

# 법랑질의 표면처리가 광중합형 및 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도에 미치는 영향

신 강 섭<sup>1)</sup> · 이 기 수<sup>2)</sup>

이 연구는 법랑질의 표면처리가 광중합형 및 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓 전단결합강도에 미치는 영향을 구명하고, 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도와 치과교정용 레진접착제의 그것과 비교하기 위하여 시행하였다.

발거된 사람소구치의 법랑질표면을 10% 폴리아크릴산용액, 38% 인산용액과 퍼미스로 처리한 후, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 일종, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 일종 및 화학중합형 치과교정용 레진 접착제의 일종으로 법랑질표면에 금속브라켓을 접착하고, 37°C의 증류수속에 24시간 침지시킨후, 브라켓전단결합강도를 측정하고, 접착과정패턴을 관찰하였으며, 표면처리된 법랑질표면을 주사전자현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결과와 결론을 얻었다.

1. 표면처리방법에 관계없이 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 그것보다 높았다.
2. 38% 인산용액과 10% 폴리아크릴산용액은 퍼미스보다 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도를 높였다.
3. 주사전자현미경 관찰에서 10% 폴리아크릴산용액은 법랑질표면을 미약하게 부식시키고 청결하게 하였으며, 38% 인산용액은 법랑질을 심하게 부식시켰고, 퍼미스를 이용한 세마는 법랑질표면에 불규칙한 홈집을 만들고 청결하지 못한 표면을 만들었다.
4. 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 법랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓 전단결합강도는 38% 인산용액으로 부식된 법랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것과 유의차가 없었다.

이상의 결과는 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화시킨 광중합형 글래스아이오노머 시멘트에 의한 브라켓 접착은 통상적으로 사용되어온 치과교정용 레진접착제에 의한 브라켓 접착을 대체할 수 있음을 시사한다.

(주요단어 : 법랑질의 표면처리, 글래스아이오노머 시멘트, 전단결합강도)

## I. 서 론

법랑질표면의 산부식법을 1955년 Buonocore<sup>1)</sup>가 소개한 이후 레진을 이용한 브라켓의 직접접착술은 치아에 교정용 브라켓을 접착시키는 방법으로 널리 사

용되어왔으나<sup>2)</sup>이 방법은 산부식에 의한 법랑질의 상실<sup>3-5)</sup>과 브라켓 주위의 위생불량에 의한 법랑질의 탈회<sup>6,7)</sup>, 등의 임상적인 문제점이 보고되어 왔다.

화학중합형 글래스아이오노머 시멘트는 Wilson과 Kent<sup>8)</sup>에 의하여 개발되었으며, 실리카(SiO<sub>2</sub>), 알루미늄(Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), 불화칼슘(CaF<sub>2</sub>)의 글래스 분말과 폴리알케노익산(polyalkenoic acid)사이의 반응에 의해 경화

<sup>1)</sup> 경희대학교 치과대학 교정학 교실

<sup>2)</sup> 경희대학교 치과대학 교정학 교실, 교수

되는 시멘트<sup>9)</sup>로 범랑질, 상아질, 또는 어떤 금속과도 물리화학적으로 결합하기<sup>10)</sup> 때문에 산부식이 필요하지 않으며, 치과교정용 레진접착제보다 범랑질로부터 쉽게 제거된다는<sup>11)</sup> 장점이 보고되어있다. Maldonado 등<sup>12)</sup>과 Swartz 등<sup>13)</sup>은 이 시멘트가 불소이온을 방출하여 12개월간 항우식 효과를 나타낸다고 보고하였다.

글래스아이오노머 시멘트와 치질사이의 결합기전에 대하여 Wilson<sup>14)</sup>은 글래스아이오노머 시멘트내의 수산기가 치질과 수소결합을 하지만 시간이 지날수록 이온결합으로 대체된다고 보고하였으며, Wilson 등<sup>15)</sup>은 글래스아이오노머 시멘트와 치질사이에 칼슘이온, 인산이온, 알루미늄이온과 폴리아크릴레이트(polyacrylate)가 이루는 중간층(intermediate layer)을 형성하여 결합한다고 하였으며, Hotz 등<sup>10)</sup>은 글래스아이오노머 시멘트내의 수산기와 치질내의 칼슘이온사이에 이온 또는 극성의 분자반응이 일어나 결합한다고 하였다.

한편, 최근에 개발된 광중합형 글래스아이오노머 시멘트는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 성분에 추가로, pendant 구조를 가진 methacrylate기, HEMA(hydroxyethyl methacrylate)와 광기시제(photoinitiator)가 첨가된 것으로, 반죽을 시작하는 순간부터 전통적인 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 산-염기 반응이 일어나고, 또한 가시광선의 조사로 레진성분의 중합이 일어나게 되어서 이중경화반응을 일으키므로, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 단점인 초기의 수분접촉에 의한 강도의 저하를 억제한다.<sup>16) 18)</sup>

Cook과 Youngson<sup>19)</sup>, Murray와 Yates<sup>20)</sup>와 Klockowski 등<sup>21)</sup>은 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 결합강도는 치과교정용 레진접착제의 그것에 비하여 낮다고 보고하였으며, RezkLega와 Ogaard<sup>22)</sup>은 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 인장결합강도도 치과교정용 레진접착제의 그것보다 낮다고 보고하였다. 반면에 McCourt 등<sup>23)</sup>은 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도는 광중합형 레진접착제의 그것과 비슷하다고 보고하였다.

