

# 상아질 표면상태에 따른 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보존학교실

김경화 · 박상진

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도

## I. 서 론

실리케이트 시멘트는 경화 후 높은 산도로 인한 치수 자극성의 단점 때문에 실리케이트 시멘트의 분말과 폴리카복실레이트 시멘트의 액인 폴리아크릴릭을 주성분으로한 글래스아이오노머 시멘트가 개발되었다<sup>1)</sup>. 그러나 초기에 개발된 글래스아이오노머 시멘트는 화학중합형으로 경화 및 긴 작업시간 등의 불편함으로 인하여 액성분에 HEMA(Hydroxy ethyl methacrylate) 또는 Bis-GMA 등의 레진성분을 소량 첨가한 혼합형 글래스아이오노머 시멘트(hybrid ionomer cement)와 이를 광중합형으로 개선시킨 광중합형 글래스아이오노머 시멘트<sup>2)</sup> 또는 레진 강화형 글래스아이오노머 시멘트<sup>3)</sup>가 개발되어 사용되고 있다.

광중합형 글래스아이오노머 시멘트는 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트에 비하여 물리적 성질이 향상되었고, 법랑질과 상아질에 접착효과가 높아졌으며<sup>4,5)</sup>, 지속적으로 불소이온을 방출하고<sup>5,6)</sup>, 법랑질의 용해성을 감소시켜 이차 우식증을 억제하며<sup>7,8)</sup>, 생체적합성<sup>5,9)</sup>, 항균효과<sup>10,11)</sup>를 지니고, 기계적인 유지형태를 형성하지 않고서도 치질과의 접착효과가 높아<sup>4,5)</sup> 복합레진이나 아말감 수복물과 접착되고<sup>12,13)</sup>, 수복용, 접착용, 이장용, 코아축조와 치면열구 전색제로도 광범위하게 이용되고 있다<sup>14, 17)</sup>.

광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 열팽창계수와 미세변연누출은 레진성분의 첨가로 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트에 비하여 크지만 복합레진과 비교하면 열팽창계수가 낮고 치질적합성이 우수하다<sup>18,19)</sup>. 또한 글래스아이오노머 시멘트의 경화시 글래스아이오노머 기질과 HEMA의 기질성분이 침투성 결합을 형성하여 중합되므로 두 기질이 이온결합과 공유결합되어 구조가 치밀하게 되므로 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트에 비하여 결합강도가 향상되었으며, 시간 경과에 따라 강도도 증가되었다<sup>17,20,21,22)</sup>. 또한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트는 산-염기 반응과 HEMA가 중합되는 중합반응의 이중중합(dual cure) 기전으로 경화가 촉진되므로 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트의 단점이었던 수분 취약성을 극복하고 충분한 조

작시간과 짧은 경화시간을 갖으며, 충전후 즉시 마무리할 수 있게 되었다<sup>20,23,24</sup>. 그러나 표면 활택도와 투명도가 복합레진과 비교하여 부족하며, 광중합 과정에서도 잔류 monomer가 발생되어 치수 독성<sup>23</sup>이 나타나는 단점이 있다.

Powis 등<sup>25</sup>은 상아질면의 smear layer를 산, chelator 또는 ferric chloride 등으로 처리시 글래스아이오노머 시멘트와 상아질의 결합강도가 크게 증가하였음을 보고하였고, Prati 등<sup>26</sup>이 여러 종류의 상아질 표면처리제 효과에 대하여 보고한 바 있다. Powis 등<sup>25</sup>은 분자량이 큰 표면처리제가 상아질과 글래스아이오노머 시멘트의 수소결합 능력을 증가시켜 결합강도가 높게 나타난 반면 기타의 분자량이 작은 chelator는 효과가 없음을 보고한 이래, 주로 고분자의 polyacrylic acid가 상아질 표면처리제로 사용되었으며 Wendt 등<sup>27</sup>, Mdlnes-Ledoux 등<sup>28</sup>과 Garcia-Gordoy 등<sup>29</sup>도 polyacrylic acid로 구성된 표면처리제를 이용한 후, 글래스아이오노머 시멘트를 상아질 표면에 결합시켜 결합강도가 증가되었음을 보고한 바 있다. 그러나 Hewlett 등<sup>30</sup>과 Hinoura 등<sup>31</sup>은 polyacrylic acid로 처리하더라도 상아질에 대한 글래스아이오노머 시멘트의 결합강도의 증진 효과는 관찰할 수 없었음을 보고하였다.

상아질 표면처리를 위해서 polyacrylic acid 이외에 citric acid, phosphoric acid와 maleic acid에 대한 사용이 보고되고 있다. Aboush와 Jenkins<sup>32</sup>는 50% citric acid로 상아질을 표면처리할 경우, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 결합강도가 증가된다고 보고하였고, Triolo<sup>33</sup>도 phosphoric acid로 상아질을 처리시, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 상아질에 대한 결합강도의 증가를 보고하였다. 또한 Carvalho 등<sup>34</sup>이 Variglass VLC 수복시 상아질면을 10% maleic acid와 ProBond primer로 처리한 군에서 primer 단독으로 처리한 군과 비교하여 인장결합강도가 증가함을 보고하였다. 이는 상아질의 산처리로 smear layer가 제거되고 혼화층(hybrid layer)과 resin tag이 형성되어 상아질과의 미세기계적 유지력(micro-mechanical retention)이 증가되기 때문이라고 주장하였다.

Prado 등<sup>35</sup>도 상아질면을 10% phosphoric acid로 처리한 군과 10% polyacrylic acid로 처리한 군에서, Fuji II LC를 접착하여 전단결합강도를 측정된 결과, 두 군간에 통계학적인 유의성은 없었으나 상아질의 산처리가 결합강도를 증가시키는 중요한 역할을 하였음을 보고한 바 있다.

