

## 이장재와 이장면적의 차이에 따른 인장결합강도의 변화

전북대학교 치과대학 치과보존학교실, 치의학 연구소

박종덕 · 이용우 · 온영석 · 이광원

### Abstract

#### CHANGES OF TENSILE BOND STRENGTH ACCORDING TO THE DIFFERENCE IN LINING MATERIALS AND LINING AREA

Jong-Duk Park, Yong-Woo Lee, Yeong-Suck Ohn, Kwang-Won Lee

*Department of Conservative Dentistry, School of dentistry,  
Chonbuk National University & Institute of Dental Science*

The purpose of this study was to estimate the changes of tensile bond strength according to the difference in lining materials and lining area. Seventy non-carious extracted human molars were used in the present study, and they were randomly assigned into 2 experimental groups according to the difference in lining materials. Each experimental group was subdivided into 3 groups according to the difference in lining area. Circular cavities were prepared on the dentin surface to a diameter of 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm and the prepared cavities were filled with Fuji II LC(Glass Ionomer Cement : GIC) or Dycal. Dentin specimens without circular cavity were used as control group. The primer and bonding agent of All-Bond 2 and composite resin(Z-100, 3M Dental Products, U. S. A.) were applied to the exposed dentin surface with or without lining. Tensile bond strengths for the experimental specimens were then measured. To examine the interface between dentin and liner & between liner and composite resin, two specimens from each group were fabricated and observed under the SEM.

The results were as follows.

1. Tensile bond strength for the specimens lined with GIC was higher than that for specimens lined with Dycal. However, there was no significant difference between two groups( $p>0.05$ ).

2. Tensile bond strength for the specimens lined with GIC in a diameter of 1.5mm(GIC-1.5mm lining group) was statistically higher than that for the GIC-2.0mm lining group and GIC-2.5mm lining group( $p < 0.05$ ).
3. Tensile bond strength for the specimens lined with Dycal in a diameter of 2.5mm (Dycal-2.5mm lining group) was statistically lower than that for Dycal-1.5mm lining group and Dycal-2.0mm lining group( $p < 0.05$ ).
4. It was possible to observe the good adhesion of the resin composite to the GIC and the presence of a fissure between GIC and dentin all along the interface. Interfacial gaps of 7.2-72.2 $\mu\text{m}$  between GIC and dentin were observed. The interfacial gap between GIC and dentin at the cavity base was greater. However, the gap was gradually decreased toward the occlusal portion.
5. It was possible to observe the poor adhesion of the resin composite to the Dycal. The detachment of Dycal was occurred all along the composite resin-Dycal interface, and the gaps of 2.0-30.1 $\mu\text{m}$  were formed. In all the specimens, polymerization shrinkage of resin composite caused the detachment of Dycal from the body of Dycal. At a Dycal-dentin interface, it was possible to observe the good adhesion, but poor adhesion with interfacial gap of 2.9-26.8 $\mu\text{m}$  was observed partially.

## I. 서 론

오랜기간동안 수복재료의 화학적 작용이 치수 자극의 주원인이라고 생각되어져 왔다. Lefkowitz 등<sup>1)</sup>은 레진이 함유하는 particular chemical substances가 치수에 독성 작용을 한다고 주장하였고 이것을 레진 중합 후에 남은 여분의 monomer가 치수 자극의 주원인이라고 생각하였다. Stanley 등<sup>2)</sup>은 레진에 대한 치수반응이 Silicate cement와 유사하다고 보고하여 레진 자체의 화학적 독성을 경고하였다. 몇몇 연구에서는 상아질에 대한 산 부식이 심한 치수염증을 초래한다고 보고 하였으나<sup>3,4)</sup>, Br nmstr m<sup>5)</sup>은 치수 자극의 원인을 와동벽과 수복물 사이의 미세누출이 주원인이라고 하였고 다른 연구에 의하면 산 부식에 따른 상아질 투과성의 증가, 변연누출과 상아세관의 개방 및 확장으로 인한 세균의 침입에 의한 것이라고 하였다<sup>6,7)</sup>.

1985년 Vanherle 등<sup>8)</sup>은 법랑질과 달리 수분과 유기질의 함량이 높고 상아세관액의 교환이 끊임없이 진행되는 상아질에 광중합에 의해 중합수축이

발생되기 때문에 치질과 수복물 사이에 수축간극이 발생됨을 보고하였고, 이런 변연누출을 통하여 구강내 타액이나 미생물이 와동내로 침투하게 됨으로써 충전물의 용해 및 파괴, 변연부 변색과 이차우식증을 유발하여 수복물의 수명을 단축시키며 치수의 병변까지도 야기한다고 하였다<sup>9-18)</sup>.

이러한 미세누출을 감소시키기 위해서 Wilson 등<sup>19)</sup>과 McLean 등<sup>20)</sup>은 상아질을 글라스아이오노머 시멘트로 이장하고 법랑질은 복합레진으로 수복하는 "sandwich technique"을 소개하였다. 이 방법으로 와동충전시 복합레진을 단독으로 사용한 경우보다 변연누출을 현저히 감소시켰다고 보고하였으며<sup>21,22)</sup> 이 술식에서 산 부식은 변연누출을 감소시켜 복합레진과 글라스아이오노머 시멘트 사이의 결합을 향상시키며<sup>20)</sup>, 복합레진의 중합수축을 감소시키고 복합레진이 표층에 존재하여 심미성과 마모 저항성이 증가되는<sup>18)</sup> 장점을 가지나, 초기 경화시 수분에 매우 민감하여<sup>23)</sup> 물성을 저하시키게 된다<sup>24)</sup>.

또한 중합되는 복합레진의 양을 분할하여 전체적인 중합수축을 줄이려는 분할충전법<sup>25)</sup>과 clear matrix와 transparent reflecting wedge를 이용하여

치은측 마진으로 중합수축을 유도하는 방법<sup>25-28)</sup>도 사용되어졌다. 최근에는 directed shrinkage technique이 소개되었고 이것은 자가중합형레진이 보다 온도가 높은 와동벽측에서 중합을 시작하여 와동벽과 수복물 사이에 수축간극을 줄여 줄 수 있다<sup>29)</sup>. Tomas 등<sup>30)</sup>은 분할충전법과 directed shrinkage technique을 비교한 연구에서 후자의 경우가 보다 적은 미세누출을 보이지만 이는 유의할만한 차이를 가지지 않는다고 보고하였다.