McLean과 Wilson<sup>9)</sup>이 글래스아이오노머 시멘트와 치질사이의 결합력을 개선시키기 위한 치질표면의 처치를 표면조건화(surface conditioning)라는 용어로 처음 사용한 이래로, 표면처리에 대한 연구가 계속되어 왔다. Powis 등<sup>24)</sup>은 5% 폴리아크릴산(polyacrylic acid)용액, 표면활성용액(0.1% chlo-

rhexidine gluconate, 0.09% dodicin, 3% sodium fluoride), 25% 타닌산(tannic acid), 0.09% 도디신(dodacin)은 범랑질과 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트사이의 인장결합강도를 증가시킨다고 보고하였으나, Aboush와 Jenkins<sup>25)</sup>는 25% 폴리아크릴산(polyacrylic acid)용액으로 표면처리를 시행한 군과 비처리군 사이에 결합강도의 차이가 없었다고 보고하였으며, Cook과 Youngson<sup>19)</sup>, Fajen 등<sup>26)</sup>과 Tavasz와 Salem<sup>27)</sup>은 퍼미스처리군과 폴리아크릴산(polyacrylic acid)용액으로 표면처리를 시행한 군사이에 결합강도의 차이가 없었다고 보고하였으며, McCarthy와 Hondrum<sup>28)</sup>은 광중합형 글래스아이오노머 시멘트군에는 질산, 알루미늄옥살레이트, 폴리아크릴산 용액(nitric acid, aluminium oxalate, polyacrylic acid solution)으로 표면처리하고, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트군에는 25% 폴리아크릴산(polyacrylic acid)용액으로 표면처리하여, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도가 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 그것보다 높고, 시간경과에 따라 두군의 전단결합강도가 증가함을 보고하였다.

이상의 연구에서 살펴보면 표면처리법에 따라 글래스아이오노머 시멘트의 결합강도가 다르고 연구자마다 결과가 다르다. 그러므로 이 연구는 표면처리가 광중합형 및 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도에 미치는 영향을 구명하고, 광중합형과 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도를 비교하며, 광중합형 및 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도와 치과교정용 레진접착제의 그것과 비교하여, 브라켓을 접착할 때 상용되어온 치과교정용 레진접착제를 글래스아이오노머 시멘트로 대체할 수 있는지의 여부를 구명하기위하여 시행하였다.

## II. 연구방법

### 1. 실험재료

교정치료를 위해 발거한 상악과 하악의 소구치중에서 치관 협면의 균열, 범랑질 발육부전 혹은 반상치와 같은 형태이상 없이 우식증에 이환되어 있지 않은 치아를 실험치아로 선택하였다. 실험치아는 발거한 직후에 치아에 묻어있는 혈액, 타액, 기타의 이물질 등을 흐르는 물과 치솔로 깨끗이 씻은 후, 실험에

이용할 때까지 생리식염수속에 담구어 섭씨 약 4°C의 냉장고속에 보관하였다.

전단결합강도의 측정장치에 치관을 고정하고, 실험 중 치관의 취급을 용이하게 하기 위하여 레진블럭을 만들었다. 몰드에 치아를 고정하기 쉽도록 치근을 삭제한 후, 교두정에서 약 4mm거리의 치관순면이 몰드의 바닥면 중앙에 위치하도록 왁스로 치아를 필름위에 고정시키고, 폴리에스터 레진(Polysol<sup>(TM)</sup>, Samwoo Chemical Co., Korea)을 몰드속에 주입하고 중합시켜서, 치관의 순면이 노출된 직경 25mm, 높이 15mm의 원주형 레진블럭을 제조하였다.

광중합형 글래스아이오노머 시멘트로는 Fuji II LC<sup>(TM)</sup>(GC Co., Japan)를, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트로는 Fuji II<sup>(TM)</sup>(GC Co., Japan)를 선정하였고, Heliolux GT<sup>(TM)</sup>(Vivadent Co., U.S.A.)를 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 중합을 위한 가시광선 조사기로 사용하였으며, 치과교정용 레진접착제로는 화학중합형의 일종인 Mono-Lok2<sup>(TM)</sup>(Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A.)를 선정하였다.

전단결합강도의 측정에 사용될 금속브라켓은 접착면에 철망(mesh)이 부착된 중간크기의 소구치용 표준 에즈와이즈 브라켓(Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A.)을 이용하였다.

법랑질 표면처리재로서 퍼미스(Pumice<sup>(TM)</sup>, Whip Mix Co., U.S.A.), 중량비율 10% 폴리아크릴산

(polyacrylic acid)용액(Dentin Conditioner<sup>(TM)</sup>, GC Co., Japan)과 중량 비율 38% 인산(phosphoric acid)용액(Mono-Lok2<sup>(TM)</sup>, Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A.)을 사용하였다. 글래스아이오노머 시멘트 접착후 수분오염을 방지하기 위한 바니쉬로는 Fuji Varnish<sup>(TM)</sup>(GC Co., Japan)를 사용하였다.

이 연구에 사용된 재료에 관한 특이사항은 Table 1에 제시하였다.

## 2. 실험방법

실험에 이용된 치아는 모두 160개이었으며, 무작위로 20개씩 8군으로 나누고, 각각의 군은 다음과 같은 실험조건을 부여한 실험군으로 하였다. 즉, 퍼미스로 치면을 세마한 후 광중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한 군(LGI-Pum), 10% 폴리아크릴산(polyacrylic acid)용액으로 표면조건화한 후 광중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한 군(LGI-PAA), 38% 인산(phosphoric acid)용액으로 표면을 부식한 후 광중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한 군(LGI-PA), 퍼미스로 치면을 세마한 후 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한 군(CGI-Pum), 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화한 후 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한군(CGI-PAA), 38% 인산용액