그러나 이상의 연구결과는 실제 임상에 적용시 또다른 결과로 나타날 수 있다. 즉, 수복부위가 치경부에 근접한 5급와동의 경우 또는 타액이나 혈액에 의해 와동면이 오염되는 경우가 많아 글래스아이오노머 시멘트의 형성과동에 대한 결합이 방해받게 된다. Xie 등<sup>36</sup>은 범랑질과 상아질이 오염된 경우와 이를 산성 용액으로 재처리한 경우의 비교 연구에서, 혈액 오염시 상아질 접착제의 범랑질과 상아질과의 인장결합강도가 33%에서 70%까지 저하된다고 보고하였으며, Pashley 등<sup>37</sup>도 혈액과 같은 단백질의 오염으로 인하여 sealant와 상아질 접착제의 상아질에 대한 결합강도를 70%까지 감소시킨다고 보고하였다. 또한 Stattmiller 등<sup>38</sup>은 dentin conditioner로 처리된 상아질면이 타액으로 오염될 경우, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 전단결합강도가 매우 감소됨을 보고한 바 있다.

이상과 같은 선행들의 연구보고를 토대로 산처리된 상아질면의 혈액오염 유무에 따른 수중 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 상아질면에 대한 전단결합강도의 변화와 파단면을 관찰하여 다소의 의의있는 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

냉동보관된 소의 하악 전치 180개를 실험 직전 해동하여 실험에 사용하였고, 상아질 산처리제로 10% polyacrylic acid(GC dentin conditioner; GC Co., Japan), 10% maleic acid(Kyung Hee dental Univ.), 10% phosphoric acid(Kyung Hee dental Univ.)를 사용하였으며, 광중합형 글래스아이오노머 시멘트로는 Fuji II LC(GC Co., Japan), Dyract(Dentsply/Detrey Inc., Germany), Vari-

**Table 1.** Dentin conditioners used in this study

Dentin conditioners	concentration(%)	application time(sec)
polyacrylic acid	10	20
maleic acid	10	15
phosphoric acid	10	10

**Table 2.** Light-cured glass ionomer cements used in this study

Materials	Dentin conditioner	Manufactures
Fuji II LC	GC dentin conditioning	GC Co., Japan
Variglass VLC	Prisma Universal Bond 3 Dentin Primer	Caulk/Dentsply, USA
Dyract	Dyract-PSA	DeTrey, Germany

glass VLC(Caulk/Dentsply Inc., USA)를 사용하였다(Table 1,2). 혈액은 실험자의 혈액을 실험직전 채취하여 사용하였다.

## 2. 연구방법

### 1) 시편제작

저속의 diamond disk(Shofu, 601D, regular double)로 소의 하악 전치의 치경부를 절단하여 에폭시 레진(Epons(TM), Epon Chemical Co., Korea)에 포매하여 경조직 연마기(Grinder-polisher, Buehler Ltd., England)에서 320번, 400번, 600번 SiC로 주수하에 순차연마하여 평평한 상아질면을 노출시켜 실험에 사용하였다. 직경 4mm, 높이 3mm의 고무몰드에 각각 3종의 글래스아이오노머 시멘트를 충전하여 상하면에 각각 60초간 광조사(Heliomat Type H2, Vivadent Co., Austria)하여 시편을 제작하였다. 연마된 상아질면은 산처리 후 직경 4mm 구멍이 뚫려있는 마스크 테이프를 부착하고, 제작된 시멘트 시편을 각각의 글래스아이오노머 시멘트로 200g의 하중하에서 상아질면에 접촉시킨 후, 접촉면에 평행한 세방향에서 60초간 광조사하여 실험용 시편을 제작하였다.

### 2) 대조군 및 실험군의 분류

글래스아이오노머 시멘트 시편 접착시, 상아질 표면처리 조건에 따라 대조군은 1,3,5군, 실험군은 2, 4, 6군으로 분류하여 다음과 같이 실험을 실시하였다(Table 3).

**제 1군(GF)** : 10% polyacrylic acid로 처리 후 Fuji II LC를 접착시킨 군으로, 상아질면을 10% polyacrylic acid(dentin conditioner)로 20초간 산부식하고 60초간 수세, 20초간 건조한 후 Fuji II LC를 혼합하여 접착시키고 200g의 일정한 하중을 가하면서 60초간 광조사하였다.

**제 2군(BGF)**: 10% polyacrylic acid로 처리 후 혈액오염시키고 Fuji II LC를 접착시킨 군으로, 상아질면을 10% polyacrylic acid (dentin conditioner)로 20초간 산부식하고 60초간 수세, 20초간 건조한 후 혈액을 15초간 작은 스폰지를 이용해 상아질면을 오염시키고 15초간 수세, 15초간 건조한 후 Fuji II LC를 상아질면에 60초간 광조사하여 제 1군과 동일한 방법으로 접착하였다.

**제 3군(MD)**: 10% maleic acid로 처리 후 Dyract를 접착시킨 군으로, 상아질면을 10% maleic acid로 15초간 산부식하고, 60초간 수세, 20초간 건조하고 Dyract PSA primer/adhesive를 30초간 도포, 5초간 압축공기로 건조시킨 후 60초간 광조사하고 Dyract를 상아질면에 1군과 동일한 방법으로 접착하였다.

