

## 수종의 광중합기를 이용한 교정용 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합 강도에 관한 연구

김민수 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

### 국문초록

본 연구에서는 세 가지 서로 다른 광원(할로겐 램프 : Elipar Trilight : 3M ESPE, Seefeld, Germany, Light Emitting Diode (LED) : Elipar Freelight2 : 3M ESPE, Seefeld, Germany, 플라즈마 광 : Flipo : LOKKI, France)을 사용하여 브라켓과 광원사이의 거리에 따른 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트(Fuji ORTHO LC : GC, Japan)의 전단 결합 강도를 알아보려고 하였다.

1. 광중합기에 따른 전단 결합 강도는 광중합기로부터 브라켓까지의 거리가 0mm일 때, 3 가지 광원에 유의할 만한 차이는 보이지 않았고 광중합기로부터 브라켓까지의 거리가 3mm, 6mm일 때, 할로겐 광과 플라즈마 광 사이에는 유의할 만한 차이가 없었으나 LED 광은 유의성 있게 낮은 전단 결합 강도를 나타냈다.
2. 할로겐 광과 플라즈마 광으로 광중합시 거리에 따른 전단 결합 강도에 유의한 차 없었고 LED 광을 사용하여 광중합시에는 거리가 증가할수록 전단 결합 강도가 감소하였다. 특히 0mm에서 3mm로 거리가 증가시 유의할 만한 감소를 나타내었다.

**주요어** : 전단 결합 강도, 광중합기, 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트

### I. 서 론

치아 교환시기인 소아 및 청소년 시기에 맹출 장애나 외상, 치아 위치 이상 등으로 매복되어 있는 경우 개창술을 통한 치아 정출술을 시행하게 된다<sup>1,2)</sup>. 개창술시 노출된 치아에 브라켓을 직접 부착 후 교정력이 가해지는데 이때 사용되는 접착제로는 레진 접착제나 광중합형 글라스 아이오노머 접착제가 있다<sup>3)</sup>.

컴포짓 레진을 이용한 브라켓 부착은 교정용 밴드의 사용을 대신하며 적절한 부착 강도를 제공하는 간편한 방법으로 널리 사용되었다<sup>4)</sup>. 그러나 개창술시 레진을 이용한 직접 접착법에는 여러 가지 문제점이 존재한다. 먼저 산 부식 과정동안 법랑질의

탈회와 그에 따른 치아 우식 가능성<sup>5,6)</sup>, 브라켓 제거 시 법랑질의 파절위험, 남은 레진의 제거 시 법랑질 손실 위험<sup>7,8)</sup>과 드물게 아크릴릭 레진에 알려져 반응 및 산에 의한 주변 조직의 치유 지연을 유발<sup>9)</sup>할 수 있다. 또한 접착 과정 동안 완전히 건조된 환경이 요구되며 레진이 침투하기에 충분히 거친 표면을 형성하기 위해서는 15-60초간의 산 부식 시간과 그 후 프라이머가 적용되기 위한 시간이 추가로 필요하다<sup>10)</sup>. 따라서 개창술시에는 이런 문제점을 최소화 할 수 있는 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트가 선호된다. 즉 산부식 과정이 불필요하고 불소를 방출하며 수분 민감성이 적은 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트<sup>11)</sup>가 많이 사용될 수 있다. 그러나 제조사의 지시에 의하면 전통적인 텅스텐-할로겐 광선을 이용하여 광중합시 근원심면에서 20초씩, 40초의 광중합 시간이 요구된다. 이는 간단하고 빠른 술식이 요구되는 개창술에서 여전히 문제점으로 제기 된다<sup>12)</sup>.

1990년대 후반 xenon arc light units가 고강도의 빛을 방출하여 광중합 복합레진의 중합시간을 획기적으로 줄인 제품으

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 신부동 산 7-1  
단국대학교 치과병원 소아치과  
Tel: 041-550-1931  
E-mail: jskim@dku.edu

로 소개되었다<sup>13)</sup>. Light-emitting diode(LED) 역시 기존의 할로겐 광증합기의 결점을 극복하고자 소개되었다<sup>14)</sup>. 이런 광증합기를 사용함으로써 줄어든 수술 시간으로 인해 환자의 불편감이나 술자의 스트레스가 감소되며 또한 수분이나 혈액에 의한 오염 가능성이 감소될 수 있다<sup>15)</sup>.

접착제의 중합 정도는 노출되는 광선의 강도와 질, 노출시간에 의존한다<sup>16)</sup>. 특히 접착제를 중합하는 광증합기의 높은 강도는 중합기의 접근 정도에 달려있다<sup>17)</sup>. 개창술시에는 치아 자체의 위치이상이나 매복 깊이, 또한 주위 조직과의 근접성으로 인하여 광증합기 첨단부가 제위치에 위치하기 어려운 경우가 종종 발생한다. 이는 접착 실패를 유발할 수 있으며 이로 인해 또 다른 수술의 필요성 및 견인 실패를 유발할 수 있다. 또한 레진 접착제의 전단 결합 강도에 관한 연구는 이전까지 많이 이루어진 반면 광증합형 글라스 아이오노머와 광원 및 광원의 거리에 따른 전단 결합 강도에 대한 연구는 많지 않은 실정이다. 따라서 본 연구에서는 브라켓과 광원사이의 거리에 따른 광증합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합 강도를 알아보고 임상에서 가장 간편하면서도 적절한 강도를 확보할 수 있는 광원과 거리에 대해 알아보하고자 한다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 대상 및 재료