Table 1. Materials used in this study

| Materials                          | Manufacturer                        | Batch No. | Notes  |
|------------------------------------|-------------------------------------|-----------|--|
| Fuji II LC <sup>(TM)</sup>         | GC Co., Japan                       | 070824    | Light-cured glass ionomer                    |
| Fuji II <sup>(TM)</sup>            | GC Co., Japan                       | 920907A   | Chemically cured glass ionomer               |
| Mono-Lok 2 <sup>(TM)</sup>         | Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A. | J-3213    | Chemically cured composite resin             |
| Standard edgewise bracket          | Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A. | A5079     | Metal bracket, medium size, foil-meshed base |
| Heliolux GT <sup>(TM)</sup>        | Vivadent Co., U.S.A.                | 2292      | Visible light unit                           |
| Pumice <sup>(TM)</sup>             | Whip Mix Co., U.S.A.                |           | Fine pumice                                  |
| Dentin Conditioner <sup>(TM)</sup> | GC Co., Japan                       | 300831    | 10% W/W Polyacrylic acid                     |
| Etchant                            | Rocky Mountain Orthodontics, U.S.A. | J-3203    | 38% W/W Phosphoric acid                      |
| Fuji Varnish <sup>(TM)</sup>       | GC Co., Japan                       | 240641    |  |

(TM) indicates trade mark.

Table 2. Code of experimental groups

| Code    | Bonding Materials                | Surface Treatment Materials |
|---------|----------------------------------|-----------------------------|
| LGI-Pum | light-cured glass ionomer        | pumice                      |
| LGI-PAA | light-cured glass ionomer        | 10% polyacrylic acid        |
| LGI-PA  | light-cured glass ionomer        | 38% phosphoric acid         |
| CGI-Pum | chemically cured glass ionomer   | pumice                      |
| CGI-PAA | chemically cured glass ionomer   | 10% polyacrylic acid        |
| CGI-PA  | chemically cured glass ionomer   | 38% phosphoric acid         |
| RSN-PAA | chemically cured composite resin | 10% polyacrylic acid        |
| RSN-PA  | chemically cured composite resin | 38% phosphoric acid         |

으로 표면을 부식한 후 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트로 브라켓을 접착한 군(CGI-PA), 38% 인산용액으로 표면을 부식한 후 치과교정용 레진접착제로 브라켓을 접착한 군(RSN-PA), 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화한 후 치과교정용 레진접착제로 브라켓을 접착한 군(RSN-PAA)으로 나누었으며, 각 실험군의 특성은 Table 2에 제시하였다.

1) 표면처리 및 중합의 방법

퍼미스처리는 물로 반죽한 퍼미스를 묻힌 러버컵(rubber cup)으로 10초간 법랑질 표면을 세마하고, 충분한 양의 수도물로 씻어내고, 온풍건조기(Clean Warmer II<sup>TM</sup>, Sejin Co., Korea)로 건조시켰다.

10% 폴리아크릴산용액을 이용한 표면조건화는 법랑질표면을 10% 폴리아크릴산용액으로 20초간 처리한 후, 충분한 양의 수도물로 씻어내고, 온풍건조기로 건조시켰다.

38% 인산용액을 이용한 표면부식은 법랑질표면을 38% 인산용액으로 60초간 부식시켰으며, 부식된 법랑질 표면은 충분한 양의 수도물로 씻어내고, 온풍건조기로 건조시켰다.

화학중합형 글래스아이오노머 시멘트군은 제조회사의 지시대로 30초간 반죽한 후, 브라켓 접착면에 반죽을 올려놓고, 실험치아위에 압접한 후, 예리한 스케일러로 치면과 브라켓사이에서 밀려나온 여분의 접착제를 제거하고, 그 부위에 바니쉬(varnish)를 도포하여 중합시켰다.

광중합형 글래스아이오노머 시멘트군은 제조회사의 지시대로 20초간 반죽한 후, 브라켓 접착면에 반죽을 올려놓고, 실험치아위에 압접한 후, 예리한 스케일러로 치면과 브라켓사이에서 밀려나온 여분의 접착제를 제거하고, 브라켓접착면의 원심측과 근심측에서 각각 20초간 가시광선을 조사하여 중합 시킨 후, 노출된 시멘트의 표면에 바니쉬(varnish)를 도포하였다.

치과교정용 레진접착제군은 브라켓 접착면에 치과교정용 레진접착제를 올려놓고, 실험치아위에 압접한 후, 예리한 스케일러로 치면과 브라켓사이에서 밀려나온 여분의 접착제를 제거하였다.

2) 전단결합강도의 측정

브라켓의 접착이 완료된 시편은 중합을 시작한지 2분 후까지 실온에서 방치하여 중합을 진행시키고, 37°C의 증류수속에 24시간 침지시킨 후, 특수 제작된 전단결합강도 측정용 지그에 시편을 고정하고, 만능강도시험기(Instron 4467, U.S.A.)에서 분당 1mm 속도로 전단하중을 가하여 접착이 파절되는 순간의 최고하중을 측정하였으며, 이 측정치를 브라켓접착면의 면적으로 나누어 평방 센티미터당 하중(Kg/cm<sup>2</sup>)으로 환산하여 전단결합강도로 하였다.

브라켓 접착면의 면적은 접착면을 20배로 확대촬영한 사진 위에 접착면의 외형이 일치하도록 모눈종이를 붙여 계산하여, 상악소구치용 중간크기 표준 에스와이즈 브라켓 접착면의 면적은 평균 0.100 cm<sup>2</sup>, 하악소구치용 중간크기 표준 에스와이즈 브라켓 접착

면의 면적은 평균 0.105 cm<sup>2</sup>로 산출되었다.

### 3) 접착과절패턴의 관찰

전단결합강도를 측정하면서 일어난 각 시편의 접착과절패턴을 실체현미경으로 20배 확대하여 관찰하였다. 접착과절패턴은 Artun과 Bergland<sup>29)</sup>의 접착제 잔류지수(Adhesive Remnant Index)로 표현하였다.