Table 3. Experimental conditions in six groups

Group	Code	N	Dentin Treatment	Glass ionomers
1	GF	10	10% polyacrylic acid(20s)	Fuji II LC
2	BGF	10	10% polyacrylic acid(20s) Blood(15s), Wash(15s), Dry(15s)	Fuji II LC
3	MD	10	10% maleic acid(15s)	Dyract
4	BMD	10	10% maleic acid(15s) Blood(15s), Wash(15s), Dry(15s)	Dyract
5	PV	10	10% phosphoric acid(10s)	Variglass VLC
6	BPV	10	10% phosphoric acid(10s) Blood(15s), Wash(15s), Dry(15s)	Variglass VLC

**제 4군(BMD):** 10% maleic acid로 처리 후 혈액 오염시키고 Dyract를 접착시킨 군으로, 상아 절면을 10% maleic acid로 15초간 산부식하고 60초간 수세, 20초간 건조한 후 15초간 혈액오염시키고 15초간 수세, 15초간 압축공기로 건조한 후 Dyract PSA primer/adhesive를 30초간 도포, 5초간 건조시키고 60초간 광조사한 후 Dyract를 상아절면에 1군과 동일한 방법으로 접착하였다.

**제 5군(PV):** 10% phosphoric acid로 처리 후 Variglass VLC를 접착시킨 군으로, 10% phosphoric acid로 10초간 산부식하고 60초간 수세, 20초간 건조한 후 Prisma Universal Bond 3 Dentin Primer를 30초간 도포, 5초간 건조한 후 Variglass VLC를 상아절면에 1군과 동일한 방법으로 접착하였다.

**제 6군(BPV):** 10% phosphoric acid로 처리 후 혈액오염시키고 Variglass VLC를 접착시킨 군으로, 상아절면을 10% phosphoric acid로 10초간 산부식하고 60초간 수세, 20초간 건조한 후 15초간 혈액오염시키고 15초간 수세, 15초간 건조한 후 Prisma Universal Bond 3 Dentin Primer를 30초간 도포, 5초간 건조하고 Variglass VLC로 상아절면에 1군과 동일한 방법으로 접착하였다.

접착된 총 시편의 수는 각 군당 30개씩 모두 180개의 시편을 제작하였다.

### 3) 전단결합강도의 측정 및 분석

제작된 180개 글래스이오노머 시편은 실온

에서 1시간 방치 후,  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  증류수에 24시간 침지시킨 다음 전단결합강도를 측정하였다. 전단결합강도는 만능 시험기(Instron, 4467, U.S.A)에서 분당 1mm 속도로 하중을 가하여 시편이 분리되는 최대하중을 구한 다음, 단위면적당 접착강도로 환산하여 전단결합강도로 정하였다. 각 군간의 통계적 유의성 검정은 Student t-Test를 이용하였다.

### 4) 주사전자현미경 관찰

전단결합강도 측정 후 분리된 시편은 주사전자현미경(S-2300, Hitachi Co., Japan)에서 20Kvp의 가속전압으로 3000배로 확대하여 표면을 관찰하였다.

## III. 연구성적

### 1. 전단결합강도

각 군에서 측정된 전단결합강도는 Table 4와 같다. 상아절면을 10% polyacrylic acid 처리 후 Fuji II LC를 접착한 1군(GF)은 10.83MPa, 10% polyacrylic acid 처리 후 혈액오염시키고 Fuji II LC를 접착한 2군(BGF)은 1.03MPa, 10% maleic acid 처리 후 Dyract를 접착한 3군(MD)은 13.62MPa, 10% maleic acid 처리 후 혈액오염시키고 Dyract를 접착한 4군(BMD)은 9.28MPa, 10% phosphoric acid 처리 후 Variglass VLC를 접착한 5군(PV)은 14.96MPa, 10% phosphoric

Table 4. Shear bond strength(Mpa) measured in six groups

Group	Code	N	Mean	S.D.
1	GF	10	10.83	2.05
2	BGF	10	1.03	0.43
3	MD	10	13.62	2.16
4	BMD	10	9.28	1.48
5	PV	10	14.96	1.45
6	BPV	10	8.22	2.85

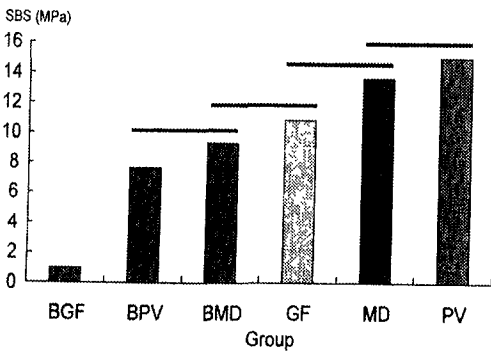


Fig. 1. Shear bond strength of three glass ionomer cements to bovine dentin in six groups

acid 처리 후 혈액오염시키고 Variglass VLC를 접착한 6군(BPV)은 8.22MPa의 전단결합강도를 나타내었다(Table 4).

측정된 결합강도는 t-test를 시행하여 0.05% 수준에서 유의성을 검증하여 비교하였고 각 군의 전단결합강도를 비교한 그래프는 Fig. 1에서 나타난 바와 같다. 2군(BGF)에서 가장 낮은 전단결합강도를 나타내었으며, 5군(PV)에서 가장 높은 전단결합강도를 나타내었다(Table 4, Fig 1).

## 2. 주사전자현미경 소견

대조군(1,3,5군)의 파단된 상아질면에서 상아세관은 개방되어 있었으며, 노출된 상아세관 입구의 경계가 명료하였다(Fig 2,4,6). 산처리 후 혈

액으로 오염시키고 수세 및 건조한 실험군(2,4,6군)에서, 상아질 표면은 뚜렷한 차이는 보이지 않았지만 표면은 불규칙하고 상아세관과의 경계가 뚜렷하지 않았다(Fig 3,5,7).

제2군(BGF)을 제외한 제 1,3,4,5,6군은 부분적인 혼합파괴 양상을 나타내었고 개방된 상아세관내에서 글래스아이오노머 시멘트 파절편을 관찰할 수 있었다(Fig 8,10,11,12,13). 제 2군(BGF)은 가장 낮은 전단결합강도를 나타내었고(Table 4), 전반적인 접착파괴상을 나타내었다(Fig 9).