최근에 교정적 목적으로 발치된 상, 하악 소구치 중 발치로 인한 금이나 협면에 우식이 없는 건전한 법랑질 표면을 가진 치아를 대상으로 하였다. 브라켓은 개창술시 사용되는 만곡된 하면을 가진 직경 3.5mm의 교정용 버튼(Tomy, Japan)을 사용하였고 접착제로 광증합형 글라스 아이오노머 시멘트는 Fuji ORTHO LC를 레진 시멘트는 Transbond XT (3M Unitek, USA)를 사용하였다. 레진 시멘트 사용시 산부식에는 37%인산(3M, USA)과 프라이머는 Transbond XT Primer(3M Unitek, USA)를 사용하였다. 광증합기는 할로겐 램프는 Elipar Trilight을 LED는 Elipar Freelight2를 플라즈마 광은

Flipo로 세 가지를 사용하였다. Radiometer(DentAmerica, USA)를 이용하여 각 광원의 거리에 따른 강도를 측정하였고 각 거리마다 일정한 강도를 유지하였다.

### 2. 연구 방법

#### (1) 치아 준비

총 100개의 치아를 실험 전 까지 4℃의 0.1% thymol에 저장 후 스케일러를 이용하여 치아 표면의 이물질 및 연조직을 제거 후 세척하였다. 미리 제작된 주형에 아크릴릭 레진을 이용하여 치아의 치근 부위만 블록 매몰을 시행 후 레진의 경화시 발생하는 열을 분산시키기 위해 차가운 증류수에 30분간 보관하였다.

#### (2) 실험군의 분류

광증합형 글라스 아이오노머 시멘트 군은 각 광증합기와 브라켓 하면으로부터 광증합기의 거리에 따라 9개 군으로 분류하였고 대조군으로 할로겐 램프를 이용한 레진 시멘트군을 사용하였다(Table 1). 실험 대상 치아를 각 군 당 10개씩 10군으로 무작위 배분하였다.

#### (3) 브라켓 접착

브라켓 접착전에 모든 실험 치아를 대상으로 불소가 포함되어 있지 않은 페미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버컵을 사용하여 10초간 치면 세마를 시행 후 물로 세척하고 오일이 함유되지 않은 공기로 건조시켰다.

Fuji ORTHO LC 군들의 치아는 제조사의 지시에 따라, 젓은 면구를 이용하여 치면을 1회 가볍게 두드려 수분 상태를 유지 후 접착제를 적용시키고 광증합형 글라스 아이오노머 시멘트가 적용된 브라켓을 치아의 협면 중앙에 위치시켰다. 충분한 압력을 가하여 밀착시킨 뒤 여분의 접착제는 탐침을 사용하여 제거하였다. Fuji ORTHO LC는 분액비가 3:1로 기포가 없도록 하여 혼합하였다. 모든 실험 과정동안 한 명의 술자가 혼합하였다.

**Table 1.** Classification of experimental groups

Group	Curing unit	Distance (mm)	Material	Sample number
I	Halogen light	0	Fuji ORTHO LC	10
II	Halogen light	3	Fuji ORTHO LC	10
III	Halogen light	6	Fuji ORTHO LC	10
IV	Light Emitting Diode(LED)	0	Fuji ORTHO LC	10
V	Light Emitting Diode(LED)	3	Fuji ORTHO LC	10
VI	Light Emitting Diode(LED)	6	Fuji ORTHO LC	10
VII	Plasma arc light	0	Fuji ORTHO LC	10
VIII	Plasma arc light	3	Fuji ORTHO LC	10
IX	Plasma arc light	6	Fuji ORTHO LC	10
X	Halogen light	0	Transbond XT	10

Transbond XT 군의 치아들은 37% 인산을 이용하여 15초간 산부식 후 30초간 흐르는 물에 세척 후 건조하였다. XT primer를 산부식된 법랑질 표면에 얇게 도포 후 레진 시멘트가 적용된 브라켓을 치아의 협면 중앙에 위치시켰다. 마찬가지로 충분한 압력을 가하여 과잉의 접착제가 빠져나오도록 하고 광중합 전에 탐침을 이용하여 브라켓 가장 자리를 따라 과잉의 접착제를 제거하였다.

(4) 광중합

세 가지 광원을 브라켓 하면으로부터의 거리가 0, 3, 6mm되는 부위에서 광조사하였다. 광중합기 침단이 브라켓 하면과 상면에 접촉 할 때를 0mm, 광중합기가 브라켓 하면과 상면을 잇는 선에 평행하게 3mm 떨어진 곳과 브라켓 하면과 상면을 잇는 선에 평행하게 6mm 떨어진 곳으로 정하였다. 거리의 표준화를 위해 미리 만들어진 주형을 이용하였고 각도기로 브라켓 하면과의 각도를 일정하게 유지하였다. 각 광원의 거리에 따른 빛의 강도와 각 광원의 침단부 지름이 표시되어있다(Table 2). 빛의 강도는 Radiometer를 사용해 측정하였다.

할로겐 램프를 사용한 1, 2, 3군은 제조사의 지시에 따라 근원심면에서 각각 20초씩(일반적인 모드에서 총 40초) 광중합하였다. LED를 사용한 4, 5, 6군은 근원심면에서 각각 10초씩(총 20초) 광중합하였고, 플라즈마 광을 사용한 7, 8, 9군 역시 근원심 면에서 각각 3초씩(총 6초) 광중합하였다. 대조군인 10군은 할로겐 램프를 사용하여 제조사의 지시에 따라 근원심 면에서 10초씩(총 20초) 광중합하였다.