- 0점 : 치면에 접착제가 남지 않은 경우
- 1점 : 치면에 접착제가 반이하로 남은 경우
- 2점 : 치면에 접착제가 반이상 남은 경우
- 3점 : 치면에 브라켓접착면의 특징적인 인상이 나타나면서 모든 접착제가 남은 경우

### 4) 표면처리 후 주사전자현미경 관찰

퍼미스, 10% 폴리아크릴산용액과 38% 인산용액으로서 각각의 실험군에서 시행한 방법과 동일하게 3개 치아의 법랑질을 표면처리한 후, 임계점온도건조기(model hcp-2, Hitachi Co., Japan)로 건조하고, 금증착(Eiko Engineering Co., Japan)하여, 주사전자현미경(S-2300, Hitachi Co., Japan)에서 가속전압 20kv의 전자빔으로 법랑질 표면의 형태를 관찰하였다.

### 5) 통계처리

각각의 실험군에서 전단결합강도의 평균치, 표준편차를 산출하였다. 전단결합강도의 유의차를 검정하기 위하여 분산검정과 Duncan's multiple range test를 시행하였다. 유의차 검정은 5% 유의수준에서 판정하였다.

## III. 연구성적

### 1. 브라켓의 전단결합강도

각 군의 전단결합강도와 통계적 검정의 결과는 Table 3, Fig. 1과 Fig. 2에 제시하였다.

퍼미스로 법랑질표면을 세마한 실험군에서, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트군(LGI-Pum)의 브라켓 전단결합강도는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트군(CGI-Pum)의 그것보다 유의성있게 높았다.

10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화한 실험군

에서, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트군(LGI-PAA)의 브라켓전단결합강도는 나머지 두 군(CGI-PAA, RSN-PAA)보다 유의성있게 높았으며, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트군(CGI-PAA)의 브라켓전단결합강도와 치과교정용 레진접착제군(RSN-PAA)의 그것사이에는 유의차가 없었다.

38% 인산용액으로 법랑질을 부식한 실험군에서, 치과교정용 레진접착제군(RSN-PA)과 광중합형 글래스아이오노머 시멘트군(LGI-PA)의 브라켓전단결합강도사이 유의차가 없었고, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트군(CGI-PA)의 그것은 유의성있게 낮았다.

광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 실험군에서, 인산부식군(LGI-PA)의 브라켓전단결합강도와 폴리아크릴산처리군(LGI-PAA)의 그것사이 유의차가 없었고, 퍼미스세마군(LGI-Pum)의 그것은 유의성있게 낮았다.

화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 실험군에서 인산부식군(CGI-PA)의 브라켓전단결합강도는 유의성있게 가장 높았으며, 폴리아크릴산처리군(CGI-PAA)의 그것은 퍼미스세마군(CGI-Pum)의 그것보다 유의성있게 높았다.

치과교정용 레진접착제의 실험군에서 인산부식군(RSN-PA)의 브라켓전단결합강도는 폴리아크릴산처리군(RSN-PAA)의 그것보다 유의성있게 높았다.

인산부식한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI-PA)과 치과교정용 레진접착제 실험군

Table 3. The shear bond strengths of glass ionomer cements and composite resin to enamel

| Code    | Mean Shear Bond Strengths (kgf/cm <sup>2</sup> ) |                    |               |
|---------|--|--------------------|---------------|
|         | Mean*  | Standard Deviation | Range         |
| RSN-PA  | 227.78   | 61.17              | 133.65-339.00 |
| LGI-PA  | 212.72   | 57.25              | 102.88-289.00 |
| LGI-PAA | 210.34   | 41.60              | 137.50-275.00 |
| LGI-Pum | 108.13   | 41.35              | 52.00-187.00  |
| CGI-PA  | 98.79  | 32.90              | 45.00-150.00  |
| CGI-PAA | 67.48  | 21.05              | 42.00-115.00  |
| RSN-PAA | 48.40  | 15.59              | 27.88- 78.00  |
| CGI-Pum | 47.11  | 16.55              | 24.00-102.00  |

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

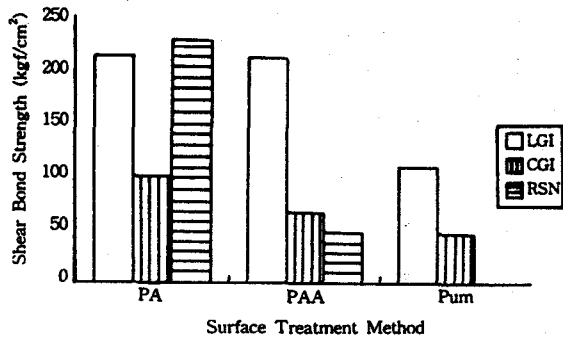


Fig. 1. Histogram of the mean shear bond strengths of light-cured glass ionomer cement(LGI) chemically cured glass ionomer cement (CGI), and composite resin (RSN) after enamel surface treatments by 10% polyacrylic acid(PAA), 38% phosphoric acid(PA), and pumice(Pum)

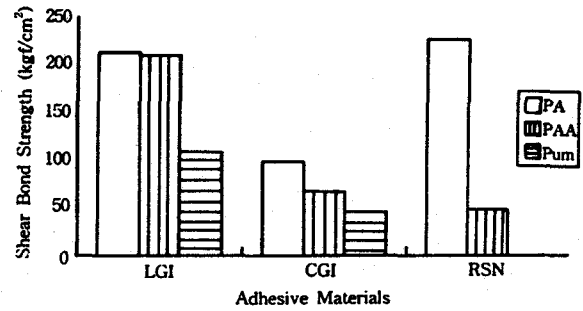


Fig. 2. Histogram of the mean shear bond strengths of light-cured glass ionomer cement(LGI) chemically cured glass ionomer cement (CGI), and composite resin (RSN) after enamel surface treatments by 10% polyacrylic acid(PAA), 38% phosphoric acid(PA), and pumice(Pum)

(RSN-PA) 및 폴리아크릴산처리한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI- PAA)의 브라켓전단 결합강도사이에 통계적 유의차가 없었다. 퍼미스세마한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI-Pum)과 인산부식한 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(CGI-PA)의 브라켓전단결합강도사이에 통계적 유의차가 없었고, 폴리아크릴산처리한 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(CGI-PAA)과 퍼미스세마한 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(CGI-Pum) 및 폴리아크릴산처리한 치과교정용 레진접착제 실험군(RSN-PAA)의 브라켓 전단결합강도사이에 통계적 유의차가 없었다.