상아질접착제를 통해 미세누출을 줄이려는 연구가 계속되어 최근에 소개되고 있는 상아질접착제들-All Bond 2(Bisco Dental Products), Scotch Bond Multipurpose Dentin Adhesives(3M), C&B Metabond-은 범랑질뿐 아니라 상아질에도 동시에 결합되면서 아말감 등의 다른 물질과도 결합이 가능한 "multipurpose dentin adhesive"로 사용되고 있다. 이는 예전에는 금기시 했던 상아질에 대한 산처리를 이용하여 도말층을 완전히 제거하면서 하방의 상아질을 부분적으로 탈회시킨다. 이후에 탈회되어 노출된 상아질면의 교원섬유들 사이로 친수성 레진 단량체가 침투하여 hybrid layer<sup>31-35)</sup>을 형성하여 관주상아질 및 관간상아질과 화학적, 기계적 결합을 한다<sup>36)</sup>.

그러나 현재 시판되는 복합레진은 2.6%~7.1% 정도의 volumetric contraction<sup>37)</sup>을 피할 수 없어 와동벽에서 간극이 형성된다<sup>29)</sup>. 특히 마진이 상아질이나 백악질에 위치한 경우는 더욱 그러하다<sup>38)</sup>. 또한 복합레진의 열팽창계수가 치질과 다르기 때문에<sup>39)</sup> 구강내 온도변화에 대해 치질보다 큰 팽창과 수축을 반복하여 간극을 더욱 크게 한다.

이처럼 미세누출이 치수에 미치는 영향에 대하여 주목하고 이를 해결하기 위해 노력하고 있으나, 많은 치과의사들은 깊은 와동에 치수 보호에 대한 처치 없이 복합레진만으로 수복하는 것에 대해 의구심을 가지고 있으며, 치수를 보호하기 위해 수산화칼슘 제재, 글라스아이오노머 시멘트, Reinforced ZOE를 이장하고 수복한다.

수산화칼슘 제재는 치수조직과 접촉하고 있는 상아질의 수복을 촉진시켜 주므로 치수노출 부위나 깊은 와동에 이장재로 쓰이고 있다<sup>40,41)</sup>. 수산화칼슘 제재는 입자형과 호재형 모두에서 치수조직이 노출된 경우 회복을 촉진시켜주는 작용이 있음이 보

고된 바 있다<sup>40-42)</sup>. Torneck과 Wagner<sup>43)</sup>는 이장재를 하지 않은 아말감 와동에서 세포의 증식이 더욱 많음을 보고하였다. 또한 Das<sup>44)</sup>도 수산화칼슘 제재로 처리한 경우 주위에 모세혈관이 풍부히 나타나는 것으로 미루어 치수조직에 독성이 없는 것으로 발표하였다. 그러나 Tronstad와 Mj r<sup>45)</sup>, Avery<sup>46)</sup>는 수산화칼슘 제재가 노출된 염증치수의 회복에 유의한 작용이 없는 것으로 보고하였으며, Stanley와 Lundy<sup>42)</sup>, 그리고 Avery<sup>46)</sup>는 일부의 수산화칼슘 제재가 치수노출시 이차상아질을 유도하지 못한다고 발표하였다. 또 Avery<sup>46)</sup>는 대부분의 수산화칼슘 제재가 초기에는 심한 반응을 일으키나, 잠시후 반응이 줄어들면서 이차상아질을 형성하는 것으로 보고하였다.

글라스아이오노머 시멘트는 1972년 Wilson과 Kent에 의하여 개발된 이래 심미수복재료로 사용되었고, 치아에 대해 특별한 처치 없이 범랑질과 상아질 표면 모두에 화학적인 결합을 할 수 있는 능력<sup>47,48)</sup>, 불소 유리에 의한 항우식능<sup>49)</sup> 및 낮은 치수 자극성<sup>50,51)</sup>과 체적 안정성이 있고<sup>52)</sup> 경화시 미약한 온도상승<sup>53)</sup> 등의 장점을 보여 충전용, 합착용, 치면열구 전색용, 이장용으로 치과 임상에서 널리 사용되고 있으나 분말과 액을 혼합해야 하므로 기포 발생의 우려가 있고 기계적 성질이 취약하며<sup>54)</sup>, 표면 균열<sup>55)</sup> 등의 원인으로 심미성이 손상되어 수명이 단축되는 단점이 있다.

이에 본 연구에서는 상아질면에 와동을 형성하고 각각 수산화칼슘 제재와 글라스아이오노머 시멘트를 사용하여 이장한 후 복합레진으로 수복하였을 때의 인장강도의 변화와 이장면적에 따른 인장강도의 변화 및 수산화칼슘 제재와 글라스아이오노머 시멘트 이장에 따른 인장강도의 차이를 관찰하고, SEM 시편을 제작하여 상아질과 이장재, 그리고 이장재와 복합레진 사이의 계면을 관찰하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

상아질 시편을 제작하기 위해 우식증과 교모가 심하지 않으며 발거한 후 일주일 이상 경과되지 않은 70개의 대구치를 선택하여 치아표면에 부착된 유

기잔사와 치석을 제거한 뒤 실험치아로 사용하였다. 상아질 접착제는 아세톤을 용매로 사용하고 도말층의 제거와 상아질 표면처리를 위해 32% 인산 용액을 함유하는 ALL Bond 2(Bisco, Inc., USA)를 이용하였으며, 복합레진으로는 Z-100(shade:C2 :3M Dent, prod. USA)을 내경 5.0mm, 높이 6.0mm의 원형캡슐에 충전하여 결합강도 측정을 위한 resin post로 이용하였다. 상아질과 복합레진 사이의 이장재로는 광중합형 글라스아이오노머 시멘트인 Fuji II LC Type II (GC International Corp., Japan)와 수산화칼슘 제재인 Dycal(Dentsply International Inc., USA)을 사용하였으며, 광중합형 글라스아이오노머 시멘트를 위한 표면처리제로는 dentin conditioner(GC International Corp., Japan)를 사용하였다.

## 2. 실험방법

### 1) 인장결합강도 측정을 위한 시편 제작

치아의 교합면을 직경 2cm, 높이 2.2cm의 테플론 몰드내의 기저에 황으로 위치시킨 뒤 자가중합형 아크릴릭 레진을 일정 비율로 혼합하여 몰드내로 주입하였다. 모델 트리머상에서 치아를 연마하여 표층상아질을 노출시킨 뒤 결합을 위한 표면적을 확보하기 위해 600, 800, 1000grit 연마지를 사용하여 직경이 최소 5mm 이상이 될 수 있도록 확대하였다. 이렇게 만든 시편들을 무작위로 선택하여 다음과 같이 7군으로 분류하였다.

