.

(4) 열순환 과정(thermocycling) 및 보관

브라켓 부착이 완료된 치아 블록들을 실온에서 30분간 방치한 후 37℃, 100% 습도에서 24시간 보관하였다. 구강 내의 환경을 재현하기 위해 5℃-55℃에서 각각 30초 동안 침적시키는 방법으로 총 1000회의 열순환 과정(동경기연, Japan)을 시행하였다.

(5) 전단 강도 측정

기구의 장축이 브라켓과 치아 협면 사이의 접착 계면과 평행이 되도록 레진 블록 하면을 갈아준 후 만능 시험기를 이용하여 50kg의 하중, crosshead speed 5mm/min으로 치아에 대한 실험 재료의 전단 강도를 측정하였다. 접착이 파절 되는 순간의 최고 하중(N)을 브라켓 기저부의 면적으로 나누어 MPa(N/mm^2)로 전단 강도를 구하였다.

(6) 접착파절 형태의 관찰

접착 파절 후에 치면에 남아 있는 접착제를 광학 현미경 10배의 배율로 관찰하여 접착제 잔류지수(Adhesive remnant index, ARI)를 이용하여 아래와 같이 점수화하였다.

지수(score) 0 : 치면에 접착제가 남아 있지 않은 경우
지수(score) 1 : 치면에 접착제가 반 이하로 남은 경우
지수(score) 2 : 치면에 접착제가 반 이상 남은 경우
지수(score) 3 : 치면에 모든 접착제가 남은 경우

(7) 통계 분석

윈도우용 SPSS 10.0 프로그램을 이용하여 각 접착 재료의 처리 방법에 따른 유의성을 알아보기 위해 일원분산검정(one-way ANOVA)을 시행하였고 Scheffe's multiple range test로 사후 검증을 시행하였다. 처리 방법에 따른 재료간 접착제 잔류지수의 유의성을 검증하기 위해 Mann-Whitney test를 시행하였다. 유의성 검증은 모두 95% 이상의 유의수준에서 시행하였다.

Ⅲ. 연구 결과

각 처리 방법에 따른 강도의 결과는 Fuji ORTHO LC의 모든 군에서 Transbond XT의 해당 군보다 낮은 수치를 나타냈다.

두 재료 모두 '전오염군'이 '비오염군'의 절반 정도에 해당하는 전단 강도를 보였으며 '비오염군'과 '후오염군'은 유사한 전단 강도를 보였다.

1. Fuji ORTHO LC의 처리 방법에 따른 전단 강도

I군, II군, III군의 평균 전단 강도는 각각 4.9±0.9, 2.5±0.8, 4.7±0.6 MPa였다(Table 4).

일원분산검정 결과 각 군간 통계적 유의성이 있었으며($p<0.05$) 사후 검정 결과 I군과 III군 간에는 유의한 차이가 없었으나 II군은 I군보다 유의하게 낮은 전단 강도를 나타냈고($p<0.05$), II군과 III군 간에도 유의한 차이가 있었다($p<0.05$, Table 5).

2. Transbond XT의 처리 방법에 따른 전단 강도

IV군, V군, VI군의 평균 전단 강도는 각각 12.1±0.9, 4.2±2.0, 11.2±2.3 MPa였다(Table 4). 일원 분산검정 결과 각 군 간에 통계적 유의성이 있었으며, 사후 검정한 결과 IV군과 VI군 간에는 유의차가 없었으나 V군은 IV군보다 유의하게 낮은 전단 강도를 보였으며($p<0.05$) V군과 VI군 간에도 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$, Table 6).

3. 접착 파절의 형태

글래스 아이오노머인 Fuji ORTHO LC의 군들에서는 접착제가 치면에 남아 있지 않은 ARI 지수 0이 대부분을 차지하였으며 치면에 접착제가 모두 남아있는 시편은 한 개도 없었다.

반면 레진인 Transbond XT의 접착 파절 후 접착제 잔류 측정 결과, IV군과 VI군에서는 절반 이상의 시편에서 ARI 지수 2-3을 보여 치면에 접착제가 많이 남아 있는 결과를 보였다. 그러나 Transbond XT의 '전오염군'인 V군에서는 2/3에서 치면에 접착제가 남아있지 않은 지수 0을 기록하였다(Table 7).