2. 브라켓의 접착파절패턴

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

광중합형 및 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트 군에서 인산부식군(PA)의 글래스아이오노머 시멘트가 치면에 남아있는 빈도가 가장높았고, 폴리아크릴산처리군(PAA), 퍼미스세마군(Pum)의 순이었다.

인산부식한 치과교정용 레진접착제 실험군(RSN-PA)은 폴리아크릴산처리한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI-PAA)보다 접착제가 치면에 남아있는 빈도가 높았다.

폴리아크릴산 처리한 치과교정용 레진접착제 실험군(RSN-PAA)은 인산 부식한 치과교정용 레진접착제 실험군(RSN-PA)보다 레진접착제가 치면에 남아

Table 4. Incidence of adhesive remnant index(ARI)

| Groups \ ARI | 0      | 1      | 2     | 3     | Total |
|--------------|--------|--------|-------|-------|-------|
| LGI-PA       | 0(0)   | 9(45)  | 8(40) | 3(15) | 34    |
| LGI-PAA      | 0(0)   | 15(75) | 4(20) | 1(5)  | 22    |
| LGI-Pum      | 3(15)  | 17(85) | 0(0)  | 0(0)  | 17    |
| CGI-PA       | 0(0)   | 14(70) | 4(20) | 2(10) | 28    |
| CGI-PAA      | 3(15)  | 14(70) | 2(10) | 1(5)  | 21    |
| CGI-Pum      | 7(35)  | 12(60) | 1(5)  | 0(0)  | 14    |
| RSN-PA       | 2(10)  | 11(55) | 5(25) | 2(10) | 27    |
| RSN-PAA      | 14(70) | 6(30)  | 0(0)  | 0(0)  | 6     |

( ) 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

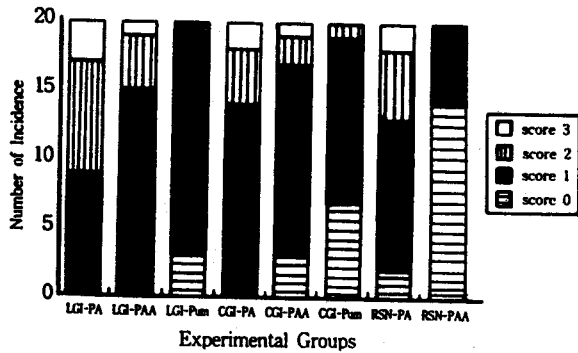


Fig. 3. Incidence of adhesive remnant index

있는 빈도가 낮았으며, 범랑질에 접착제가 전혀 남아 있지않는 접착제 잔류지수 0점의 빈도가 모든 군중에서 가장 높았다.

### 3. 주사전자현미경 소견

범랑질의 표면처리를 시행하고, 수세한 후의 범랑질표면을 촬영한 주사전자현미경 사진을 Fig. 4에 제시하였다.

10% 폴리아크릴산용액은 범랑질표면을 청결하게 하면서 미약하게 부식시켰으며, 38% 인산용액은 범랑질표면을 심하게 부식시켰고, 퍼미스를 이용한 세마는 범랑질표면에 불규칙한 홈집을 만들었고 청결하지 못한 표면을 만들었다.

## IV. 총괄 및 고안

주사전자현미경 관찰에서 10% 폴리아크릴산용액은 범랑질표면을 청결하게 하면서 미약하게 부식시켰으며, 38% 인산용액은 범랑질표면을 심하게 부식시켰고, 퍼미스를 이용한 세마는 범랑질표면에 불규칙한 홈집을 만들었고 청결하지 못한 표면을 만들었다. 폴리아크릴산용액은 수산기의 작용으로 인한 수소결합으로 범랑질 표면에 대한 흡윤성을 높이고, 세척효과를 나타내며, 표면처리제의 흡수를 증진시킨다고 Powis 등<sup>24)</sup>은 보고하였다. 이 실험에서 10% 폴리아크릴산용액은 퍼미스보다 글래스이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도를 높였다. 이러한 결과는 범랑질과 화학중합형 글래스이오노머 시멘트사이의 인장결합강도가 증가한다고 보고한 Powis 등<sup>24)</sup>의 실험성과 일치하며, 폴리아크릴산용액을 이용한 범