- 실험 1군(대조군): 접착면이 모두 상아질이 될 수 있도록 와동을 형성하지 않고 이장재도 도포하지 않았다.

- 실험 1A군: 노출된 상아질 표면에 공업용 drilling machine을 사용하여 원형 와동(지름 1.5mm, 깊이 1.5mm)을 형성하고, 광중합형 글라스아이오노머를 제조회사의 지시에 따라 와동 내에 수복한 후 1000grit 연마지를 사용하여 와동 주위의 상아질과 동일한 면을 이루도록 연마하였다.

- 실험 1B군: 노출된 상아질면에 실험 1A군과 같은 원형 와동을 형성하고, Dycal로 이장한 후 연마하였다.

- 실험 2A군: 노출된 상아질면에 원형 와동(지름 2.0mm, 깊이 1.5mm)을 형성하고 광중합형 글라스아이오노머로 수복한 후 연마하였다.

- 실험 2B군: 노출된 상아질면에 실험 2A군과 같은 원형 와동을 형성하고 Dycal로 이장한 후 연마하였다

- 실험 3A군: 노출된 상아질면에 원형 와동(지름 2.5mm, 깊이 1.5mm)을 형성하고 광중합형 글라스아이오노머로 수복한 후 연마하였다.

- 실험 3B군: 노출된 상아질면에 실험 3A군과 같이 원형 와동을 형성하고 Dycal로 이장한 후 연마하였다.

상기와 같은 요령으로 각 군의 상아질 표면을 처리하였고 모든 군에 대해 상아질면을 오일이 함유되지 않은 압축공기로 10초간 건조한 뒤 32% 인산젤(Uni-Etch)을 상아질면에 15초간 적용시켰다. 상아질 표면을 20초간 수세한 뒤 건조시키지 않고 과량의 물만을 제거하기 위하여 얇은 화장지를 가볍게 눌러 잔존시켜 건조시보다 윤택한 표면이 나타나도록 하였다. 이후의 접착과정은 제조회사의 지시에 따라 시행하였고 접착제 도포후 원형캡슐에 Z-100 레진을 충전하여 상아질 표면에 위치시켰으며 가능한 한 원형 와동이 접착부위의 중앙에 위치하도록 노력하였다. 과량의 수복레진을 제거한 후 Curing Light XL 3000(3M., Germany)을 사용하여 40초간 광중합 하였다. 구강내와 유사한 환경이 될 수 있도록 생리식염수로 채워진 용기 속에 넣어 37°C oven에 24시간 위치시켰으며, 인장강도 측정을 위해 특별히 고안한 metal ring을 복합레진을 사용하여 부착하였다. 완성된 시편의 접착면과 직각방향으로 인장 되어질 수 있도록 고정

Table 1. Group classification according to the difference in lining materials & cavity diameter.

Group	No. of sample	Base material	Cavity diameter (mm)
Control	10		
Group 1	A	Fuji II LC	1.5
	B	Dycal	1.5
Group 2	A	Fuji II LC	2.0
	B	Dycal	2.0
Group 3	A	Fuji II LC	2.5
	B	Dycal	2.5

한 뒤 만능시험기(Instron 6022, Instron Co., USA)를 이용하여 cross-head speed 1mm/min으로 결합강도를 측정하였다. 개개 실험군의 평균값과 표준편차를 환산한 뒤 각 군간의 통계학적 유의성을 ANOVA를 이용하여 분석하였다.

2) 주사전자현미경 관찰을 위한 시편 제작

주사전자현미경 관찰을 위하여 각 실험 군별로 2개씩의 시편을 제작하여 diamond saw를 사용하여 와동의 중심부위를 종절단하였다. 절단면을 32% 인산겔을 사용하여 5초동안 산 부식하고 20초 동안 수세하였다. 시편을 공기로 건조시킨 후 건조기에 7일간 넣어 완전 건조시킨 후 aluminum stub에 mounting하고 진공상태에서 금증착을 거쳐 주사전자현미경(Hitachi S-450 SEM, Japan) 하에서 관찰하였다.

III. 실험결과

1. 인장결합강도 측정

각 군당 10개씩 시편을 제작하고 이장면적과 이

장재에 차이에 따른 인장결합강도를 측정하였고 평균값과 표준편차는 Table 2, Fig. 1과 같다.

전체적인 인장결합강도는 대조군에서 20.51±4.02 MPa로 가장 높게 나타났고, 지름 2.5mm의 와동을 형성하고 Dycal을 도포한 실험 3B군에서 10.30±2.13 MPa로 가장 낮게 나타났으며 두 실험군간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P<0.05).

이장재의 종류에 따른 비교에서는 지름 1.5mm의 원형와동을 형성하고 글라스아이오노머 시멘트를 도포한 실험 1A군에서 17.63±3.49MPa로 가장 높게 나타났고, 지름 2.5mm의 원형와동을 형성하고 Dycal을 도포한 실험 3B군에서 10.30±2.13MPa로 가장 낮게 나타났다. 글라스아이오노머 시멘트를 도포한 군에서 1.5mm 도포군, 2.0mm 도포군, 2.5mm 도포군들의 결합강도의 차이를 분석한 결과 각각 0.92, 0.17, 2.54MPa의 차이를 보여주었으나 글라스아이오노머 시멘트와 Dycal 도포에 따른 통계학적 유의성은 없었다(Table 3, Fig. 2).

이장면적의 차이에 따른 비교에서는 글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군을 비교하고 Dycal로 이

Table 2. Tensile bond strength(MPa) of each group.

Group	No. of sample	Mean	S.D
control	10	20.51	4.02
Group 1A(G1.5)	10	17.63	3.49
Group 1B(D1.5)	10	16.71	3.67
Group 2A(G2.0)	10	14.79	2.51
Group 2B(D2.0)	10	14.62	2.77
Group 3A(G2.5)	10	12.84	4.85
Group 3B(D2.5)	10	10.30	2.13

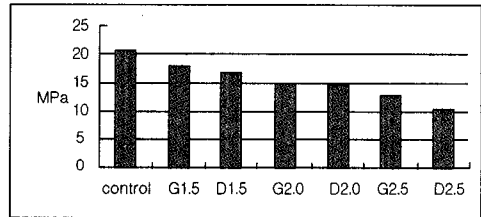


Fig. 1. Tensile bond strength(MPa) of each group.