각 재료간 방법에 따른 ARI 지수의 유의성을 알아보기 위해 Mann-Whitney test를 시행한 결과 '비오염군'인 I군과 IV군, '후오염군'인 III군과 VI군 간에는 유의한 차이가 있었으나($p<0.05$) '전오염군'인 II군과 V군 간에는 유의한 차이가 없었다(Table 8).

Table 4. Shear bond strength values(MPa) measured from samples in each group (M±S.D)

group	I	II	III	IV	V	VI
shear bond strength (M±S.D)	4.9±0.9	2.5±0.8	4.7±0.6	12.1±0.9	4.2±2.0	11.2±2.3

Table 5. Statistical comparison of shear bond strength between Fuji ORTHO LC groups

	group I	group II	group III
group I			
group II	*		
group III		*	

* : significant difference by One-way ANOVA($p<0.05$)

Table 6. Statistical comparison of shear bond strength between Transbond XT groups

	group IV	group V	group VI
group IV			
group V	*		
group VI		*	

* : significant difference by One-way ANOVA($p<0.05$)

Table 7. Adhesive Remnant Index (ARI)

group	score 0	score 1	score 2	score 3
I	8	2	0	0
II	9	1	0	0
III	7	2	1	0
IV	0	1	4	5
V	7	2	1	0
VI	0	3	3	4

Table 8. Mann-Whitney test for ARI score in each treatment condition

p value	I-IV group	II-V group	III-VI group
	p=0.000*	p=0.436	p=0.000*

* : significant difference by Mann-Whitney test($p<0.05$)

Ⅳ. 총괄 및 고안

글래스 아이오노머는 1972년에 처음 소개된 이후 재료가 가지는 장점으로 인해 다양한 분야에 사용되어 왔다. 그러나 글래스 아이오노머의 다양한 장점에도 불구하고 레진 접착제에 비해 접착 강도가 현저히 낮아 브라켓 부착에 사용하는 것에 대해서는 아직도 논란이 있다[11]. 기존의 글래스 아이오노머는 강도가 낮고 중합되는데 걸리는 시간이 길며 초기 수분 오염 등에 민감한 문제가 있었으나, 광중합형 레진 강화형 글래스 아이오노머는 경화시간을 단축시켜 습기나 탈수에 대한 민감성이 줄었다. 뿐만 아니라 강도가 현저히 증가되었으며 최대 강도에 도달하는 시간이 단축되고 잉여 접착제를 제거할 수 있는 작업 시간은 연장되어 교정 영역에서의 사용이 시도되고 있다[3,12,13].

Fuji ORTHO LC는 광중합형 레진이 첨가된 글래스 아이오노머 접착제로서 분말은 fluoroalumina-silicate glass이며 액은 폴리아크릴릭 산, 모노머, 액티베이터, 물 등으로 구성되어 있다. 레진 성분은 세 가지 모노머의 혼합 형태로 2-hydroxyethyl-methacrylate(HEMA)가 주성분이고 이러한 레진 성분이 물성을 개선하고 광중합 시 중합시간을 단축시키는 주원인이 된다. 광중합 개시제로서 소량의 camphoroquinone도 포함하고 있다[3]. Fuji ORTHO LC는 기존의 글래스 아이오노머에서 볼 수 있는 산-염기 반응이 일어나는 기전과 광조사에 의한 HEMA의 자유라디칼이 중합되면서 다른 모노머와 poly-HEMA를 이루며 강화되는 기전 그리고 레진 모노머들의 자가중합 기전 등 세 가지 기전에 의해 중합이 완성된다. 광중합에 의한 초기 경화가 가능해짐에 따라 부착 직후에도 교정용 강선 삽입에 의한 교정력 적용에 저항할 수 있게 되었다[3].