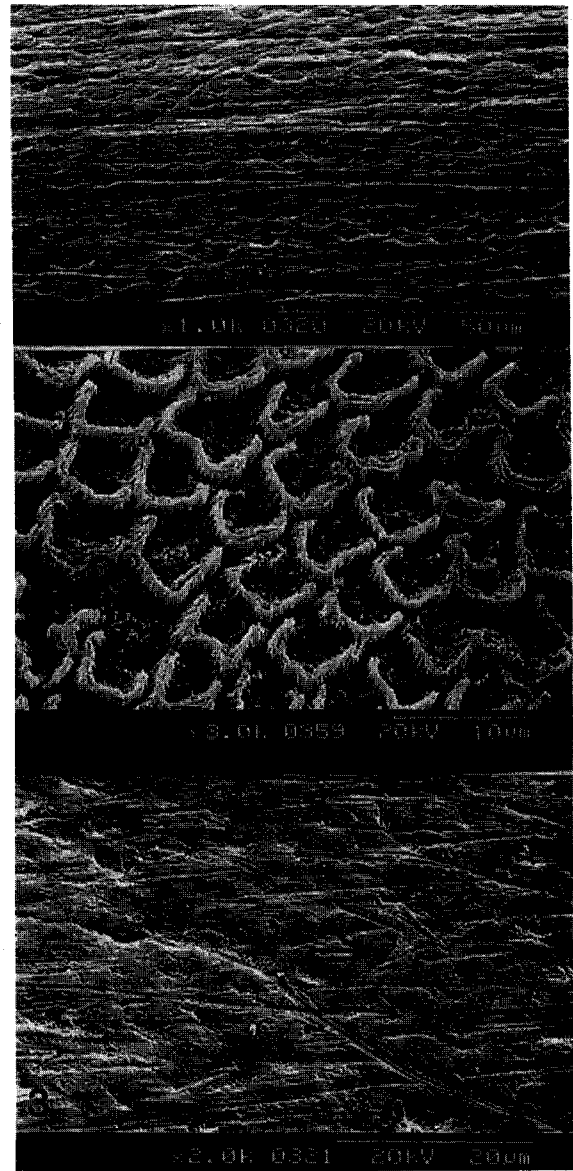


Fig. 4. Scanning electron micrographs of enamel surfaces after various treatments : 10% polyacrylic acid(1), 38% phosphoric acid (2), and pumice(3).

랑질의 표면처리가 범랑질 표면에 대한 화학중합형 글래스이오노머 시멘트의 결합강도를 증가시키지 못한다는 보고를 한 Cook과 Youngson<sup>19)</sup>, Aboush와 Jenkins<sup>25)</sup>, Fajen 등<sup>26)</sup>, Tavasz와 Salem<sup>27)</sup>의 실험성과는 일치하지 않는다.

이 실험에서 38% 인산용액은 퍼미스보다 글래스이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도를 높였다. Cook 과 Youngson<sup>19)</sup>은 37% 인산용액으로 부식된

범랑질에 대한 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트 군의 전단결합강도는 퍼미스로 처리한 군의 그것보다 낮다고 보고하였으며, Lacefield 와 Retief<sup>30)</sup>는 범랑질표면으로부터의 칼슘이온의 상실에도 불구하고, 37% 인산용액처리군과 비처리군사이의 범랑질에 대한 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 인장결합강도에는 유의한 차이가 없다고 보고하였으며, Wiltshire<sup>31)</sup>는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트를 37% 인산용액으로 부식을 시행한 군의 전단결합강도가 퍼미스로 처리한 군의 그것과 유의차는 없었다고 보고하였는데, 이것들은 이 실험성과 일치하지 않는다. McCaghren 등<sup>32)</sup>은 범랑질표면을 인산용액으로 15초간 부식을 시행하고, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트를 접착하여 24시간 후, 12.6 MPa의 전단결합강도를 보고하였으며, McCourt 등<sup>33)</sup>은 37% 인산용액으로 부식한 범랑질 표면에 광중합형 글래스아이오노머 시멘트와 광중합형 치과교정용 레진접착제를 이용하여 브라켓을 접착하여 24시간후에는 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도(11.58MPa)가 광중합형 치과교정용 레진접착제의 그것(11.35MPa)과 비슷하다고 보고하였다.

이 실험에서는 인산용액으로 부식된 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI-PA)과 치과교정용 레진접착제 실험군(RSN-PA) 및 폴리아크릴산용액으로 처리된 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트 실험군(LGI-PAA)의 브라켓전단결합강도 사이에 통계적 유의차가 없었다.

한편, 여러가지의 실험실 결과는 글래스아이오노머 시멘트가 교정용브라켓의 직접접착제로서 적절한지에 대해서는 논란이 있지만, White<sup>11)</sup>는 임상에서 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트를 이용한 교정용 브라켓의 탈락율은 치과교정용 레진접착제의 그것과 같았다고 보고하였다.

임상적으로 받아들여지는 최소한의 peel 전단결합강도로서 Miura 등<sup>33)</sup>은 40 kg/cm<sup>2</sup>이라고 보고하였으며, Tavas 와 Watts<sup>34)</sup>는 임상에 사용 가능한 직접접착제는 접착 후 5분 이내에 4 kg의 peel 전단력을, 24시간 후에는 6 kg의 peel 전단력을 가져야된다고 하였으나, 실험의 특별한 형태때문에 다른 실험의 결과와 직접적인 비교는 불가능하다고 보고하였다. Reynolds<sup>35)</sup>는 임상에 사용가능한 인장결합강도는 60-80 kg/cm<sup>2</sup>이라고 보고하였다.