Table 3. Comparison of tensile bond strength (MPa) between GIC groups and Dycal groups by t-test.

	Group 1 (diameter:1.5mm)	Group 2 (diameter:2.0mm)	Group 3 (diameter:2.5mm)
GIC	17.63±3.49	14.79±2.51	12.84±4.85
Dycal	16.71±3.67	14.62±2.77	10.30±2.13
G-D	0.92	0.17	2.54

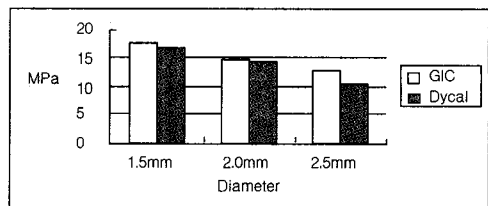


Fig 2. Comparison of tensile bond strength(MPa) between GIC groups and Dycal groups by t-test.

Table 4. Tensile bond strength(MPa) of the groups lined with GIC according to the increment of lining area.

	No. of sample	Mean	S.D
Control	10	20.51	4.02
Group 1A (GIC 1.5mm)	10	17.63	3.49
Group 2A (GIC 2.0mm)	10	14.79	2.51
Group 3A (GIC 2.5mm)	10	12.84	4.85

Table 5. Tensile bond strength(MPa) of the groups with Dycal according to the increment of lining area.

Group	No. of sample	Mean	S.D
Control	10	20.51	4.02
Group 1B (Dycal 1.5mm)	10	16.71	3.67
Group 2B (Dycal 2.0mm)	10	14.62	2.77
Group 3B (Dycal 2.5mm)	10	10.30	2.13

장한 군을 비교하여 Table 4, 그리고 Table 5에 정리하였다.

글라스아이오노머 시멘트 이장면적의 차이에 따른 비교(Table 4, Fig. 3)에서는 이장재를 도포하지 않은 대조군에서  $20.51 \pm 4.02$ MPa로 가장 높았으며, 글라스아이오노머 시멘트 2.5mm 도포군에서  $12.84 \pm 4.85$ MPa로 가장 낮았고 2.0mm 도포군과 2.5mm 도포군을 제외한 군들 사이의 비교에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다( $P < 0.05$ ).

Dycal 이장면적의 차이에 따른 비교(Table 5, Fig. 4)에서는 이장재를 도포하지 않은 대조군에서  $20.51 \pm 4.02$ MPa로 가장 높았으며, Dycal 2.5mm 도포군에서  $10.30 \pm 2.13$ MPa로 가장 낮았고 1.5mm 도포군과 2.0mm 도포군을 제외한 군들 사이의 비교에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다( $P < 0.05$ ).

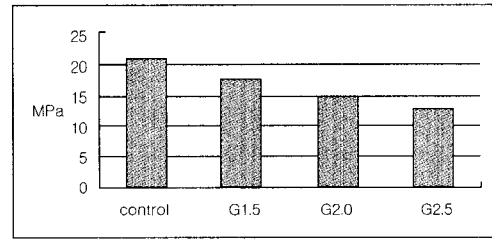


Fig. 3. Tensile bond strength(MPa) of the group lined with GIC according to the increment of lining area.

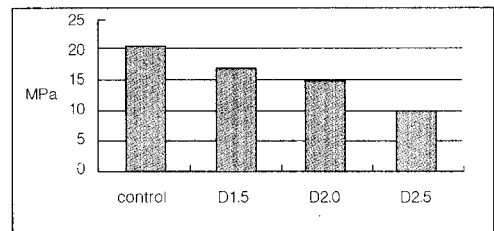


Fig. 4. Tensile bond strength(MPa) of the groups lined with Dycal according to the increment of lining area.

## 2. 주사전자현미경 관찰

1) 대조군: 이장재를 도포하지 않고 편평한 상아질면에 All Bond 2를 사용하여 복합레진을 결합시킨 군으로 상아질과 밀접하게 결합된 양상을 보이며, 약  $2 \sim 3.5 \mu\text{m}$ 의 hybrid layer에 의해 매개되고 상아세관내로 resin tag가 침투한 것을 관찰할 수 있다(Fig. 5a, 5b, 5c).

2) Group 1A: 상아질과 글라스아이오노머 시멘트가 접촉하는 모든 면에서 약  $7.2 \sim 50.0 \mu\text{m}$  정도의 간극과 글라스아이오노머 시멘트 혼화시에 함유된 기포들이 넓게 분포된 것을 관찰할 수 있었다(Fig. 6a). 글라스아이오노머와 복합레진 사이의 계면 확대상에서는 접착레진의 침투로 인한 밀접한 결합을 관찰할 수 있었고(Fig. 6b), 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 사이의 계면을 확대한 사진에서는 이들이  $23 \sim 50 \mu\text{m}$  정도의 간극을 경계로 분리된

양상을 관찰할 수 있었다(Fig. 6c).

3) Group 1B: Dycal과 상아질이 접촉하는 모든 면에서 밀접한 접촉은 관찰할 수 없으나 1A군보다는 적은 간극을 보였고 약간의 기포함입이 관찰되었다(Fig. 7a). Dycal과 복합레진 계면의 확대상에서는 Dycal 입자들이 레진층에 정착되어 분리된 양상을 보였으며 이 간극은 약 12.4~30.1 $\mu\text{m}$  정도로 측정되었다(Fig. 7b). Dycal과 상아질 계면의 확대상에서는 4.1~17.5 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 경계로 부분적으로 분리된 양상을 관찰할 수 있었다(Fig. 7c).

4) Group 2A: 글라스아이오노머 시멘트와 상아질이 접촉하는 모든 면에서 8.7~51.5 $\mu\text{m}$  정도의 간극과 기포들이 넓게 분포된 것을 관찰할 수 있었다(Fig. 8a). 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 계면의 확대상에서는 결합레진의 침투로 인한 밀접한 결합을 관찰할 수 있었고(Fig. 8b), 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 계면의 확대상에서는 8.7~34.8 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 경계로 분리된 양상을 관찰할 수 있었다(Fig. 8c).

5) Group 2B: Dycal과 상아질이 접촉하는 면의 약 1/4에서 2.9~17.4 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 보이고 나머지 3/4에서는 적은 간극을 관찰할 수 있었으며, Dycal과 복합레진 계면의 확대상에서는 Dycal 입자들이 레진층에 정착되어 분리된 양상을 보였으며 이 간극은 약 2.0~22.7 $\mu\text{m}$  정도로 측정되었다(Fig. 9b). Dycal과 상아질 계면의 확대상에서는 이들 사이에 간극의 형성이 없이 밀접하게 접촉하는 것을 관찰할 수 있었다(Fig. 9c).