본 연구의 대상인 개창술과 브라켓 부착을 통한 교정적 정출술이 필요한 매복 치아의 경우, 출은하지 않은 상태여서 교합력 등의 외부 저항이 상대적으로 적으므로 교정적 정출술을 위한 교정력을 견딜 수 있는 적은 접착 강도만이 요구된다. 이는 통상적인 교정적 적용을 위한 브라켓 부착이 저항해야 하는 요소가 많아 충분히 큰 접착 강도를 가져야 하는 것과 달리 작은 접착강도 하에서도 시행할 수 있다. 교정적 정출 시 적용하는 힘이 30-50g 범주일 때 바람직한 생물학적 반응을 얻을 수 있는데 이때 생물학적 반응이란 동통이나 치근 흡수 등의 부작용을 야기하지 않으면서 치주 인대나 치수의 정상적 유지가 가능한 범위에서 치아의 이동을 허용하는 것을 의미한다[14,15]. 실제로 임상적으로 매복치 정출을 시행한 사례 발표에서 30-60g의 범주에 해당하는 교정력을 작용하였다고 보고하고 있으며 60g을 넘기지 않는다고 하였다[16-18]. 일반적인 교정치료를 위한 브라켓의 접착 강도에 대한 기준은 아직까지 명확하게 규정되지 않으며 문헌에 따라 그 값이 다양하게 보고되고 있는데 Keizer 등[19]은 2.8MPa이 적절하다고 하였고 Miura 등[20]은 5.1MPa 정도라고 하였으며, McCourt 등[9]은 10MPa라고 하였다. 현재 일반적으로 연구 결과를 비교하는 기준은 5-8MPa이며 최소 3-5MPa가 되어야 한다고 제시하는 문헌[21]도 있다. 이처럼 기준이 다양하게 나타나는 이유는 사용한 접착제의 종류, 브라켓 기저부의 디자인, 법랑질의 성질, 교합력, 브라켓의 위치, 장치에 작용되는 힘, 부식에 따른 법랑질의 저항력 등과 같은 다양한 요소가 브라켓의 부착 강도를 좌우하기 때문이다[22]. 본 연구에서 II군을 제외한 모든 군이 최소 접착 강도를 만족시킨 결과를 얻었다. II군 역시 교정적 정출력 만을 견디는 정도는 가능하나 다른 저항 요소가 있을 수 있음을 감안하면 최소 접착 강도에 미치치 못하므로 임상적으로 적용하기에는 불충분한 전단 강도로 사료된다.

글래스 아이오노머의 많은 장점을 높이 평가하여 교정적 적용을 위한 꾸준한 연구가 보고되고 있는데 브라켓 직접 부착법에 글래스 아이오노머를 사용한 문헌으로 1986년 White[23]의 연구가 있으며 그는 법랑질 표면을 완전히 건조하고 글래스 아이오노머가 초기 경화될 때까지 수분 격리를 하도록 권하였다. 이 연구에서 글래스 아이오노머의 접착 강도는 레진 접착제보다 현저히 낮게 나타났고 글래스 아이오노머를 사용할 경우 초기에 매우 약한 교정용 강선만을 삽입할 수 있다고 하였다. 1990년 Cook[24]은 40명의 환자에게 산부식 처리를 하지 않고 브라켓 부착에 글래스 아이오노머를 사용하여 교정 치료를 시행한 결과 12%의 탈락율을 보였으며 이는 임상적으로 사용하기에 적절하지 못하다고 하였다. 그러나 이후 연구에서 Fricker[25]는 Fuji II LC를 이용한 브라켓 부착을 임상에 적용한 결과 레진과 같은 정도의 성공률을 보였다고 발표하였고 Silverman 등[3]은 8개월 동안 150악궁의 치아에 글래스 아이오노머 접착제를 이용하여 브라켓 부착을 시행한 결과 산부식이나 수분 격리 없이도 임상적 성공률이 96.8%였음을 보고하였다. 글래스 아이오노머는 치질과 화학적 결합을 하는데 이는 글래스 아이오노머의 성분 중 하나인 폴리아크릴릭 산에 치면의 수산화 인회석이 녹아들어가 결합하면서 이루어지는 것이며 이러한 결합 기전에 의해 접착제의 산부식 필요성이 줄어든다. 글래스 아이오노머를 사용할 때 산부식 처리의 필요성에 대한 다양한 견해가 있는데, Cacciafesta 등[22]은 우치를 이용한 전단 강도 실험에서 Fuji ORTHO LC를 사용하여 치면 산부식을 시행하지 않은 경우에서도 임상적으로 적용 가능한 전단 강도를 얻었다고 하였고 Ewoldsen 등[26]도 레진 강화형 글래스 아이오노머를 사용한 연구에서 산부식을 시행한 경우와 시행하지 않은 경우에서 유사한 전단 강도를 얻었다고 보고한 바 있다. 김 등[5]의 연구 역시 10% 폴리아크릴 산으로 법랑질의 표면 처리한 광중합형 글래스 아이오노머 접착제 군의 전단 강도는 퍼미스로 법랑질을 표면 처리한 광중합형 글래스 아이오노머 접착제 군보다 약간 높았으나 통계적 유의성이 없었다고 하여 산처리가 필요하지 않음을 뒷받침 하였다. 반면 1992년 Compton 등[27] 은 글래스 아이오노머를 적용할 때 약산을 이용한 치면 전처리를 추천하였고 Valente 등[28]은 37% 인산과 10% 폴리아크릴릭 산, 산처리 하지 않은 군으로 나누어 글래스 아이오노머를 사용해 브라켓의 전단 강도를 비교하였는데 산의 종류에 따른 전단 강도의 차이는 없었으나 산처리를 시행하지 않은 군에