McCarthy와 Hondrum<sup>28)</sup>, Klockowski 등<sup>21)</sup>은 범랑

질표면을 폴리아크릴산용액으로 표면처리를 시행한 후, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트와 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착과절패턴은 주로 글래스아이오노머 시멘트내에서 관찰하였다고 보고하였다. Cook과 Youngson<sup>19)</sup>은 브라켓제거 후 치질에 남아있는 치과교정용 레진접착제의 양은 89% 라고 보고하였으며, Rezk-Lega와 Ogaard<sup>22)</sup>는 브라켓제거 후, 치질에 남아있는 치과교정용 레진접착제의 비율은 85%, 퍼미스로 세마한 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트가 치질에 남아있는 비율은 20% 라고 보고하였다. 인산용액으로 범랑질표면을 부식시킨 후, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착과절패턴을 McCourt 등<sup>33)</sup>은 브라켓과 광중합형 글래스아이오노머 시멘트사이의 경계부에서 관찰하였고, 또한 McCaghren 등<sup>32)</sup>은 범랑질과 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 경계와 광중합형 글래스아이오노머 시멘트내에서 관찰하였고, 전단결합강도와 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 파절 비율사이에는 상관성이 없다고 보고하였다. 이 실험에서는 10% 폴리아크릴산용액과 38% 인산용액으로 표면처리를 시행한 범랑질에 대한 글래스아이오노머 시멘트는 퍼미스로 표면세마를 한 범랑질에 대한 글래스아이오노머 시멘트보다 시멘트가 치면에 남아있는 빈도가 높았으며, 대부분이 치면에 반이하의 글래스아이오노머 시멘트가 남아있는 접착제의 잔류지수 1 점과 치면에 반이상의 글래스아이오노머 시멘트가 남아있는 접착제의 잔류지수 2점인 파절패턴을 나타냈고, 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착제 잔류지수는 38% 인산용액으로 부식된 범랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것보다 낮은 경향을 보였다.

총괄하면, 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도는 38% 인산용액으로 부식된 범랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것과 유의차가 없었고, 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 범랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착제 잔류지수는 38% 인산용액으로 부식된 범랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것보다 낮은 경향을 보였으며, 10% 폴리아크릴산은 38% 인산용액보다 표면부식효과가 적고, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트는 불소이온을 유리하므로, 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 범랑질에 대한



광중합형 글래스아이오노머 시멘트는 임상적인 유용성이 있을 것으로 추정되나, 임상적 적용을 위해서는 구강내에서 브라켓을 탈락시킬 수 있는 많은 조건 즉, 재료의 다양성, 온도변화 및 시간경과에 대한 추가적인 연구와 임상적 연구가 더 필요하리라 사료된다.

### V. 결 론

발거된 사람소구치의 법랑질표면을 10% 폴리아크릴산용액, 38% 인산용액과 퍼미스로 처리한 후, 시판되고있는 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 일종(Fuji II LC), 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 일종(Fuji II) 및 화학중합형 치과교정용 레진접착제의 일종(Mono-Lok 2)으로 법랑질표면에 금속브라켓을 접착하고, 37°C의 증류수속에 24시간 침지시킨 후, 브라켓전단결합강도를 측정하고, 접착과절편탄을 관찰하였으며, 표면처리된 법랑질표면을 주사전자현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결과와 결론을 얻었다.

1. 표면처리방법에 관계없이 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 그것보다 높았다.
2. 38% 인산용액과 10% 폴리아크릴산용액은 퍼미스보다 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도를 높였다.
3. 주사전자현미경 관찰에서 10% 폴리아크릴산용액은 법랑질표면을 미약하게 부식시키고 청결하게 하였으며, 38% 인산용액은 법랑질을 심하게 부식시켰고, 퍼미스를 이용한 세마는 법랑질표면에 불규칙한 흠집을 만들고 청결하지 못한 표면을 만들었다.
4. 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 법랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착제 잔류지수는 38% 인산용액으로 부식된 법랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것보다 낮은 경향을 보였다.
5. 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화된 법랑질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 브라켓전단결합강도는 38% 인산용액으로 부식된 법랑질에 대한 치과교정용 레진접착제의 그것과 유의차가 없었다.

이상의 결과는 10% 폴리아크릴산용액으로 표면조건화시킨 광중합형 글래스아이오노머 시멘트에 의한

브라켓 접착은 통상적으로 사용되어온 치과교정용 레진접착제에 의한 브라켓 접착을 대체할 수 있음을 시사한다.

### 참 고 문 헌

1. Buonocore, M.G. : A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface, *J.Dent.Res.*, 34 : 849-853, 1955.
2. Retief, D.H., and Sadowski, P.L. : Clinical experience with the acid-etch technique in orthodontics, *Am. J.Orthod.*, 79 : 645-665, 1975.
3. Fitzpatrick, D.A., and Way, D.C. : The effects of wear, acid etching, and bond removal on human enamel, *Am.J.Orthod.*, 72 : 671-681, 1977.
4. Diedrich, P. : Enamel alterations from bracket bonding and debonding : a study with the scanning electron microscope, *Am.J.Orthod.*, 79 : 500-522, 1981.
5. Brown, C.R.L., and Way, D.C. : Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives, *Am.J. Orthod.*, 74 : 663-671, 1978.
6. Gorelick, L., Geiger, A.M., and Gwinnett, A.J. : Incidence of white spot formation after bonding and banding, *Am.J. Orthod.*, 81 : 323-331, 1982.
7. O'Reilly M.M., and Featherstone, J.D.B. : Demineralization and remineralization around orthodontic appliances : an in vitro study *Am.J.Orthod.*, 92 : 33-40, 1970.
8. Wilson, A.D., and Kent, B.E. : A new translucent cement for dentistry, *Brit.dent.J.*, 132 : 133-135, 1972.
9. Wilson, A.D., and McLean, J.W. : *Glass-Ionomer Cement*, Quintessence Publishing Co., Inc. 1988.
10. Hotz, P., McLean, J.W., Sced, I., and Wilson, A.D. : The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates, *Brit.dent.J.*, 142 : 41-47, 1977.
11. White, L.W. : Glass ionmer cement, *J.Clin.Orthod.*, 20 : 387-391, 1986.
12. Maldonado, A., Swartz, M.L., and Phillips, R.W. : An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement, *J.Am.Dent.Assoc.*, 96 : 785-791, 1978.
13. Swartz, M.L., Phillips, R.W., and Clark, H.E. : Long-term F release from Glass ionomer cements, *J.Dent.Res.*, 63 : 158-160, 1984.
14. Wilson, A.D. : Alumino-silicate polyacrylic acid and related cements, *Br.Poly.J.*, 6 : 165-179, 1974.
15. Wilson, A.D., Prosser, H.J., and Powis, D.M. : Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite, *J.Dent.Res.*, 62 : 590-592, 1983.
16. Wilson, A.D. : Developments in glass-ionmer cements, *Int.J.prosthod.*, 2 : 438-446, 1989.
17. Smith, D.C. : Composition and characteristics of glass ionomer cements, *J.Am.Dent.Assoc.*, 120 : 20-22, 1990.
18. Mitra, S.B. : Adhesion to dentin and physical properties of a