(5) 보관 및 열순환 과정

브라켓 부착 완료 후 실험 치아들을 실온에서 10분간 방치 후 증류수에 담아 37℃ 항온 수조에서 24시간 보관하였다. 그 후 Thermocycling machine(동경기연, 일본)을 이용하여 구강 내 환경을 재현하기 위해 5℃와 55℃에서 각각 30초씩 침적시

키는 방법으로 총 1000회의 열순환 과정을 시행하였다.

(6) 전단 결합 강도 측정

전단 결합 강도를 측정하기 전에 전단력이 전달되는 기구의 장축과 브라켓 하면이 평행이 되도록 레진 모형을 다듬은 후 만능시험기(경성, 한국)를 사용하여 전단 결합 강도를 측정하였다. 전단 결합 강도는 5mm/min의 crosshead speed로 측정되었고 접착이 파절되는 순간의 최고 하중(N)을 브라켓의 기저부 단면적으로 나누어 MPa(N/mm<sup>2</sup>)로 기록되었다.

(7) 접착제 잔류 측정

접착 파절 후에 브라켓 하면과 법랑질 표면을 한 명의 관찰자가 관찰하였다. 법랑질 표면에 남아있는 접착제 양을 평가하기 위해 접착제 잔류지수를 사용하였다. 접착제 잔류지수는 다음과 같이 구분되었다.

- 0 점 : 치면에 접착제가 남아있지 않은 경우
- 1 점 : 치면에 절반이하로 남아있는 경우
- 2 점 : 치면에 절반이상 남아있는 경우
- 3 점 : 치면에 모든 접착제가 남아있는 경우

(8) 주사 전자 현미경 관찰

대표적인 접착제 잔류 지수를 보이는 표본을 선택 후, 치면을 E-1010(HITACHI, Japan)을 사용하여 20nm 두께로 금 코팅 후 S-3000H(HITACHI, Japan)를 사용하여 가속전압 20Kv하에서 35배 배율로 관찰하였다.

(9) 통계 분석

윈도우용 SPSS 13.0프로그램을 사용하여 광중합기와 거리에 따른 통계적 유의성을 검증하기 위하여 One-way ANOVA를 시행하였고 Scheffe's multiple range test로 사후 검증을 시행하였다. 유의성 검증은 95% 이상의 유의 수준에서 시행하였다.

**Table 2.** Light tip size and intensity of three light curing units tested at different distance from the bracket base

Light	Tip size(mm)	Tip distance(mm)	Group	Light intensity(mW/cm <sup>2</sup> )
HL	10	0	1, 10	500
		3	2	400
		6	3	250
LED	8	0	4	400
		3	5	200
		6	6	180
PAC	8	0	7	800
		3	8	700
		6	9	600

HL : Halogen light, LED : Light Emitting Diode, PAC : Plasma arc light

### Ⅲ. 연구 성적

모든 군의 전단 결합 강도에 대한 평균과 표준편차가 나와 있다(Table 3).

광중합형 글라스 아이오노머 시멘트를 이용한 모든 군이 레진 군에 비해 유의성 있게 낮은 전단 결합 강도를 보였다.

#### 1. 광중합기에 따른 전단 결합 강도

할로겐 램프를 사용하여 광중합시 세 그룹간 통계학적 유의차는 존재하지 않았다( $p>0.05$ ). LED를 사용하여 광중합한 결과 0mm에서 광중합을 시행한 4군과 3mm, 6mm에서 광중합한 5, 6군 사이에 통계학적 유의차가 존재하였다( $p<0.05$ ). 특히 0mm에서 3mm로 광중합기가 브라켓으로 멀어질 때 급격한 감소를 관찰할 수 있었다. 플라즈마 광을 사용하였을 때 각 거리에 따른 전단 결합 강도는 통계학적 유의차는 존재하지 않았다( $p>0.05$ ).

#### 2. 광중합기의 거리에 따른 전단 결합 강도

브라켓으로부터 광중합기까지의 거리가 0mm일때 세 가지 광중합기에 따른 전단 결합 강도의 차이는 존재하지 않았다.

반면 거리가 3mm일 때와 6mm일 때, 할로겐 램프와 플라즈마 광사이에는 통계학적 유의차가 존재하지 않으나 LED를 사용하여 광중합 한 경우 통계학적으로 유의성있게 낮은 전단강도를 보였다.

#### 3. 접착 파절 양상

광중합형 글라스 아이오노머 시멘트 군에서는 접착제 잔류 지수가 대부분 0이나 1로 치면에 접착제가 남아있지 않거나 소량 남아있었다. 반면, 레진 시멘트 군에서는 접착제 잔류 지수가 1, 2, 3으로 치면에 접착제가 거의 남아있는 소견을 보였다. Fig. 1은 각 군의 접착제 잔류 지수 분포를 보여준다.