서는 유의하게 낮은 강도를 보인다고 발표하였다. 그러나 산처리를 하지 않은 군의 평균 전단 강도 값은 6.9MPa로 최소 부착 강도를 수용하는 범위로 나타났다.

개창술을 시행하는 환경은 주변에 피판 조직이 형성되어 있으며 혈관이 노출되어 있는 상황으로 산부식을 시행하게 되면 수세 과정에서 피판 조직이 산에 오염될 뿐 아니라 혈관에 도 영향을 미칠 수 있다. Pameijer와 Stanley[29]는 산이 혈관에 미치는 영향을 연구하였는데 치수 혈관이 노출되었을 때 지혈이 잘 시킨 후 인산을 적용하게 되면 다시 출혈이 일어남을 보고하여 인산이 혈관의 작용에 영향을 미침을 시사한 바 있다. 또한 Cehreli 등[30]은 치과용 인산이 혈관에 작용했을 때 나타나는 반응을 연구한 동물 실험에서 37% 인산 20㎕를 혈관에 주입한 경우, 화학적 변성을 야기하면서 혈관 벽이 급속도로 붕괴되어버리는 양상을 발표하였고 이보다 소량인 5, 10㎕을 주입한 경우에서는 혈관이 이완되는 양상을 보고하였다. 이러한 산의 영향을 고려할 때 개창술을 시행하는 특수한 상황에서의 브라켓 부착 과정에는 산처리를 하지 않는 것이 바람직하며 글래스 아이오노머가 이러한 조건에 부합되는 재료이다.

글래스 아이오노머의 특성상 치면을 완전히 건조시키는 것보다 약간의 수분이 잔존하는 것이 바람직하다고 하여 제조자는 젖은 면구로 치면을 가볍게 두드려주는 방법이 적절하다고 지시하였다. 본 연구에서도 이와 같이 접착제 적용 직전 치면에 수분을 적용하였는데 치면을 완전히 건조시키지 않은 촉촉한 표면에서 레진 강화형 글래스 아이오노머의 적용이 추천되는 이유는 Fuji ORTHO LC에 포함된 HEMA가 수용성 모노머여서 수분이 있을 때 퍼짐과 침투가 더욱 촉진되기 때문이다[22].

접착제의 부착 강도가 실험실 연구 결과에 비해 임상 결과에서 떨어지는 경우가 보고 되고 있는데 이는 구강 내 환경이 습기가 많고 타액이나 혈액 등에 의한 오염 가능성이 존재하기 때문이다. 본 연구가 시행한 혈액 오염 재현 역시 임상적으로 일어날 수 있는 환경 요소가 재료의 전단 강도에 미칠 수 있는 영향을 보기 위함이었는데 이전의 오염이 미치는 영향을 연구한 문헌을 고찰하면, Kaneshima 등[31]은 혈액 오염에 따른 상아질과 레진 접착제의 부착 강도에 대한 연구에서 산부식 전 치면이 혈액에 오염된 경우에는 산부식과 수세 과정을 시행하였을 때 오염시키지 않은 경우와 유사한 결과를 보였으나 자가 산부식 프라이머 적용 후 혈액에 오염되었을 때에는 부착 강도가 떨어짐을 보고한 바 있다. Oonsombat 등[1]도 역시 레진 접착제를 사용하여 브라켓을 부착할 때 부착 과정 중 혈액에 오염되면 유의하게 부착 강도가 떨어진다고 하였다. 타액에 대한 연구 문헌으로 이와 권[32]은 3가지 레진 강화형 글래스 아이오노머를 사용한 전단 강도 실험에서 Fuji ORTHO LC와 Vitremer가 타액 오염 군에서 부착 강도의 저하가 없었다고 하였으며 임상적으로 적용하기에 적절한 전단 강도를 가진다고 하였다. Xie 등[33]은 혈장에 의한 오염이 접착제의 부착 강도를 33-70% 감소시켰다고 보고하였고 Powers 등[34]은 타액, 혈장, 핸드피스 윤활제, 산화아연 유지놀, 유지놀 없는 산화 아연에 의한 오염을 재현하여 연구한 결과, 핸드피스 윤활제를 제외한 모든 오염 군에서 46-100%에 해당하는 접착제 전단 강도의 감소가 일어났음을 보고하였다. 본 연구 결과 레진과 글래스 아이오노머 모두 접착제가 치면에 적용되기 전 혈액이 개제된 경우 현저한 전단 강도의 감소를 보였으나 접착제가 적용된 후 주변이 혈액에 오염된 경우에서는 전단 강도의 감소가 나타나지 않았다. 이는 임상에서 중요한 의의를 가지는 것으로 개창술 환경에서 글래스 아이오노머를 사용하여 브라켓을 부착할 때 접착제 적용 전 혈액에 오염되면 다시 깨끗하게 수세하는 과정이 반드시 필요하나 접착제 적용 후 광조사 전이나 광조사 중에 혈액에 오염되었을 경우 브라켓 접착을 재시행 하지 않아도 될 것으로 사료된다.