6) Group 3A: 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 접촉면에서 부분적으로 14.5~29.0 $\mu\text{m}$  정도의 간극이 관찰되었고 기포들이 넓게 분포된 것을 관찰할 수 있었으며, SEM 시편 제작시의 오류로 보이는 레진-와동벽-상아질을 가르는 파절이 관찰되었다(Fig. 10a). 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 계면 확대상에서는 결합레진의 침투로 인한 밀접한 결합을 관찰할 수 있었고(Fig. 10b), 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 계면의 확대상에서는 30.9~72.2 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 경계로 분리된 양상을 관찰할 수 있었다(Fig. 10c).

7) Group 3B: 전체적으로 와동벽을 따라 Dycal이 잘 정착되어 있었으며 115.9 $\mu\text{m}$  정도의 간극이 와

동의 아래쪽에서 관찰되었다(Fig. 11a). Dycal-복합레진 계면의 확대상에서는 Dycal 입자들이 레진층에 정착되어 분리된 양상을 보였으며 이 간극은 약 16.5~28.9 $\mu\text{m}$  정도로 측정되었다(Fig. 11b). Fig. 11c는 Dycal과 상아질 사이에 접촉이 양호한 면을 관찰한 것인데 10.3~26.8 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 경계로 분리된 양상을 관찰할 수 있었고, Fig. 11d는 Fig. 11a에서 간극이 가장 큰 Dycal-상아질 사이의 계면을 확대하여 관찰한 것으로, 110~115.9 $\mu\text{m}$  정도의 간극을 보이고 노출된 와동면에 Dycal 입자들이 산재된 듯한 양상을 보였다.

#### IV. 총괄 및 고안

수복물의 변연 적합성이 우수할수록 미세누출, 착색, 치수자극, 이차우식증이 감소한다<sup>56</sup>. 최근에는 결합력이 높은 새로운 상아질 접착제가 소개되어 중합과정에서 발생하는 수축 응력에 의해 치면으로부터 레진이 분리되는 것에 저항할 수 있게 되었다.

이러한 제품들은 산처리제를 이용하여 도말층을 완전히 제거하고 하방의 상아질을 부분적으로 탈회시켜서 교원섬유를 노출시킨다. 또한 레진의 친화성을 증가시키기 위해서 접착 강화제(primer)를 사용하며, 일반적으로 접착 강화제는 상아질 표면에 친화성을 가지는 친수성의 기능기와 소수성의 접착제(bonding agent)와 결합할 수 있는 소수성의 기능기로 구성되어 있다. 이러한 접착 강화제의 도포시 탈회되어 노출된 교원섬유들 사이로 친수성 레진 단량체가 침투하여 hybrid layer<sup>51,55</sup>와 레진 tag를 형성하고 이러한 물리적 결합과 화학적 결합이 상아질과의 접착력 증진에 기여함을 보고하였다<sup>57</sup>.

Kanka<sup>58</sup>는 상아질을 산 부식하여 얻어진 교원섬유가 조직의 건조를 위해 만들어지는 외력에 저항할 힘을 지니지 못하며 오히려 접착강화제의 적용전 지나친 상아질의 건조로 결합강도가 현저히 저하될 수 있음을 보고하였고, Ruse와 Smith<sup>59</sup>는 압축공기를 이용한 표면의 건조는 교원섬유를 지지하고 있는 수분을 제거함으로써 표면에 붕괴된 교원섬유 도말층을 가속화시킬 수 있다고 하였다. 그러나 상아질 건조시 표층의 변화를 막기 위하여

상아질을 습윤시켜 교원섬유의 입체적 구조를 유지시키고 여기에 아세톤이나 알코올을 용매로 사용하는 강한 친수성 접착강화제를 적용시키면 교원섬유의 입체적 구조가 유지되므로 높은 결합강도를 보일 수 있다<sup>60,61)</sup>.

본 연구에서는 이러한 연구를 토대로 최적의 접착을 위해서 모든 군에 대해 상아질면을 수세한 후 얇은 여과지를 가볍게 눌러 과량의 수분만을 제거하고 접착강화제를 도포 하였다. 편평한 상아질면에 아무런 처리를 하지 않은 대조군에서의 인장결합강도가  $20.51 \pm 4.02\text{MPa}$  로 측정되어 강한 접착을 보였고, 주사전자현미경으로 관찰한 소견에서는 약 2-3-5 $\mu\text{m}$ 의 hybrid layer와 상아세관 안쪽으로 침투한 레진 tag가 관찰되어 이러한 결합력의 증가와 미세누출 감소의 가능성을 제시해주고 있다.

Hybrid type의 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 사이에서는 레진이 거칠고 다공성인 글라스아이오노머 시멘트의 표면으로 침투하여 미세기계적결합을 이루며 methacrylate functional monomer를 함유하고 있어서 화학적 결합을 이룰 수 있다고 보고되었다<sup>62)</sup>. 그러나 Calcium hydroxide는 상아세관이나 도말층과 결합하지 않고 복합레진의 중합수축에 의해 레진층으로 Dycal이 분리되어 결합력에 거의 영향을 미치지 않을 것으로 생각된다. 이상의 내용에 미루어 Dycal 보다는 글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군에서 인장결합강도가 높다는 것을 예상할 수 있으며 본 실험에서도 글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군에서 더 높은 인장결합강도를 보였다. 지름 1.5mm를 이장한 군에서 Dycal군과 글라스아이오노머 시멘트 군의 인장결합강도의 차이는 0.92MPa, 지름 2.0mm를 이장한 군에서는 0.17MPa, 지름 2.5mm를 이장한 군에서는 2.54MPa로 글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군에서 높게 나타났다. Dycal과 복합레진 사이의 인장결합강도를 0MPa로 생각하면 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 사이의 인장결합강도는 평균 1.21MPa로 계산된다. 그러나 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 사이의 결합에서 산부식, 수세, 표면연마를 시행했을 때 이들 사이의 결합력이 감소하는 것으로 알려져 있다. 신 등<sup>63)</sup>은 광중합형 글라스아이오노머 시멘트를 복합레진과 결합시킬 때 산부식이 불필요하고, 산부식후에 결합강도가 감소한다

고 보고하였고 김 등<sup>64)</sup>은 광중합형 글라스아이오노머 시멘트의 산부식과 수세 그리고 표면연마는 복합레진과의 결합강도를 저하시킨다고 하였으며, 제조회사에서도 광중합형 글라스아이오노머 시멘트의 산부식은 불필요하다고 지시하고 있다.