## IV. 총괄 및 고안

1980년대 후반, 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트에 소량의 광중합 레진성분을 첨가한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트가 개발<sup>2,3)</sup>된 이후 물리적 성질이 더욱 향상되어 널리 임상에서 사용되고 있다<sup>5,17,18,20,22,23)</sup>. 일반적으로 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 분말 성분은 종래의 화학중합형 글래스아이오노머 시멘트와 유사한 fluoroaluminosilicate이며, 액은 수분과 polyacrylic acid 외에 HEMA(Hydroxy ethyl methacrylate)로 구성되어 있다. HEMA는 친수성 단량체로, 글래스아이오노머 시멘트의 치질에 대한 습윤효과를 증대시켜 습기가 존재하고 있는 상아질 표면에 침투를 용이<sup>39)</sup>하게 하고 이러한 레진 성분의 첨가로 시멘트가 경화 후 치질과의 결합강도가 크게 증가하고, 경화시간도 단축되며, 용해성이 감소하여 수분에 대한 취약성이 감소하고, 충전 후 즉시 마무리할 수 있는 요소로

작용한다<sup>20, 24)</sup>.

상아질의 표면처리로 광중합형 글래스아이노머 시멘트의 결합강도가 증가된다는 지금까지의 연구보고는 실제 임상에 적용시 접착치면이 혈액이나 타액에 의해 쉽게 오염되는 치경부에 근접한 5급 와동의 경우 상아질의 표면오염 가능성이 더욱 커서 임상적으로 글래스아이노머 시멘트의 수복에 방해요인으로 작용하게 된다.

Variglass VLC와 Dyract의 primer인 Prisma Universal Bond 3 dentin Primer와 Dyract PSA primer/adhesives에는 PENTA가 함유되어 있는데, PENTA는 약산성을 띄며 상아질에 대한 접착을 증진시키는 self-etching primer로서 작용하여 smear layer를 변형시키거나 smear layer 하방의 상아질의 유기성분과 무기성분에 친화성을 지닌 광중합형 글래스아이노머 시멘트의 성분인 친수성 단량체가 상아질내로의 침투를 용이하게 하여 변형된 smear layer와 상아질 기질간의 접착을 촉진시킨다고 보고하고 있다<sup>40,41)</sup>.

본 연구에서 10% polyacrylic acid로 산처리 후 Fuji II LC를 접착시킨 제 1군, 10% maleic acid로 산처리 후 Dyract를 접착시킨 제 3군과 10% phosphoric acid로 산처리 후 Variglass VLC를 접착시킨 제 5군의 전단결합강도를 비교한 결과, 10% phosphoric acid 처리 후 Variglass VLC를 접착시킨 제 5군에서 전단결합강도가 가장 높은 결과를 얻었다. 이와 같은 결과는 Carvalho 등<sup>34)</sup>이 primer 도포 전 maleic acid로 상아질 표면을 산처리한 경우에서, 산처리를 하지 않고 Variglass VLC를 수복한 경우와 비교하여 인장결합강도가 증가되었음을 보고한 결과와 상아질을 10% polyacrylic acid로 처리한 군과 10% phosphoric acid로 처리한 군에서 Fuji II LC의 상아질에 대한 결합강도를 비교한 결과 통계학적인 차이는 없었으나 상아질 표면처리에 사용된 산은 결합강도를 증가시키는데 중요한 역할을 하였다는 Prado 등<sup>35)</sup>의 보고 등을 고려하면 상아질의 산처리는 글래스아이노머 시멘트의 상아질에 대한 결합강도에 중요한 역할을 하는 것으로 알 수 있다.

상아질면을 산처리한 후 전자현미경으로 관찰시 10% phosphoric acid로 처리한 면에서 상아

세관이 polyacrylic acid 및 maleic acid로 산처리한 상아질표면과 비교하여 많은 상아세관의 입구가 개방된 평활면을 관찰하였다(Fig 6). 또한 maleic acid로 처리한 상아질면과 비교하여 polyacrylic acid로 처리한 상아질면에서 상아세관의 입구가 노출된 경우가 더 많게 나타났다(Fig 2). 이는 phosphoric acid의 산도가 제일 강하고 polyacrylic acid, maleic acid의 순으로 약산이기 때문이라 사료된다. 이와 같은 관찰은 Fridel 등<sup>42)</sup>도 25%와 10%의 polyacrylic acid로 상아질을 처리시 전자현미경 관찰에서 도말층과 plug가 발생되지 않은 상아세관을 관찰할 수 있었고, polyacrylic acid가 maleic acid를 함유한 primer를 사용하는 경우와 비교하여 상아질 구조를 더욱 명확하게 노출시킨다고 보고한 소견으로 polyacrylic acid가 smear layer 제거에 더욱 효과적으로 작용함을 알 수 있다.

본 연구의 결과에서도 제 1군과 2군, 제 3군과 4군, 제 5군과 6군 사이에 전단결합강도 감소에 대한 유의성 검증에서 잘 나타나듯이 산처리된 상아질면이 혈액오염으로 인하여 결합강도가 낮아짐을 알 수 있다. 더욱이 산처리된 상아질면에 혈액 등의 오염이 발생할 경우, 글래스아이노머 시멘트의 상아질에 대한 접착의 방해는 필연적으로 발생된다. Narikawa 등<sup>43)</sup>도 상아질면을 혈액오염 후 수세하면 주사전자현미경상에서 표면구조의 차이는 없지만, 산처리된 상아질면에 잔존하는 적혈구 성분으로 인해 상아질 접착제와의 인장결합강도가 감소됨을 보고한 바 있다. 더욱이 본 연구에서의 결과는 Fuji II LC 경우(2군), 10% polyacrylic acid 처리 후 혈액오염시 결합강도가 거의 측정할 수 없을 정도로 나타났다. 이와 같은 결과는 특히 혈액내의 혈장성분 및 적혈구 등이 상아질 표면에 잔존되어 결합강도를 감소시켰다고 사료된다. 또한 Pashley 등<sup>37)</sup>이 혈액오염된 상아질 표면과 상아질 접착제의 결합강도 연구에서도 혈액과 단백질 성분의 상아질표면 오염으로 인하여 70%의 결합강도가 감소한다는 보고를 하였으며, Xie 등<sup>36)</sup>은 상아질 접착제를 사용하여 글래스아이노머 시멘트로 수복시 증류수, 타액, 혈장, handpiece lubricant 및 산화아연화유지놀 시멘트 등의 상아질표면