연구 대상을 5℃와 55℃에 번갈아 노출시키는 열순환 과정은 구강 내의 환경을 재현하기 위한 것으로 Buonocore[35]가 장기적 전단 강도를 반영하기 위해 추천한 바 있으며 Bishara 등[36]이 시행한 열순환 과정에 대한 연구에서 접착 강도가 20-70% 감소된 결과를 보여 강도에 미치는 영향을 보고하였고[37], Klockowski 등[38]의 글래스 아이오노머를 사용한 브라켓 전단 강도 연구에서도 열순환 과정 전, 후를 비교한 결과 11-43%의 강도 감소가 있었음을 확인하였다. 이와 같은 열순환 과정은 접착 재료가 장기적으로 구강 내에 위치했을 때 일어나는 온도 변화를 재현함으로써 실험실과 실제 임상 결과의 틈을 좁힐 수 있는 통로의 역할을 하기 위해 본 실험에서 시행되었다.

부착 파절 후 남아있는 접착제의 양에 따라 측정한 ARI 지수는 Artun과 Bergland[39]에 의해 고안된 것으로 주관적일 수 있는 문제가 있으나 임상적 결과를 예측하는데 적절하게 쓰일 수 있으며 지수가 낮을수록 임상적으로 제거하기 쉬운 것이라고 하였다. O' Brien 등[40]은 부착 파절 후 잔존 접착제의 양과 전단 강도는 관련이 적고 브라켓 접착면의 형태와 사용된 접착제의 특성에 의해 영향을 많이 받는다고 하였다. Cook과 Youngson[41]은 글래스 아이오노머가 법랑질보다 금속과 더 강한 결합력을 보이기 때문에 부착 파절 후 글래스 아이오노머가 브라켓에 약 93%가 남아있었다고 하였다. 그러나 재료에 따라서는 ARI 지수와 부착 강도가 비례하는 경우가 있는데 가장 이상적인 부착재료는 충분히 높은 부착 강도를 가지면서 부착파절 후 치면에 접착제가 남아있지 않는 조건을 갖춘 것이라고 하였다. Fox 등[42]도 이상적인 부착 파절 부위는 법랑질과 접착제 계면이라고 하였으며 이는 브라켓 제거를 쉽게 하여 준다고 하였다. 이전 연구에서 글래스 아이오노머는 법랑질과 접착제 사이의 계면에서 부착 파절이 보여져 부착성 파절 양상을 보이는 반면 레진 접착제는 레진 내에서 파절되는 응집성 파절이 주로 나타났다고 보고된 바 있다[43].

본 연구 결과에서도 글래스 아이오노머는 오염 여부와 상관없이 모두 치면에 접착제가 거의 남아 있지 않은 양상을 나타내었는데 이는 금속과 접착제가 더 높은 접착력을 가지기 때문이라고 사료되고 이러한 양상은 브라켓 제거 시 접착제 제거 과정 중의 치아 손상 가능성을 줄이고 제거도 쉽게 시행할 수 있다는 장점이 된다.