그러나 임상에서 글라스아이오노머 시멘트를 복합레진 하방에 이장재로 사용할 때 산부식과 수세 그리고 연마를 피하기 어려우므로 본 실험에서도 글라스아이오노머 시멘트에 산부식, 수세, 연마를 시행하였고, 또한 상아질과 복합레진 사이에 습윤접착을 위해 약간의 수분을 잔존시켰다. 이러한 이유로 인해서 본 실험에서 측정된 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 사이의 인장결합강도, 즉 1.21MPa는 이들 사이에 결합강도를 증가시키기 위해 여러 조건을 만족시켜 결합시킨 결과보다 더 낮은 결합력이라고 생각된다. 또한, 본 실험에서 측정된 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 사이의 결합력은 가장 낮은 표준편차인 2.13MPa보다도 적은 값으로 커다란 의미를 둘 수 없다고 생각된다.

이장면적에 따른 비교에서는, 대조군과 지름 1.5mm를 이장한 군, 지름 2.0mm를 이장한 군, 지름 2.5mm를 이장한 군들의 인장결합강도를 비교하였다. 지름 1.5mm의 원형 와동은 면적이 1.77mm<sup>2</sup>이고, 지름 2.0mm의 원형 와동과 1.37mm<sup>2</sup>의 면적 차이를 보이며, 지름 2.0mm를 이장한 군은 지름 2.5mm를 이장한 군과 1.77mm<sup>2</sup>의 면적 차이를 보인다. 대조군과 글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군들 간의 비교에서는 1.77mm<sup>2</sup>의 면적 차이를 보이는 3A군과 2A군을 제외한 모든 군에서 유의한 차이를 보였고, 대조군과 Dycal로 이장한 군들 간의 비교에서는 1.37mm<sup>2</sup>의 면적 차이를 보이는 2B군과 1B군을 제외한 모든 군에서 유의한 차이를 보였다. 이상의 결과에서 1.37~1.77mm<sup>2</sup>정도의 적은 면적에 이장을 했을 때도 결합력에 유의한 차이를 보였다. 그러나, 본 실험은 레진을 편평한 상아질면에 접착시켰기 때문에 실제로 임상에서 여러 와동벽을 가진 경우에서 1.37~1.77mm<sup>2</sup> 정도의 이장은 큰 의미를 가지지 않을 것으로 생각된다.

글라스아이오노머 시멘트로 이장한 군에서 주사전자현미경으로 관찰한 바에 의하면 대부분의 간극이 레진-글라스아이오노머보다는 글라스아이오노머 시멘트-상아질 사이에서 발생하였다. 몇몇 연



구에서 5급와동이나 2급와동의 하방에 여러 가지 글라스아이오노머 시멘트로 이장하였을 때 대부분의 간극이 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 사이에서 발생되었다고 보고<sup>65-69)</sup>함으로써 본 실험과 유사한 결과를 나타내었다.

이러한 양상을 보이는 이유를 다음의 네 가지 가능성을 통해서 설명해 보고자 한다.

첫째, Fuji II LC는 80%의 글라스아이오노머 시멘트와 20%의 레진 성분으로 구성되어 있고<sup>70)</sup>, 이러한 레진 성분들이 중합하는 과정에서 수축응력이 발생하여 간극이 형성될 수 있으며 중합시 수분의 상실로 체적변화를 초래할 수 있다<sup>62)</sup>. 자가중합형 글라스아이오노머 시멘트는 3~4%의 체적변화를 보이고<sup>71)</sup>, 이장용/base용 광중합형 글라스아이오노머 시멘트는 광조사후 5분내에 3.28~4.78% 수축하고 12시간까지 수축이 지속됨<sup>72)</sup>을 보고하여 중합수축에 의한 간극형성의 가능성을 제시하고 있다.

둘째, 글라스아이오노머 시멘트-상아질 사이의 결합력보다 글라스아이오노머 시멘트-레진 사이의 결합력이 클 경우에 복합레진이 중합하는 과정에서 수축응력이 작용하여 치면으로부터 글라스아이오노머 시멘트를 분리시킬 가능성이 있다. Wiczkowski 등<sup>73)</sup>과 Davis 등<sup>74)</sup>은 레진 수복물 하방에 글라스아이오노머 시멘트 base를 했을 때, 글라스아이오노머 시멘트와 상아질 사이의 화학적 결합보다 복합레진이 중합수축할 때의 힘이 더 커서 간극이 형성되고 상아세관을 개방하여 미생물이 침투하는 길을 만든다고 보고하였다. 복합레진-글라스아이오노머 시멘트 사이의 결합력이 글라스아이오노머 시멘트-상아질 사이의 결합력보다 크고<sup>62)</sup>, 복합레진이 중합수축할 때 치면으로부터 분리되지 않는 데 필요한 힘이 17MPa의 전단결합강도임<sup>75)</sup>을 고려하면, 글라스아이오노머 시멘트-상아질 사이의 결합력이 17MPa보다 낮아서 복합레진-글라스아이오노머 시멘트 사이에서 보다 글라스아이오노머 시멘트-상아질 사이에서 간극이 형성될 가능성이 더 높을 수 있음을 제시하였으며 본 실험에서 형성된 간극도 이러한 이유로 설명될 수 있다.

셋째, 글라스아이오노머 시멘트는 중합시 수분의 상실로 인해 수축이 진행되지만<sup>62)</sup> 다시 수분을 흡수하여 poly-HEMA complex를 형성하여 중합조

기에 형성된 간극을 보상할 수 있다<sup>76)</sup>. Irie 등<sup>77)</sup>은 Fuji Lining LC를 사용한 연구에서 중합직후에는 거의 모든 시편에서 간극을 관찰할 수 있었으나 증류수에 1일간 넣어둔 결과, 간극이 없는 변연을 보여 수화팽창이 간극에 큰 영향을 준다고 보고하였다. 그러나 본 연구에서는 주사전자현미경 시편을 관찰하기 위해 시편을 건조하였고, 이러한 과정에서 수분의 소실로 인해 글라스아이오노머 시멘트가 수축하여 간극 형성에 관여하였을 것으로 생각된다.