오염에 따른 결합강도 연구에서도 혈장오염시 글래스아이오노머 시멘트의 범랑질과 상아질에 대한 인장결합강도가 33에서 70%까지 저하된다고 보고하였다. 김<sup>44)</sup>의 연구에서도 상아질 접착제를 사용하여 글래스아이오노머 시멘트의 수복 과정에서 산처리 후 혈액오염될 경우, 80%정도의 현저한 인장결합강도의 감소를 나타내었다. 또한 김 등<sup>44)</sup>과 Sttatmiller 등<sup>38)</sup>이 오염된 상아질표면을 산으로 재처리한 경우, 다시 결합강도가 증가함을 보고해 타액이나 혈액오염시 반드시 산으로 재처리해야 함을 강조하여 상아질의 오염은 반드시 제거 후 수복과정을 거쳐야 함을 알 수 있다. 본 연구에서 대조군(1,3,5군)과 실험군(2,4,6군)의 전단결합강도의 비교는 통계학적으로 유의성 있게 감소되었고 특히 Dyract(4군)와 Variglass VLC(6군)의 경우, 2군같이 전단결합강도가 심하게 감소하지 않은 이유는 실험 4,6군에서 사용한 primer 성분내에 약산인 PENTA 성분이 산으로 재처리한 것과 동일한 효과를 나타내었기 때문에 전단결합강도가 심하게 감소되지 않았던 것으로 사료된다. 즉, smear layer의 두께나 형성된 plug 두께가 두꺼울수록 smear layer가 완전히 제거되지 못하나 상아질면을 덮고있는 smear layer는 이미 maleic acid와 phosphoric acid로 제거되었기 때문에 약산인 PENTA 성분으로도 혈액오염된 치면을 산으로 재처리한 효과를 나타내었으리라 사료된다.

본 연구에서 산처리된 면과 산처리 후 혈액오염시킨 상아질표면을 주사전자현미경으로 관찰 비교한 결과, 큰 차이가 없었다는 Narikawa 등<sup>43)</sup>의 보고와 유사하지만, 초기 산처리한 표면은 혈액오염된 상아질표면과 비교하여 상아세관의 경계가 명확하고 상아질면이 평활하게 변화된 상으로 관찰되었다.

본 연구의 파단면을 주사전자현미경으로 관찰시, 접착파괴상을 나타낸 제 2군(BGF)을 제외한 모든 군에서는 부분적인 혼합파괴상으로 나타났다. 이와 같은 소견은 Buchalla 등<sup>45)</sup>의 보고에서도 Fuji II LC, Dyract, Variglass VLC 수복 후 파단면 관찰시 주사전자현미경 소견에서 접착파괴상이나 혼합파괴상을 관찰 보고하였고, Garcia-Godoy 등<sup>46)</sup>도 Fuji II LC와 Dyract의 수

복후 파단면 관찰시, 주로 응집파괴상을 관찰할 수 있었다고 보고한 것과 유사한 소견을 보였다. Fridel 등<sup>42)</sup>도 주사전자현미경 관찰시 Fuji II LC와 상아질의 경계면에서 상아세관내로 작은 tag의 형성이 관찰되지만 상아질 접착제 사용시 주로 형성되는 hybrid layer는 관찰되지 않았음을 보고하였다. 또한 Charlton 등<sup>47)</sup>도 Fuji II LC와 Variglass VLC 수복 후, 파단면에서 주로 혼합파괴상이 관찰되었음을 보고하였다.

이상의 연구결과로서 상아질에 대한 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착시 혈액으로 상아질을 오염시킨 후 광중합형 글래스아이오노머 시멘트의 접착효과가 감소되므로 오염이 발생된 경우 산용액으로 재처리하는 것이 필요하며 임상에서 편리하게 사용하고 무해하며 보다 효과적인 상아질 처리제의 개발이 요구된다.

## V. 결 론

본 연구는 소의 하악 절치 상아질면을 10% polyacrylic acid, 10% maleic acid와 10% phosphoric acid로 처리한 대조군(1,3,5군)과 이를 혈액으로 오염시킨 실험군(2,4,6군)에서 3종의 광중합형 글래스아이오노머 시멘트(Fuji II LC, Dyract, Variglass VLC)로 상아질에 대한 전단결합강도를 측정 평가하고 접착면과 파단면을 주사전자현미경상에서 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 실험군(2,4,6군)은 대조군(1,3,5군)에 비하여 전단결합강도가 낮게 나타났으며 이중 1,2군, 3,4군 및 5,6군간에는 통계학적 유의성이 있었다( $P < 0.05$ ).
2. 대조군중에서는 5군(PV)에서 전단결합강도가 가장 높게 나타났으며 3군(MD), 1군(GF)의 순이었다. 5군과 1군 사이에 통계학적 유의성이 있었다( $P < 0.05$ ).
3. 실험군중에서는 4군(BMD)에서 전단결합강도가 가장 높았고 2군(BGF)에서 가장 낮게 나타났으며 4군(BMD)과 6군(BPV) 사이에는 통계학적인 유의성은 없었고( $P > 0.05$ ) 2군과 4, 6군 사이에는 통계학적인 유의성이 있었다( $P <$

0.05).