- light-cured glass-ionomer liner/base, *J.Dent.Res.*, 70 : 72-74, 1991.
19. Cook, P.A., and Youngson, C.C. : An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets, *Brit.J. Orthod.*, 15 : 247-253, 1988.
  20. Murray, G.A., and Yates, J.L. : A comparison of the bond strengths of composite resins and glass ionomer cement, *J.Pedod.*, 8 : 172-177, 1984.
  21. Klockowski, R., Davis, E.L., Joynt, R.B., Wiczowski, G., and McDonald, A. : Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets, *Am.J.Orthod.*, 96 : 60-64, 1989.
  22. Rezk-Lega, F., and Ogaard, B. : Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets : an in vitro comparative study, *Am.J.Orthod.*, 100 : 357-361, 1991.
  23. McCourt, J.M., Cooley R.L., and Barnwell, S. : Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesive, *Am.J.Orthod.*, 100 : 47-52, 1991.
  24. Powis, D.R., Folleras, T., Merson, S.A., and Wilson, A.D. : Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel, *J.Dent.Res.*, 61 : 1416 -1422, 1982.
  25. Aboush, Y.E.Y., and Jenkins, C.B.G. : The effect of polyacrylic acid cleanser on the adhesion of a glass polyalkenoate cement to enamel and dentine, *J. Dent.*, 15 : 147-152, 1987.
  26. Fajen, V.B., Duncanson, M.G., Nanda, R.S., Currier, F., and Angolkar, P.V. : An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements, *Am.J.Orthod.*, 97 : 316-322, 1990.
  27. Tavas, M.A., and Salem, N.S. : Glass ionomer for direct bonding : an vitro assessment, *Brit.J.Orthod.*, 17 : 223-228, 1990.
  28. McCarthy, M.F., and Hondrum, S.O. : Mechanical and bond strength properties of light-cured and chemically cured glass ionomer cements, *Am.J. Orthod.*, 105 : 135-141, 1994.
  29. Artun, J., and Bergland, S. : Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment, *Am.J.Orthod.*, 85 : 333-340, 1984.
  30. Lacefield, W.R., and Retief, D.H. : Tensile bond strength of a glass-ionomer cement, *J.Prosthet. Dent.*, 53 : 194-198, 1985.
  31. Wiltshire, W.A. : Shear bond strengths of a glassionomer for direct bonding in orthodontics, *Am.J. Orthod.*, 106 : 127-130, 1994.
  32. McCaghren, R.A., Retief, D.H., Bradley, E.L., and Denys, F.R. : Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin, *J.Dent.Res.*, 69 : 40-45, 1990.
  33. Miura, F., Nakagawa, K., and Masuhara, E. : New direct bonding system for plastic brackets, *Am.J. Orthod.*, 59 : 350-361, 1971.
  34. Tavas, M.A., and Watts, D.C. : A visible lightactivated direct bonding material, *Brit.J.Orthod.*, 11 : 33-37, 1984.
  35. Reynolds, I.R. : A review of direct orthodontic bonding, *Brit.J.Orthod.*, 2 : 171-178, 1975.

-ABSTRACT-

## THE EFFECTS OF SURFACE TREATMENTS ON SHEAR BOND STRENGTHS OF LIGHT-CURED AND CHEMICALLY CURED GLASS IONOMER CEMENTS TO ENAMEL

Kang-Seob Shin, D.M.D., M.S.D., Ki-Soo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University*

The purpose of this study was to evaluate the effects of surface conditioning with 10% polyacrylic acid, etching with 38% phosphoric acid, and polishing with a slurry of pumice on shear bond strengths of light-cured glass ionomer cement, chemically cured glass ionomer cement, and a composite resin to enamel, and to observe the failure patterns of bracket bondings. Shear bond strengths of glass ionomer cements were compared with that of a composite resin. Metal brackets were bonded on the extracted human bicuspid after enamel surface treatments, and samples were immersed in the 37°C

distilled water bath, and shear bond strengths of glass ionomer cements and a composite resin were measured on the Instron machine after 24hrs passed, and the deboned samples were measured in respect of adhesive remnant index. Scanning electron micrographs were taken of enamel surfaces after various treatments.

The data were evaluated and tested by ANOVA and Duncan's multiple range test, and those results were as follows.

1. Shear bond strength of light-cured glass ionomer cement showed statistically higher than that of chemically cured glass ionomer cement.
2. Shear bond strengths of light-cured and chemically cured glass ionomer cements to enamel treated with 10% polyacrylic acid and 38% phosphoric acid showed statistically higher than those with a slurry of pumice.
3. According to scanning electron micrographs, enamel surface conditioned with 10% polyacrylic acid is slightly etched and cleaned, that etched with 38% phosphoric acid is severely etched, and that polished with a slurry of pumice is irregularly scratched and not completely cleaned.
4. After debonding, light-cured glass ionomer cement to enamel treated with 10% polyacrylic acid showed less residual materials on the enamel surface than composite resin to enamel etched with 38% phosphoric acid.
5. There was no significant difference in the shear bond strength of light-cured glass ionomer cement to enamel treated with 10% polyacrylic acid and that of composite resin to enamel etched with 38% phosphoric acid.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 223-233

※Key words : Surface treatments to enamel, glass ionomer cement, shear bond strength