Ⅴ. 결 론

개창술 환경에서 일어날 수 있는 혈액 오염을 접착제의 부착 단계 중 접착제 적용 전과 광조사 전에 재현하였을 때, 레진 강화형 글래스 아이오노머와 레진 접착제의 전단 강도를 각각 측정하고 접착 파절 후 치면에 잔존하는 접착제의 지수를 산출하고 부착 파절 양상을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Fuji ORTHO LC의 모든 군이 Transbond XT에 비해 낮은 전단 강도를 나타냈으나, 글래스 아이오노머의 I군과 III군에서는 치아 이동에 임상적으로 사용 가능한 강도를 보였다.
2. 오염 방법에 따른 각 재료 간의 전단 강도 비교에서 두 재료 모두 광중합전 혈액에 오염된 경우는 오염이 없는 군과 유의한 전단 강도의 차이가 없었으나, 접착제 적용전 치면이 혈액에 오염된 경우에서는 유의하게 낮은 전단 강도를 나타냈다.
3. 부착 파절 양상의 측정 결과, 모든 글래스 아이오노머 군에서는 대부분 치면과 접착제의 계면이 파절되는 양상을 보여 치면에 접착제가 남아있지 않은 양상을 보인 반면, 레진 군에서는 '전오염군'을 제외한 군들에서 접착제와 브라켓의 계면이나 접착제 내의 파절이 나타나 치면에 많은 양의 접착제가 남아있는 양상을 보였다.

이상의 실험 결과, 글래스 아이오노머는 레진 접착제보다 낮은 전단 강도를 가지나 접착제 적용 전, 치면이 혈액에 오염되지 않는다면 임상적으로 교정적 정출술을 시행하기에 적절한 전단 강도를 유지할 것으로 사료된다.

그러나 글래스 아이오노머의 결합력이 레진에 못미치는 점을 고려할 때, 개창술을 시행할 때와 같은 산부식이 곤란하고 간단한 술식이 유리한 특수한 경우에서는 우선적으로 추천될 수 있으나 통상적인 교정 브라켓 부착에 사용하기 위해서는 향후 결합력이 보강된 글래스 아이오노머 접착제에 대한 연구가 요구된다.

참고문헌

1. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R : The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 12:547-550, 2003.
2. Bryant S, Retief DH, Russell CM, et al. : Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92:225-231, 1987.
3. Silverman E, Cohen M, Demke RS, et al. : A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 108:231-236, 1995.
4. McCarthy MF, Hondrum SO : Mechanical and bond strength properties of light cured and chemically cured glass ionomer cements. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 105:135-141, 1994.
5. 김철, 윤영주, 김광원 : 광중합형 글래스 아이오노머 시멘트가 교정용 브라켓의 전단결합강도에 미치는 영향. 대치교정지, 27:327-334, 1997.
6. Hood JA, Childs WA, Evans DF : Bond strengths of glass ionomer and polycarboxylate cements to dentin. N Z Dent J, 77:141-144, 1981.
7. Smith DC : Dental cement. Current status and future prospects. Dent Clin North Am, 27:763-792, 1983.
8. Cranfield M, Kuhn AT, Winter GB : Factors relating to the rate of fluoride ion release from glass ionomer cement. J Dent, 10:333-341, 1982.
9. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S : Bond strengh of light-cure fluoride releasing base liners as orthodontic bracket adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 100:47-52, 1991.
10. Reddy L, Marker VA, Ellis E 3rd : Bond strength for orthodontic brackets contaminated by blood: composite versus resin modified glass ionomer cements. J Oral Maxillofac Surg, 61:206-213, 2003.
11. Powis DR, Folleras T, Merson SA, et al. : Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. J Dent Res, 61:1416-1422, 1982.
12. Underwood ML, Rawls HR, Zimmerman BF : Clinical evaluation of fluoride-exchanging resin as an orthodontic adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 96:93-99, 1989.
13. Kvam E, Broch J, Nissen-Meyer IH : Comparison between a zinc phosphate cement and a glass ionomer cement for cementation of orthodontic bands. Eur J Orthod, 5:307-313, 1983.
14. Proffit WR, Fields HW : Contemporary orthodontics. 2nd ed, Mosby Missouri, 1993.
15. Kocadereli I, Atac A : Orthodontic management of a horizontally positioned maxillary lateral incisor. J Clin Pediatr Dent, 20:1-4, 1995.
16. Cuoghi OA, Bertoz FA, De Mendonca MR, et al. : Extrusion and alignment of an impacted tooth using removable appliances. J Clin Orthod, 36:379-383, 2002.
17. De Echave-Krutwig M, Sanchez-Fernandez L : Impacted incisors with dilacerated roots. J Clin