4. 모든 군에서 부분적인 혼합파괴상이 나타났으며 접착파괴상은 실험 2군(BGF)에서만 나타났다.

## REFERENCES

1. Wilson, A.D. and Kent, B.E.: A new translucent cement for dentistry, *Br. Dent. J.*, 132:133-135, 1972.
2. Mitra, S.B.: Property comparisons of a light-cure and a self-cure glass ionomer liner, *J. Dent. Res.*, 68: IADR Abstract #740, 1989.
3. Antonucci, J.M., Mckinney, J.E. and Stansbury, J.W.: Resin-modified glass ionomer cement, US Patent, No.160856, 1988
4. Lin, A., McIntyre, N.S. and Davidson, R.D.: Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin, *J. Dent. Res.*, 71(11):1836-1841, 1992.
5. Sidhu, S.K. and Watson, T.F.: Resin modified glass ionomer materials; A status report for the American Journal of Dentistry, *Am. J. Dent.*, 8:59-67, 1995.
6. De Araujo, F.B. and Garcia-Godoy, F.: Fluoride release from fluoride-containing materials, *Oper. Dent.*, 21:185-190, 1996.
7. Dionysopoulos, P., Kotsanos, N. and Papadogianis, Y.: Secondary caries formation in vitro around glass ionomer-lined amalgam and composite restorations, *J. Oral Rehabil.*, 23:511-519, 1996.
8. Souto, M. and Donly, K.: Caries inhibition of glass ionomers, *Am. J. Dent.*, 7:122-124, 1994.
9. Wilson, A.D. and Mclean, J.W.: Biocompatibility in "Glass Ionomer Cement", Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc., pp 125-130, 1988.
10. Meiers, J.C.: Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin modified glass ionomers and polyacid-modified composite resins, *Oper. Dent.*, 21:257-264, 1996.
11. DeSchepper, E.J., White, R.R. and Von der Lehr, W.: Antibacterial effects of glass ionomers, *Am. J. Dent.*, 2:51-56, 1989.
12. Aboush, Y.E.Y. and Elderton, R.J.: Bonding dental amalgam to a light-curing glass-ionomer liner/base, *Br. Dent. J.*, 170:219-212, 1991.
13. Mclean, J.W., Powis, D.R., Prosser, H.J. and Wilson, A.D.: The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentin, *Br. Dent. J.*, 158:410-415, 1985.
14. Peters, T.C.R.B., Roeters, J.J.M. and Frankenmolen, F.W.A.: Clinical evaluation of Dyract in primary molars: 1-year results, *Am. J. Dent.*, 9:83-87, 1996.
15. McComb, D.: Retention of castings with glass ionomer cement. *J. Prosth. Dent.*, 48:285-288, 1982.
16. Cooley R.L., Robbins, J.W. and Barnwell, S.: Dimensional stability of a glass ionomer cement used as a core material, *J. Prosth. Dent.*, 64:651-654, 1990.
17. McCaghen, R.A., Retief, D.H. and Bradley, E.L.: Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin, *J. Dent. Res.*, 69: 40-45, 1990.
18. Trushkowsky, R.D. and Gwinnett, A.J.: Microleakage of Class V composite, resin sandwich, and resin-modified glass ionomers, *Am. J. Dent.*, 9:96-99, 1996.
19. Puckett, A.D., Fitchie, J.G., Bennet, B. and Hembree, J.H.: Microleakage and thermal properties of hybrid ionomer restoratives, *Quint. Int.*, 26:577-581, 1995.
20. Peutzfeldt, A.: Compomers and glass ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties, *Am. J. Dent.*, 9:259-263, 1996.
21. Rusz, J.E., Antonucci, J.M., Eichmiller, F. and Anderson, M.H.: Adhesive properties of modified glass-ionomer cements, *Dent. Mater.*, 8:31-36, 1992.
22. Cho, E., Kopel, H. and White, S.N.: Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials, *Quint. Int.*, 26:351-358, 1995.
23. Wilson, A.D.: Resin-modified glass ionomer cements, *Int. J. Prothet.*, 3:425-429, 1990.
24. Burgess, J., Norling, B. and Summitt, J.: Resin ionomer restorative materials: The new generation, *J. Esthet. Dent.*, 6(5):207-215, 1994.
25. 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(12):1416-1422, 1982.
26. Prati, G., Montanari, G., Biagini, G., Fava, F. and Pashley, D.H.: Effects of dentin surface treatments on the shear bond strength of Vitra-bond, Dent. Mater., 8:21-26, 1992.
  27. Wendt, Jr. S.L., Jebels, C.A. and Leinfelder, R.B.: The effect of two smear layer cleansers on shear bond strength to dentin, Dent. Mater., 6:1-4, 1990.
  28. Mdlmnes-Ledoux, P.M., Weinberg, R. and Grogono, A.: Bonding glass-ionomer cements to chemomechanically-prepared dentin, Dent. Mater., 5:189-193, 1989.
  29. Garcia-Gordoy, F.: Dentin surface treatment and shear bond strength of a light-cured glass ionomers, Am. J. Dent., 5: 283-285, 1992.
  30. Hewlett, E.R., Caputo, A.A. and Wrobel, D.C.: Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid, J. Prosth. Dent., 66:767-772, 1991.
  31. Hinoura, K., Miyazaki, M., and Onose, H.: Dentin bond strength of light-cured glass ionomer cements, J. Dent. Res., 70(12):1542-1544, 1991.
  32. Aboush, Y.E.Y. and Jenkins, C.B.G.: An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentin and enamel, Br. Dent. J., 161: 179-184, 1986.
  33. Triolo, Jr.P.T., Barkmeier, W.W. and Los, S.A.: Bonding efficacy of a compomer using different conditioning procedures., J. Dent. Res., 74: IADR Abstract #761, 1995.
  34. Carvalho, R.M., Yoshiyama, M., Horner, J.A. and Pashely, D.H.: Bonding mechanism of Variglass to dentin, Am. J. Dent., 8: 253-258, 1995.
  35. Prado, C., Triana, R., Liena, L., Former, L., Garro, J. and Garcia-Gordoy, F. : Infulence of acid ecthing on modified ionomer dentin bonding, J. Dent. Res., 73: IADR Abstract #1807, 1994.
  36. Xie, J., Powers, J.M., and McGurkin, R.S.: In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions, Dent. Mater., 9: 295-299, 1993.
  37. Pashely, E.L., Tao, L., Mackert, J.R. and Pashely, D.H.: Comparisons of in vivo and in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth, J. Dent. Res., 67(2):467-470, 1988.
  38. Stattmiller, S.P. and Burgess, J.O.: Shear bond strength of two glass ionomers to contaminated dentin, J. Dent. Res., 73: IADR Abstract #1814, 1994.
  39. Nakabayashi, N. and Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin, Dent. Mater., 8: 125-130, 1992.
  40. Perdiago, J., Swift, E.J. Jr., Denehy, G.E., Wefel, J.S. and Donly, K.J.: In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates, J. Dent. Res., 73:44-45, 1994.
  41. Van Meerbeek, B., Inokosh, S., Braem, M., Lambrechts, P. and Vanherle, G.: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems, J. Dent. Res., 71:1530-1540, 1992.
  42. Fridel, K.H., Powers, J.M. and Hiller, K.A.: Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers, Oper. Dent., 20:74-80, 1995.
  43. Narikawa, K., Morikawa, M., Shiraish, M. and Fujii, B.: Infleunce of blood contamination on adhesion between dentin and composite, J. Dent. Res., 74: IADR Abstract #243, 1995.
  44. 김기옥, 안식환, 김성교, 조광현, 박진훈: 타액 및 혈액이 상아질접착에 미치는 영향, 대한치과보존학회지, Vol. 21(2): pp 585-601, 1996.
  45. Buchalla, W., Attin, T. and Hellwig, E.: Influence of dentin conditioning on bond strength of light-cured ionomer restorative materials and polyacid-modified composite resins, J. Clin. Dent., 7:81-84, 1996.
  46. Garcia-Godoy, F., Rodriguez, M. and Barberia, E.: Dentin bond strength of Fluoride-releasing materials, Am. J. Dent., 9: 80-82, 1996.
  47. Charlton, D.G., and Haveman, C.A.: dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers, Am. J. Dent., 7: 47-49, 1994.