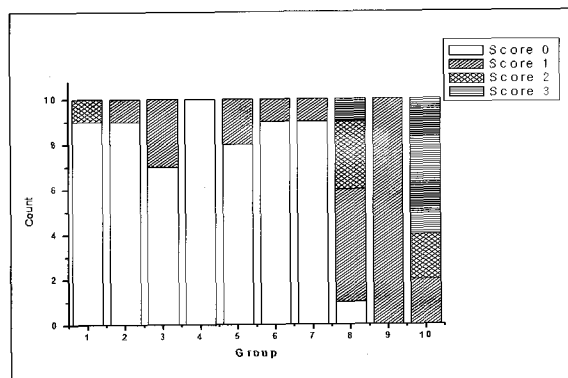
#### 4. 주사 전자 현미경 관찰 소견(Fig. 2-5)

대표적인 접착제 잔류 지수를 보이는 표본을 선택하여 주사 전자 현미경을 통해 관찰한 결과 Fig. 2는 접착제 잔류 지수 0으로 치면에 접착제가 전혀 남아있지 않는 것을 확인할 수 있었다. Fig. 3은 접착제 잔류 지수 1로 치면에 접착제가 절반이하로 남아있고, Fig. 4는 접착제 잔류지수 2로 접착제가 절반이상, Fig. 5는 접착제 잔류 지수 3으로 치면에 접착제가 모두 남아있는 양상을 보인다.

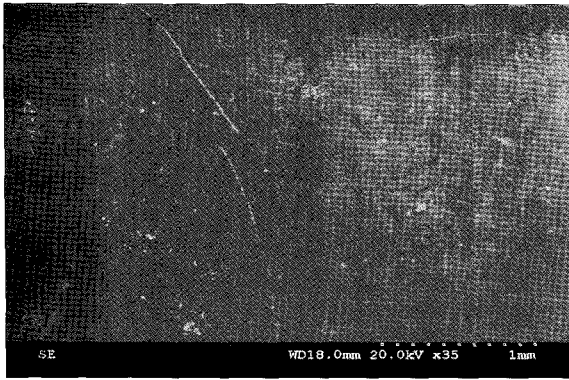
**Table 3.** Descriptive statistics (in MPa) of shear bond strengths of ten groups tested(Each group consisted of 10 specimens)

Group	Shear bond strength values(MPa) (Mean±S.D)
Fuji Ortho LC	
I(HL-0mm)	5.53±1.79
II(HL-3mm)	4.04±0.87
III(HL-6mm)	3.68±0.96
IV(LED-0mm)	4.11±0.93
V(LED-3mm)	1.95±0.40
VI(LED-6mm)	1.74±0.28
VII(PAC-0mm)	3.94±1.32
VIII(PAC-3mm)	3.06±1.02
IX(PAC-6mm)	3.45±0.76
Transbond XT	
X(HL-0mm)	19.31±7.24*

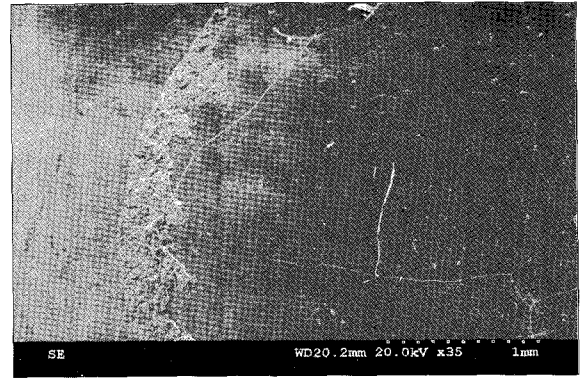
(\*:  $p<0.05$ , From Scheffe test)



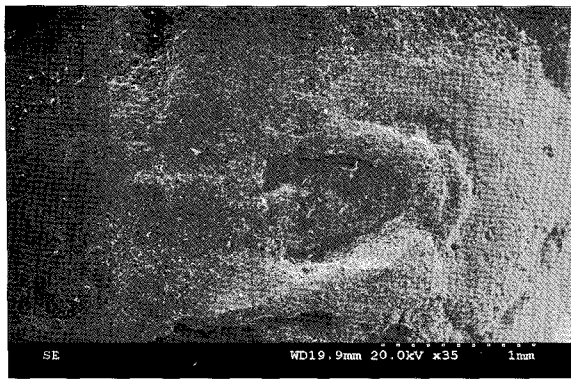
**Fig. 1.** Distribution of Adhesive Remnant Index(ARI) score.



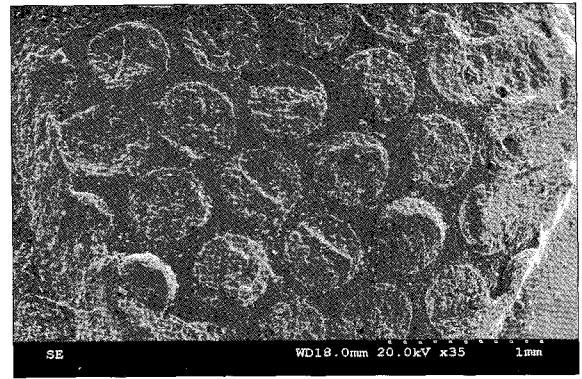
**Fig. 2.** Scanning Electron Micrograph of specimen showing the Adhesive Remnant Index score = 0.



**Fig. 3.** Scanning Electron Micrograph of specimen showing the Adhesive Remnant Index score = 1.



**Fig. 4.** Scanning Electron Micrograph of specimen showing the Adhesive Remnant Index score = 2.



**Fig. 5.** Scanning Electron Micrograph of specimen showing the Adhesive Remnant Index score = 3.

#### IV. 총괄 및 고찰

브라켓 접착시 가시광선을 이용한 직접 접착법은 많은 교정 의사나 소아치과 의사가 많이 사용하는 방법이다<sup>23</sup>. 1970년대 이후 할로겐 가시광선 광이 광중합형 접착제를 중합하기 위한 선택으로 사용되어 왔다.