Orthod, 36:641-645, 2002.
18. Tanaka E, Watanabe M, Nagaoka K, et al. : Orthodontic traction of an impacted maxillary central incisor. J Clin Orthod, 35:375-378, 2001.
19. Keizer S, ten Cate JM, Arends J : Direct bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod, 69:318-327, 1976.
20. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E : A new direct bonding system for plastic brackets. Am J Orthod, 59:350-361, 1971.
21. Voss A, Hickel R, Molkner S : In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement. Angle Orthod, 63:149-153, 1993.
22. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann PG, Sussenberger U, et al. : Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 113:402-407, 1998.
23. White LW : Glass ionomer cement. J Clin Orthod, 20:387-391, 1986.
24. Cook PA : Direct bonding with glass ionomer cement. J Clin Orthod, 24:509-511, 1990.
25. Fricker JP : A 12-month clinical evaluation of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 105:502-505, 1994.
26. Ewoldsen N, Beatty MW, Erickson L, et al. : Effect of enamel conditioning on bond strength with a restorative light-cured glass ionomer. J Clin Orthod, 29:621-624, 1995.
27. Compton AM, Meyers CE Jr, Hondrum SO, et al. : Comparison of the shear bond strength of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 101:138-144, 1992.
28. Valente RM, De Rijk WG, Drummond JL, et al. : Etching conditions for resin-modified glass ionomer cement for orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop, 121:516-520, 2002.
29. Pameijer CH, Stanley HR : The disastrous effects of the "total etch" technique in vital pulp capping in primates. Am J Dent, 11:45-54, 1998.
30. Cehreli ZC, Onur MA, Tasman F et al. : Vascular response of current and potential dental etchants. J Endod, 28:72-75, 2002.
31. Kaneshima T, Yatani H, Kasai T et al. : The influence of blood contamination on bond strengths between dentin and an adhesive resin cement. Oper Dent, 25:195-201, 2000.
32. 이경아, 권오원 : 브라켓 접착시 타액 오염이 래진 강화형 글래스 아이오노모 시멘트의 인장 접착 강도에 미치는 영향. 대치교정지, 30:83-89, 2000.
33. Xie J, Powers JM, McGuckin RS : In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. Dent Mater, 9:295-299, 1993.
34. Powers JM, Finger WJ, Xie J : Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin. J Prosthodont, 4:28-32, 1995.
35. Buonocore MG : Retrospectives on bonding. Dent Clin North Am, 25:241-255, 1981.
36. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, et al. : Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 114:80-87, 1998.
37. Diaz-Arnold AM, Aquilino SA : An evaluation of the bond strengths of four organosilane materials in response to thermal stress. J Prosthet Dent, 62:257-260, 1989.
38. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, et al. : Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 96:60-64, 1989.
39. Artun J, Bergland S : Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod, 85:333-340, 1984.
40. O' Brien KD, Watts DC, Read MJ : Residual debris and bond strength-is there a relationship? Am J Orthod Dentofacial Orthop, 94:222-30, 1988.
41. Cook PA, Youngson CC : An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. Br J Orthod, 15:247-253, 1988.
42. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG : A critique of bond strength testing in orthodontics. Br J Orthod, 21:33-43, 1994.
43. Rix D, Foley TF, Mamandras A : Comparision of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119:36-42, 2001.

Abstract

A STUDY OF SHEAR BOND STRENGTH OF ORTHODONTIC BRACKET UNDER BLOOD-CONTAMINATED CONDITIONS

Ji-Sun Shin, Jong-Soo Kim

Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University

This study was experienced in order to obtain the shear bond strength of orthodontic bracket adhesives under the blood contamination that can be occurred during the procedure of bracket bonding under window opening surgery.

As a result of this study, shear bond strength of all glass ionomer groups were lower than resin cement groups. However, the strength of uncontaminated and post-contaminated group of glass ionomer was strong enough to perform an orthodontic forced eruption.

This study revealed that during a window opening surgery, glass ionomer without etching procedure is available in order to bond a bracket if surface of teeth is not pre-contaminated by blood before the adhesive application.

Both simple procedure and less adhesives remnant after bonding failure could make light-cured glass ionomer cement the ultimate choice for bracket bonding.

Key words : Shear bond strength, Blood contamination