넷째, 좁은 와동에 부적절한 점조도를 가진 글라스아이오노머 시멘트를 적용하여 충분히 wetting되지 않았을 가능성이 있다.

Dycal로 이장한 군의 주사전자현미경적 소견에서는 Dycal과 상아질 사이에 2.9~26.8 $\mu$ m의 간극, 그리고 Dycal과 레진 사이에 2.0~30.1 $\mu$ m의 간극이 관찰되었다. 이 결과는 Dycal이 치면에 불량한 접착을 보일 뿐만 아니라, 레진이 중합수축하는 과정에서 치면으로부터 Dycal을 분리시켜 발생한 것으로 생각된다. Reinhardt와 Chalkey<sup>78)</sup>는 Calcium hydroxide가 상아세관이나 도말층과 결합하지 않음을 보고하였고, McConnel 등<sup>79)</sup>과 Goracci 등<sup>80)</sup>은 복합레진의 하방에 V.L.C. Dycal을 위치시킬 경우에 치면으로부터 분리되어 치면과 이장재 사이에 간극이 초래된다고 하여 본 실험의 결과와 일치하였다. Calcium hydroxide 이장에 대하여 학자간에 많은 논란이 있지만 Br nstr m 등<sup>81)</sup>은 이러한 미세간극을 통해 치수조직액이 빠른 속도로 Calcium hydroxide를 용해시키고, 간극이 클수록 용해 속도가 더욱 가속화되어<sup>82)</sup> 장기간의 사용에 적합하지 않음<sup>83)</sup>을 시사하고 있다.

이상의 결과에서 글라스아이오노머 시멘트나 Dycal로 이장하는 것은 복합레진 수복물의 하방에 간극을 형성하여 장기적으로 수복물의 실패를 가져올 수 있을 것으로 생각된다. 그러나, 본 실험은 상아질 면의 체액 이동이나 교합, 온도변화 등의 여러 인자들이 고려되지 않았으며, 인위적으로 건전한 상아질 면을 노출시켜 1.5~2.5mm의 원형와동을 형성하여 이장하고 접착을 시도하였기에 임상적으로 치아 우식증이나 치경부 마모증 등이 있는 치아에서와는 결과가 다를 수 있으므로 이에 대해서도 더 많은 연구가 있어야 될 것으로 사료된다.

## V. 결 론

수중 이장재와 이장면적의 차이에 따른 인장결합강도의 변화를 연구하기 위하여 글라스아이오노머 시멘트와 수산화칼슘 시멘트를 사용하여 치수 벽에 이장한 후 결합강도를 측정하고, 주사전자현미경으로 상아질과 이장재, 이장재와 복합레진 사이의 계면을 관찰하였다. 최근에 발거된 70개의 대구치를 실험치아로 사용하여 상아질 표면에 이장재를 도포하지 않은 대조군과 글라스아이오노머 시멘트(Fuji II LC)를 도포한 군, 수산화칼슘 제재(Dycal)를 도포한 군으로 분류하였으며, 글라스아이오노머 시멘트 도포군과 수산화칼슘 도포군은 다시 지름 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm의 원형와동에 적용하여 7군으로 분류하였다. 만능시험기를 이용하여 인장결합강도를 측정한 후 ANOVA와 t-test를 이용하여 분석하였고, 주사전자현미경 관찰을 위하여 각 실험군별로 2개씩의 시편을 제작하여 상아질과 이장재, 이장재와 복합레진 사이의 계면을 관찰한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 이장재의 종류에 따른 실험 결과, 글라스아이오노머 시멘트 도포군의 인장결합강도가 수산화칼슘 제재를 도포한 군보다 높게 나타났으나 통계학적 유의성은 없었다( $p > 0.05$ ).
2. 이장면적의 차이에 따른 실험 결과, 이장재를 도포하지 않은 대조군은 모든 글라스아이오노머 시멘트 도포군에 비해 높은 결합강도를 보였으며( $p < 0.05$ ), 글라스아이오노머 시멘트 1.5mm 도포군은 2.0mm 도포군과 2.5mm 도포군에 비해 유의하게 높은 결합강도를 보였다( $p < 0.05$ ).
3. 이장면적의 차이에 따른 실험 결과, 이장재를 도포하지 않은 대조군은 모든 수산화칼슘 도포군에 비해 높은 결합강도를 보였으며( $p < 0.05$ ), 수산화칼슘 2.5mm 도포군은 1.5mm 도포군과 2.0mm 도포군에 비해 유의하게 낮은 결합강도를 보였다( $p < 0.05$ ).
4. 글라스아이오노머 시멘트 도포군의 주사전자현미경 관찰 결과, 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진의 계면에서는 결합레진의 침투로 인한 밀접한 결합을 관찰할 수 있었다. 그러나 글라스아이오노머 시멘트와 와동의 계면에서는 거

의 모든 와동면을 따라 7.2~72.2 $\mu$ m 정도의 간극이 존재하였으며, 와동의 기저부위의 간극이 가장 크고 상부로 진행하면서 간극이 감소하는 양상을 보였다.

5. 수산화칼슘 제재 도포군의 주사전자현미경 관찰 결과, 수산화칼슘 제재와 복합레진의 계면에서는 2.0~30.1 $\mu$ m 정도의 간극이 모든 계면에서 관찰되었고, 수산화칼슘 제재의 입자들이 레진 측에 접촉되어 분리된 양상을 관찰할 수 있었다. 수산화칼슘 제재와 와동의 계면에서는 밀접하게 접촉된 양상을 보였으나, 부분적으로 2.9~26.8 $\mu$ m 정도의 간극이 관찰되기도 하였다.