광중합형 시멘트가 적절한 물리적 성질을 획득하기 위해서는 모노머가 폴리머로 최대한 전환이 필요하다. 이는 콤포짓의 성분이나 광원의 종류, 광원의 노출시간에 의존한다<sup>18</sup>. 불완전한 광중합은 접착 실패를 유발하며 광중합 물체의 물리적 성질을 약화시킨다<sup>19</sup>. 이번 연구에서는 광중합형 접착제로 레진 성분이 포함된 글라스 아이오노머 시멘트<sup>20</sup>를 사용하여 광원에 따른 전단 결합 강도를 측정하였다.

광원의 노출 시간은 각 광원의 특성에 따라 일정하게 유지하였다. 먼저 할로겐 광을 사용시에는 제조사의 지시에 따라 근원심 면에서 각각 20초씩 총 40초간 광중합 하였다. 전통적인 텅스텐 할로겐 광은 전체 에너지 방출량의 총 1%만을 빛으로 전환하고 나머지는 열로 발생시킨다<sup>21</sup>. 이 열은 값비싼 광섬유의

파괴와 반사경의 변색을 유발한다. 또한 냉각팬은 소음이 크며 큰 부피를 차지한다. 또한 할로겐 bulbs는 대략 50시간 지속되며<sup>22</sup> 6개월마다 교환이 필요하다. 이전의 연구들은 치과에서 사용하는 할로겐 램프가 주기적으로 교환되지 않으며 따라서 광중합에 필요한 적절한 광도를 가지지 못한 경우가 많다고 보고하였다<sup>23,24</sup>. 1995년 LED 반도체 산업은 더 높은 빛을 방출하는 LED를 새로운 광원으로 제시하였다<sup>25,26</sup>. LED는 할로겐 램프에 비해 광강도나 방사 강도가 떨어지나<sup>27</sup> 초기 광개시제인 camphoroquinone이 흡수하는 영역과 매우 비슷한 파장으로 구성되어있다. 따라서 제조사에 의하면 할로겐 광원보다 적은 출력으로 중합시간을 반으로 줄이면서 동일한 중합 효과를 보인다고 소개 되었다. 따라서 LED 광원을 사용시에는 근원심 면에서 10초씩 총 20초간 광중합하였다. 최근에 개발된 플라즈마 광 역시 고강도 광원을 사용하여 획기적으로 짧은 광조사 시간으로 광중합 복합레진의 최적의 물리적 성질을 달성할 수 있다고 소개되고 있다<sup>28</sup>. 즉 이온화된 분자와 전자가 기체 상태의 혼합물로 구성된 glowing plasma로부터 빛이 방출되며 470nm 주위의 다소 좁은 파장 범위에서 매우 높게 출력되어

camphoroquinone을 활성화하여 보다 민감하고 효과적으로 작용한다<sup>28)</sup>. 플라즈마 광을 사용하여 할로겐 램프로 광중합시와 중합 심도를 비교하는 많은 연구들이 진행되어 왔다. Peutzfeldt 등<sup>28)</sup>은 플라즈마 광으로 3초간 중합하는 것이 할로겐 광으로 40초간 중합한 것에 미치지 못한다고 보고하였다. Hofmann 등<sup>29)</sup>은 플라즈마 광으로 3초간 두 번 중합한 경우에 중에너지(550nW/cm<sup>2</sup>) 가시광선으로 중합한 경우에 비교해서 표면경도가 유사하였다고 하였다. 우 등<sup>30)</sup> 역시 플라즈마 광을 6-9초 적용시 할로겐 광을 40-80초 적용한 때의 미세 경도치와 유사하게 나타난 것을 보고하였다. 따라서 본 연구에서도 플라즈마 광을 사용시 가장 짧은 시간에 할로겐 광과 유사한 결과를 보이는 시간을 적용하여 근원심면에서 총6초간 광중합하였다.

이번 연구에서 광조사기와 브라켓의 거리는 임상적인 상황을 고려하여 설정되었다. 즉 일반적인 복합레진과 광원 사이의 이상적인 거리는 표면에서 1mm 이내이다<sup>31)</sup>. 또한 한번 충전시 완전한 중합을 위해서는 레진의 두께는 2mm 이상을 초과하지 말아야 한다고 보고되어 왔다<sup>32-34)</sup>. 그러나 개찰술시에는 치아 자체의 위치 이상이나 인접 해부학적 구조물 때문에 광조사기가 브라켓을 완전히 접근하지 못하는 경우가 종종 발생한다. 따라서 광조사기가 브라켓을 기준으로 3mm 이상 떨어져 중합될 때와 그 이상인 6mm 떨어진 곳에서 중합될 때의 접착 강도를 측정하고자 하였다. 광조사기와 접착제에 대한 조사각 또한 빛의 강도에 영향을 주는 요소이다. 복합레진 표면에 대한 조사각이 90° 보다 커지면 빛 에너지는 반사되어 빛의 투과율이 많이 감소된다<sup>31)</sup>. 이번 연구는 복합레진의 중합과는 다른 브라켓 하방의 접착제에 대한 광조사각 90° 를 유지할 수 없었다. 대신 근원심면에서 광중합시 광조사기의 각도를 일정하게 유지하게 위해 브라켓 하면과 상면이 이루는 각도인 70° 로 광중합기 각도를 유지하였다.