## A STUDY ON THE SHEAR BOND STRENGTH OF LIGHT CURED GLASS IONOMER CEMENTS TO CONTAMINATED DENTIN

Kyoung-Hwa Kim · Sang-Jin Park

*Dept. of Conservative Dentistry, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University*

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength of three light-cured glass ionomer cements to blood contaminated bovine dentin. The materials used in this study were Fuji II LC, Dyract and Variglass VLC. The dentin conditioners were 10% polyacrylic acid, 10% maleic acid and 10% phosphoric acid.

180 lower anterior bovine teeth were selected in this study. The teeth were embedded in acrylic resin and were grounded with 320 to 600 grit silicon carbide paper to create a flat dentin surface. The teeth were divided into six groups. The experimental procedures in six groups were as follows:

- Group 1(GF) : Samples bonded to dentin surface with Fuji II LC after 10% polyacrylic acid treatment.
- Group 2(BGF) : Samples bonded to dentin surface with Fuji II LC after 10% polyacrylic acid treatment and blood contamination.
- Group 3(MD) : Samples bonded to dentin surface with Dyract after 10% maleic acid treatment.
- Group 4(BMD) : Samples bonded to dentin surface with Dyract after 10% maleic acid treatment and blood contamination.
- Group 5(PV) : Samples bonded to dentin surface with Variglass VLC after 10% phosphoric acid treatment.
- Group 6(BPV) : Samples bonded to dentin surface with Variglass VLC after 10% phosphoric acid treatment and blood contamination.

Group 1,3 and 5 were classified into the control groups, while group 2,4 and 6 were classified into the experimental groups. Each group contained 30 samples.

After 24 hours water storage at 37°C, all samples were subjected to a shear load to fracture at a cross head speed of 1.0 mm/min with Instron universal testing machine(No. 4467). Debonded surfaces were observed under Scanning Electron Microscope(Hitachi S-2300) at 20kvp. The data were evaluated statistically at the 95% confidence level with Student's t-test.