일반적인 교정치료를 위한 브라켓의 접착 강도에 대한 명확한 기준은 규정되어 있지 않다. Keiser와 Cate<sup>35)</sup>는 2.8MPa를 제안했으며 Muira와 Nakagawa<sup>36)</sup>는 5.1MPa 정도가 적절하다고 하였으며 James<sup>37)</sup>는 10MPa라고 하였다. 일반적으로 교정력에 견딜 수 있는 강도는 3-7.8MPa로 여겨지고 있다<sup>36,38-40)</sup>. 이번 연구의 대상인 개찰술 후 교정적 정출시 적용하는 힘은 30-50g 범주일 때 가장 바람직한 생물학적 반응이 유발되어 치근 흡수나 동통 없이 치주 인대나 치수의 정상적 유지가 가능한 범위에서 치아의 이동이 허용된다<sup>41,42)</sup>. 본 연구에서는 LED를 사용하여 브라켓으로부터 3mm, 6mm에서 광중합한 5, 6군만을 제외하고 나머지 군들은 최소 접착 강도를 만족시키고 있다. 5, 6군 또한 교정적 정출력 만을 견디는 강도는 가지고 있으나 다른 저항 요소나 임상적인 상황을 고려한다면 실제 임상에서 적용되기에는 불충분한 전단 결합 강도를 지니는 것으로 사료된다.

이번 연구에서 모든 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트 군의 전단 결합 강도는 레진 시멘트군의 전단 결합 강도에 비해

유의성 있게 낮게 나타났다. 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합 강도가 낮게 나타나는 것에는 몇가지 요인이 작용한다. 법랑질 부식의 형태, 산의 농도, 산 부식 시간 차이, 접착제의 구성, 치아 구조에 접착 정도<sup>12)</sup>이다. 특히 이번 연구에서는 실제 개찰술시 산 부식 과정을 시행하지 않고 광중합형 글라스 아이오노머를 직접 적용하는 방법을 사용한 결과 산 부식을 시행한 레진 군에 비해 유의할 만한 낮은 전단 결합 강도를 보인 것으로 사료된다. Toledano 등<sup>43)</sup>은 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합력이 법랑질 표면을 산부식후 현저히 증가함을 보고했다. 산부식후 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 평균 전단 결합 강도가 레진군과 비슷한 결과를 보였다. 산부식후 법랑질 표면을 침투하는 레진 tag의 길이는 80µm이며 100-170µm까지 이른다<sup>44)</sup>. 따라서 이러한 레진 tags는 완전히 제거하기는 매우 힘들다<sup>45)</sup>. 산 부식을 시행하여 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트나 레진 시멘트를 사용하여 접착 후 접착 파절 양상을 주사 전자 현미경으로 관찰한 결과 다공성 법랑질을 나타내었고 산부식을 시행하지 않은 글라스 아이오노머나 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트 군에서는 건전한 법랑질 표면을 나타내었다<sup>43)</sup>. 이는 Ostman-Andersson의 결과<sup>46)</sup>와도 일치한다. 본 연구에서도 마찬가지로 산 부식을 시행하지 않은 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트군에서 주사 전자 현미경을 이용해 관찰한 결과 건전한 법랑질과 소량의 접착제를 관찰할 수 있었다. 브라켓 접착 파절 후 남아있는 접착제를 제거했을 때 투과한 레진 tags의 깊이나 제거되지 않은 레진의 양을 파악하기 위해서는 좀더 다양한 연구와 높은 배율의 관찰이 필요할 것으로 사료된다.

본 연구에서 브라켓으로부터 광중합기까지의 거리가 0mm 일 때, 3가지 광원에 따른 전단 결합 강도는 통계학적 유의차를 보이지 않았다. 이는 Vittorio C 등<sup>17)</sup>의 연구와도 일치한다. 또한 할로겐 램프와 LED를 사용하여 브라켓의 전단 결합 강도를 비교<sup>27,47)</sup>하거나 할로겐과 플라즈마 광을 사용하여 전단 결합 강도를 비교한 연구<sup>13,48-50)</sup>에서도 통계학적 유의차를 발견하지 못하였다. 따라서 접근이 용이하고 시야가 확보된 부위의 개찰술시에는 사용이 간편한 LED광이나 시간이 획기적으로 단축되는 플라즈마 광을 사용할 수 있다. 그러나 브라켓으로부터 광중합기까지의 거리가 3mm, 6mm로 증가시 LED광은 할로겐 광이나 플라즈마 광에 비해 유의성있게 낮은 전단 강도를 나타내었다. 이는 실제 임상에서 접근이 불가능하고 위치 확보가 어려운 개찰술시에는 LED광의 사용이 추천되지 못하는 이유가 될 것이다.

원래 빛의 강도는 거리가 증가시 거리의 제곱에 반비례하여 감소한다<sup>51)</sup>고 알려져 있으나 Rueggeberg와 Jordan<sup>32)</sup>에 의하면 치과용 광중합기는 이 원리를 따르지 않는다고 하였고 특히 우 등<sup>30)</sup>도 플라즈마 광의 강도는 조사거리의 증가에 따른 상대 광도의 감소가 비교적 적게 나타나는 것으로 보고하였다. Vittorio C<sup>17)</sup>등도 플라즈마 광의 강도는 매우 높아서 브라켓으로부터의 거리가 멀어질수록 법랑질 표면의 더 넓은 면적을 중

합시킬 수 있어 거리에 따라 오히려 브라켓 전단 결합 강도가 증가할 수 있다고 언급하였다.

접착 파절 부위 또한 접착 과정에 대한 유용한 정보를 제공한다. 브라켓 접착 파절시 이상적인 파절 부위는 법랑질-접착제 계면으로 이는 브라켓 제거 후와 그 후 법랑질 연마과정을 훨씬 쉽게 만든다<sup>20)</sup>. 접착 파절 후 법랑질에 남아있는 접착제 양을 평가하기 위해서 Artun과 bergland에 의해 고안된 접착제 잔류 지수를 사용하였다. 접착제 잔류 지수를 평가에서 일반적인 할로젠 램프를 사용하여 레진 시멘트를 광중합한 경우 브라켓과 접착제 사이의 계면에서 접착 파적이 빈번하게 일어났다. 이는 브라켓 하방의 급속 하면 바로 밑부분에 위치한 레진의 불완전한 중합 때문이라고 하였다<sup>42)</sup>. 즉, 브라켓 하방에 가시광선이 도달할 수 없어 접착 실패가 일어나는 부위가 될 수 있다. 광중합 시간을 증가시키는 방법으로 중합을 하여도 직접 광선이 도달하여 획득되는 중합 정도에는 미치지 않는 결과를 보였다<sup>45)</sup>. Andersson 등<sup>46)</sup> 또한 브라켓 하방에 공기가 포함됨으로써 산소가 자유 라디칼의 중합을 저해하여 브라켓과 레진 시멘트 사이에 전단 결합 강도를 낮춘다고 하였다. 따라서 브라켓 하면에 시멘트를 적합시 공기가 포함되지 않도록 주의가 필요하다. 이렇게 레진 시멘트에서 브라켓-접착제 사이의 접착 파절은 법랑질 표면의 레진을 제거해야하는 수고를 반드시 동반하는 문제점을 유발한다. 반면 산부식 과정을 행하지 않는 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트는 광중합기와 상관없이 법랑질과 접착제 사이에서 접착 파절이 많이 일어남을 확인할 수 있었다. 이는 이전의 연구들과도 일치한다<sup>52-54)</sup>.

## V. 결 론

개창술시 자주 사용되는 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합 강도를 광원과 광원의 거리에 따라 측정하고 접착 파절 후 치면에 남아있는 접착 잔류 지수를 측정하여 접착 파절 양상을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 광중합기에 따른 전단 결합 강도는 광중합기로부터 브라켓까지의 거리가 0mm일 때, 3 가지 광원에 유의할 만한 차이는 보이지 않았고 광중합기로부터 브라켓까지의 거리가 3mm, 6mm일 때, 할로젠 광과 플라즈마 광 사이에는 유의할 만한 차이가 없었으나 LED 광은 유의성 있게 낮은 전단 결합 강도를 나타냈다.
2. 할로젠 광과 플라즈마 광으로 광중합시 거리에 따른 전단 결합 강도에 유의한 차 없었고 LED 광을 사용하여 광중합시에는 거리가 증가할수록 전단 결합 강도가 감소하였다. 특히 0mm에서 3mm로 거리가 증가시 유의할 만한 감소를 나타내었다.

이상의 결과를 종합하여 볼 때, 소아환자의 개창술시, 특히 접근이 어려운 부위에 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트를 이용하여 브라켓을 접착시에는 할로젠 광이나 플라즈마 광을 사용해 적절한 접착강도를 얻을 수 있다. 특히 브라켓 전단 결

합 강도에 유의한 차가 없으면서 광중합 시간을 획기적으로 단축할 수 있는 플라즈마 광의 사용이 추천된다.

## 참고문헌

1. Zilberman Y, Malron M, Shteyer A : Assesement of 100 children in Jerusalem with supernumary teeth in the premaxillary region. J Dent Child, 59:44-47, 1992.
2. Komorowski R : Orthodontic forced eruption and endodontic treatment. Ont Dent, 74:20-21, 1997.
3. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, et al. : 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. J Clin Orthod, 36:553-556, 2002.
4. Bryant S, Retief D : Tensile bond strength of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. Am J Orthod Dentofac Orthop, 92:225-231, 1987.
5. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ : Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod, 81:93-98, 1982.
6. Ogaard B, Rolla G, Arends J, et al. : Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesions. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 94:123-128, 1988.
7. Brown CR, Way DC : Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. Am J Orthod, 74:663-671, 1978.
8. Thompson RE, Way DC : Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. Am J Orthod, 79:282-295, 1981.
9. Zafer C Cehreli : Vascular response of current and potential dental etchants. J Endodon, 28:72-75, 2002.
10. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F : Enamel surface morphology after bracket debonding. ASDC J Dent Child, 65:313-317, 1998.
11. Silverman ES, Cohen M, Demke RS, et al. : A new light-cured glass ionomer cement etching in the presence of saliva. Am J Orthod Dentofac Orthod, 108:231-236, 1995.
12. Vittorio C, Maria FS, Catherine K, et al. : Polymerization with a micron-xenon light of a resin-modified glass ionomer : a shear bond strength