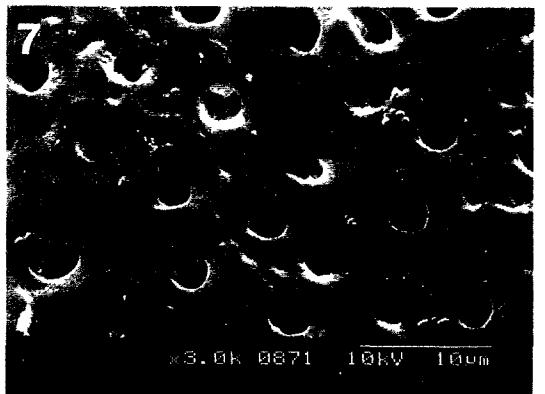
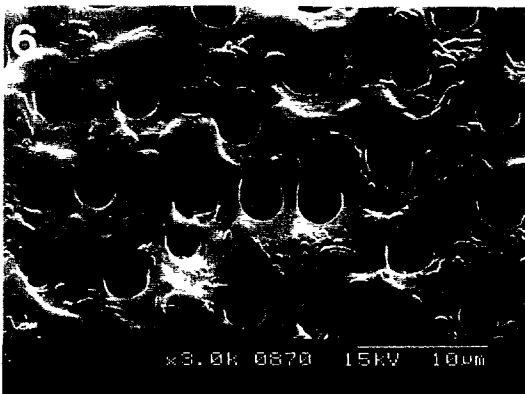
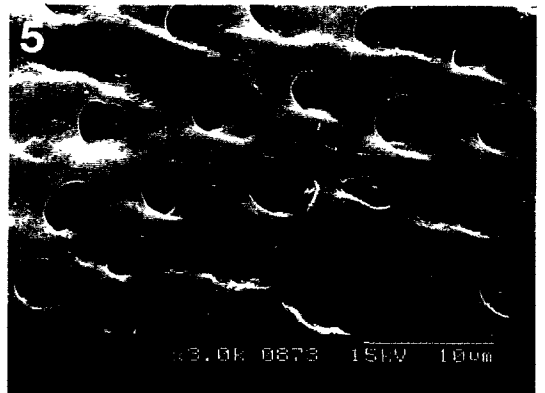
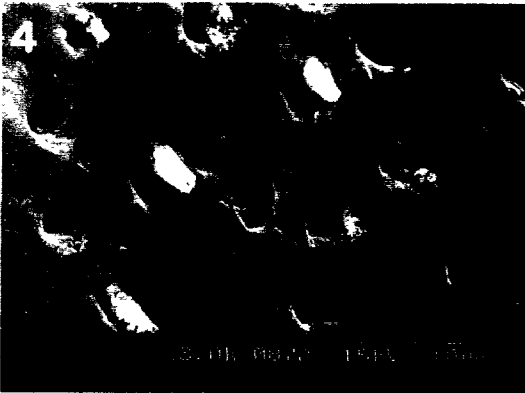
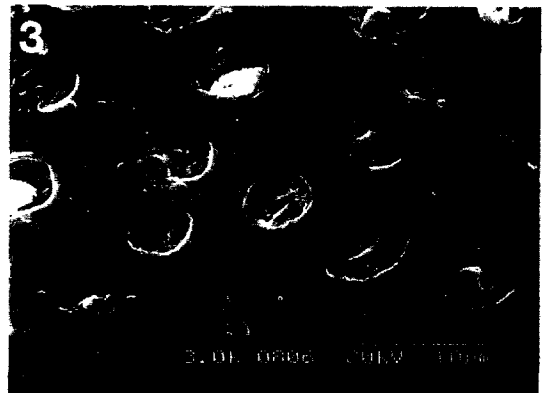
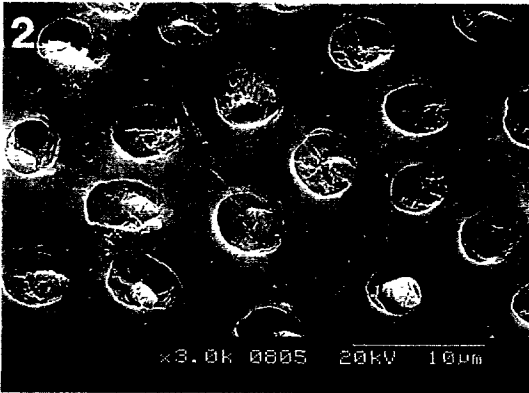
The following results obtained:

1. Shear bond strengths were higher in the control groups(1,3,5 group) than in the experimental groups(2,4,6 group).
2. The shear bond strength of group 5(PV) was the highest in the control groups, and the group 5 was significantly higher than the group 1(GF) on the shear bond strength.
3. The group 4(BMD) was the highest on the shear bond strength, and the group 2(BGF) was the lowest in the experimental groups. The group 4(BMD) and 6(BPV) showed a significant difference with the group 2 on the shear bond strength.
4. All the groups showed an adhesive-cohesive failure, except the group 2(BGF) showing adhesive failure.

## EXPLANATION OF LEGENDS

- Fig. 2. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% polyacrylic acid for 20 seconds shows slight opening of dentinal tubules and smooth surface( $\times 3000$ ).
- Fig. 3. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% polyacrylic acid for 20 seconds, blood contamination for 15 seconds, washing for 15 seconds and drying for 15 seconds. The contaminated surface and margins of dentinal tubules were not smooth and clear compared with acid treatment surface( $\times 3000$ ).
- Fig. 4. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% maleic acid for 15 seconds shows slight opening of dentinal tubules and smooth surface( $\times 3000$ ).
- Fig. 5. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% maleic acid for 15 seconds, blood contamination for 15 seconds, washing for 15 seconds and drying for 15 seconds( $\times 3000$ ).
- Fig. 6. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% phosphoric acid for 10 seconds shows wide opening of dentinal tubules( $\times 3000$ ).
- Fig. 7. Scanning electron microscope of a bovine dentin surface treated with 10% phosphoric acid for 10 seconds, blood contamination for 15 seconds, washing for 15 seconds and drying for 15 seconds( $\times 3000$ ).
- Fig. 8. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Fuji II LC shows a mixed failure mode with adhesive and cohesive failure( $\times 3000$ ).
- Fig. 9. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Fuji II LC after blood contamination shows a adhesive failure( $\times 3000$ ).
- Fig. 10. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Dyract shows a mixed failure and occluding of dentinal tubules with tags( $\times 3000$ ).
- Fig. 11. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Dyract after blood contamination shows a mixed failure and occluding of dentinal tubules with tags ( $\times 3000$ ).
- Fig. 12. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Variglass VLC shows a mixed failure and occluding of dentinal tubules with tags( $\times 3000$ ).
- Fig. 13. Scanning electron microscope of dentin side of a sample bonded with Variglass VLC after blood contamination shows a mixed failure and occluding of dentinal tubules with tags( $\times 3000$ ).

논문사진부도 ①



논문사진부도 ②