- study 15 minutes after bonding. *Eur J of Orthod*, 24:689-697, 2002.
13. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC : Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119:610-616, 2001.
  14. Mills RW, Ashworth SH : Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186:388-391, 1999.
  15. Pettemerides AP, Sherriff M, Ireland AJ : An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod*, 26:573-577, 2004.
  16. 이동수, 정태성, 김신 : 복합레진 중합용 가시광선 광중합기의 적정 광강도 유지를 위한 임상적 고찰. *대한소아치과학회지*, 28:363-367, 2001.
  17. Vittorio C., Sfondrini MF, Scribante A, *et al.* : Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angle Orthod*, 75:386-391, 2005.
  18. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, *et al.* : *In vitro* depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res*, 61:187, 1982.
  19. Blackenau RJ, Kelsey wp, Powell GL, *et al.* : Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent*, 4:40-42, 1991.
  20. Elliott Silverman, Morton Cohen : A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 108:231-236, 1995.
  21. Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A : A study on light activation units using blue light emitting diodes. *J Jap Dent Pres Acad*, 39:180-188, 1996.
  22. Rueggeberg FA : Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res*, 75:380, 1996.
  23. Miyazaki M : Evaluation of curing units used in private dental office. *Oper Dent*, 23:50-54, 1998.
  24. Barghi N, Berry T, Hatton C : Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc*, 125:992-996, 1994.
  25. Mills RW : Blue light emitting diodes-another method of light curing. *Br Dent J*, 178:169, 1995.
  26. Nakamura S, Mukai T, Senoh M : Candela-class high brightness InGaN/AlGaN double heterostructure blue-light emitting diodes. *Appl Phys Lett*, 64:1687-1689, 1994.
  27. Dunn WJ, Bush AC : Comparison of light emitting diode and halogen-based light-curing units on composite hardness. *J Am Dent Assoc*, 133:286-295, 2002.
  28. Peutzfedlt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16:330-336, 2000.
  29. Hofmann N, Hugo B, Schubert K : Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investi*, 4:140-147, 2000.
  30. 우연선, 정태성, 김신 : Plasma arc light curing unit을 이용한 광중합형 수복재의 중합양상. *대한소아치과학회지*, 29:262-268, 2002.
  31. Harry FA : Tooth-colored restorations principles and techniques. 9th ed:81-95, 2002.
  32. Rueggeberg FA, Jordan DM : Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont*, 6:364-370, 1993.
  33. Rueggeberg FA, Caughman WF, Cuitis JW *et al.* : Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*, 6:91-95, 1993.
  34. Rueggeberg FA, Caughman WF, Cuitis JW, *et al.* : A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composite. *Int J Prosthodont*, 7:159-156, 1994.
  35. Keizer S, ten Cate JM : Direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod*, 69:318-385, 2000.
  36. Muira F, Nakagawa : A new direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod*, 59:350-361, 1971.
  37. James WM : Bond strength of light-cured fluoride releasing base liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dento Orthop*, 100:47-52, 1991.
  38. Newman GV : Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *J New Jersey Dsoc*, 35:346-358, 1964.
  39. Reynolds IR : A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2:171-178, 1975.
  40. Bishara SE, Vonwald L, Laffoon JF, *et al.* : Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dento Prthop*, 119:621-624, 2001.
  41. Proffit WR : Contemporary orthodontics. 2nd ed, Mosby, 300, 1993.
  42. Kocadereli I : Orthodontic management of a horizontally positioned maxillary lateral incisor. *J Clin*



- Pediat Dent, 20:1-4, 1995.
43. Toledano M, Osorio R, Osorio E, *et al.* : Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. Angle Orthodontist, 73:56-63, 2003.
  44. Diedrich P : Enamel alterations from bracket bonding and debonding : a study with the scanning electron microscope. Am J Orthod, 79:500-522, 1981.
  45. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F : Brackets bonding with 15- and 60- second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. Angle Orthod, 69:45-49, 1999.
  46. Ostman-Andersson E, Marcusson A, Horstedt P : Comparative SEM studies of the enamel surface after debonding following the use of glass ionomer cement and acrylic resins for bracket bonding. Sewd Dent J, 17:183-188, 1989.
  47. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C : Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod, 122:236-241, 2003.
  48. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, *et al.* : Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119:30-35, 2001.
  49. Oesterle LJ, Newmann SM, Shellhart WC : Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119:610-616, 2001.
  50. Ishikawa H, Komori A, Kojima I, *et al.* : Orthodontic bracket bonding with a plasma-arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 120:58-63, 2001.
  51. Phillips RW : Skinnners' s science of dental materials. Philadelphia : Saunders, 230, 1982.
  52. Jon GE, Leung RL, White SN, *et al.* : Bonding ceramic brackets with light-cured glass ionomer cements. J Clin Orthod, 3:184-187, 1995.
  53. Cook PA : Direct bonding with glass ionomer cement. J Clin Orthod, 24:509-511, 1990.
  54. Oen JO, Gjerdet NR, Wisth PJ : Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An *in vitro* study. Eur J Orthod, 13:187-191, 1991.

**Abstract**

**A STUDY ON THE SHEAR BOND STRENGTHS OF VISIBLE LIGHT-CURED  
GLASS IONOMER CEMENT WITH SEVERAL LIGHT-CURING UNITS**

**Min-Soo Kim, Jong-Soo Kim, Seoung-Hoon You**

*Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University*

The purpose of this study was to assess the effect of light-tip distance on the shear bond strength of a visible light-cured glass ionomer cement(Fuji Ortho LC : GC, Japan) cured with three different light curing units : a halogen light(Elipar Trilight : 3M ESPE, Seefeld, Germany), a Light Emitting Diode (LED, Elipar Freelight2 : 3M ESPE, Seefeld, Germany) and a plasma arc light (Flipo : LOKKI, France).

1. When used at a distance of 0mm from the bracket, the three light curing units showed no statistically different shear bond strengths. At distance of 3 and 6mm, no significant differences were found between the halogen and plasma arc lights, but both had significantly higher shear bond strengths than the LED light.
2. The halogen light and plasma arc light showed that no significant differences in bond strength were found among the three distances. Using the LED light, a greater light-tip distance produced significantly lower shear bond strengths.

**Key words** : Shear bond strengths, Light curing units, Visible light-cured glass ionomer cement