## 참고문헌

1. Lefkowitz W, Seelig A, Zachinsky L. Pulp response to self-curing acrylic filling material. NY Dent J 1949;15:373-386.
2. Stanley HR, Swerdlow H, Stanwich L, Suarez C. A comparison of the biological effects of filling material with recommendations for pulp protection. Am Acad Gold Foil Oper 1967;12:56-62.
3. Stanley HR, Going RF, Chauncey HH. Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. J Am Dent Assoc 1975;91:817-825.
4. Macko DJ, Rutberg M, Langeland K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1978; 45:930-946.
5. Brännström M. Dentin and pulp in restorative dentistry. London: Wolfe Medical, 1982.
6. Brännström M. Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent 1984;9(suppl 3):35-42.
7. Pashley DH. Smear layer: pathological considerations. Oper Dent 1984;9(suppl 3):13-29.
8. Vanherle G, Smith DC. Posterior composite resin dental restorative materials. Minnesota, Mining + Mfg. Co. 1985, P 71.
9. Going RE. Microleakage around dental restora-

- tions: a summarizing review. *J Am Dent Assoc* 1972;84:1349-1357.
10. Charbeneau GT and Bozell III RR. Clinical evaluation of a glass ionomer cement for restoration of cervical erosion. *J Am Dent Assoc* 1979;98:936-939.
  11. Alperstein KS, Graver HT, Herrold RC. Marginal leakage of glass ionomer cement restorations. *J Prosthet Dent* 1983;50:803-807.
  12. Brännström M. Communication between the oral environment and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent* 1984;9:57-68.
  13. Mount GJ. Longevity of glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1986;55:682-685.
  14. Hansen EK. Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of two light-cured composites. *Scand J Dent Res* 1986;94:82-86.
  15. Knibbs PJ. A clinical report on the use of a glass ionomer cement to restore cervical margin lesions. *J Oral Rehabil* 1987;14:105-109.
  16. Brännström M. Infection beneath composite resin restoration can it be avoided?. *Oper Dent* 1987;12:158-163.
  17. 신동훈, 권혁춘, 구치부 심미성 수복물의 변연 누출에 관한 실험적 연구. *대한치과보존학회지* 1990;15:122-126.
  18. 신창승, 이정석. Sandwich 술식이 제V급 와동의 미세변연누출에 미치는 영향에 대한 연구. *대한치과보존학회지* 1993;18:447-462.
  19. Mc Lean JW and Wilson AD. Fissure filling with an adhesive glass ionomer cement. *Brit Dent J* 1974;136:269.
  20. Mc Lean JW, Prosser HJ, and Wilson AD. The use of glass ionomer cements in bonding composite resins to dentine. *Brit Dent J* 1985;158:410-414.
  21. Jenkins CBG. A comparison of bond strength of glass ionomer cements and acid etch resin system. *J Dent Res* 1985:special issue DBX(abs #116).
  22. Hinoura K, Moore BK and Phillips RW. The effect of surface treatment on the dentin-lining cement bond. *J Dent Res* 1986;65:1812(abs #775).
  23. Hinoura K, Moore BK and Swartz ML et al. Tensile bond strength between glass ionomer cement and composite resin. *J Dent Res* 1986;65:334(abs #1576)
  24. Earl MSA and Ibbetson RJ. The clinical disintegration of glass ionomer cement. *Brit Dent J* 1986;161:287-291.
  25. Lutz F, Jreji I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991;7:107-113.
  26. Lutz F, Jreji I, Barbakow F. The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quintessence Int* 1992;23:605-609.
  27. Lutz F, Jreji I, Barbakow F. Resrotation quality in relation to wedge-mediated light channeling. *Quintessence Int* 1992;23:763-767.
  28. Lutz F, Jreji I, Luescher B, Oldenburg TR. Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedge. *Quintessence Int* 1986;17:659-664.
  29. Fusayama T. Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins. *J Prosthet Dent* 1992;67:46-51.
  30. Thomas J, Richard S and Jack L. Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int* 1997;28:135-144.
  31. Swift EJ, Perdigo J and Heymann HD. Bonding to enamel and dentin-A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995;26:95-110.
  32. Pitrilo and Swift EJ. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent*. 1995;20:46-50.
  33. Hasegawa T. Shear bond strength and quantitative microleakage of a multi-purpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J*

- Prosthet Dent 1995;73:432-438.
34. Prati C et al. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems, *J Dent* 1995;23:217-226.
  35. Hilton TJ and Schwartz RS. The effects of air thinning on dentin adhesive bond strength, *Oper Dent* 1995;20:133-137.
  36. Goracci G, Mori G, Casa de' Martinis L, Bazzucchi M, Otturazioni in composito ed adesione alle strutture dentarie, Milan:Ed Masson, 1994
  37. Feilzer AJ, DeGee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass ionomer cements, *J Prosthet Dent* 1988;59:297-300.
  38. Tyas MJ. Clinical evaluation of five adhesive systems, *Am J Dent* 1994;7:77-80.
  39. Craig RG (ed), *Dental Restorative Materials*, St Louis: Mosby, 1989:262.
  40. Zander HA, Reaction of the pulp to Ca(OH)<sub>2</sub>, *J Dent Res* 1939;18:373-379.
  41. Glass RL and Zander HA. Pulp healing, *J Dent Res* 1949;28:97-107.
  42. Stanley HR and Lundy T. Dycal therapy for pulp exposures, *Oral Surg* 1974;34:818-827.
  43. Torneck CD and Wagner D. The effect of calcium hydroxide cavity line on early cell division in the pulp subsequent to cavity preparation and restoration, *J Endo* 1980;6(9):719-723.
  44. Das S. Effect of certain dental materials on human pulp in tissue culture, *Oral Surg* 1981;52:76-84.
  45. Tronstad L and Mjor IA. Capping of the inflamed pulp, *Oral Surg* 1972;34:477-485.
  46. Avery JK. Response of the pulp and dentin to contact with filling materials, *J Dent Res* 1975;54:188-197.
  47. Lacefield WR, ReinDL MC and Retief DH. Tensile bond strength of glass-ionomer cement, *J Prosthet Dent* 1985;53:194-198.
  48. Katsuyama S, Ishikawa T and Fuji B. Glass ionomer dental cement-The materials and their clinical use. Ishiyaku EuroAmerica Inc Publishers, 1993:47-52.
  49. Swartz ML, Phillips RW and Clark HE. Long term F release from glass ionomer cements, *J Dent Res* 1984;63:158-160.
  50. Wilson AD and McLean JW. Glass-ionomer cement, Quintessence Publishing Co Inc, 1988:125-126.
  51. Felton DA, Fox CF, Odorn M and Kanoy BE. Pulpal response to chemically and experimental light-cured glass ionomer cavity liner, *J Prosthet Dent* 1991;65:704-712.
  52. Wilson AD and McLean JW. Glass-ionomer cement, Quintessence Publishing Co Inc, 1988:63.
  53. Crips S, Jennings MA and Wilson AD. A study of temperature changes occurring in setting dental cements, *J Oral Rehabil* 1978;5:139-144.
  54. McLean JW. Glass-ionomer cements, *Br Dent J* 1988;164:293-300.
  55. Wilson AD and McLean JW. Glass-ionomer cement, Quintessence Publishing Co Inc, 1988:51.
  56. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META, *Oper Dent* 1992;(suppl 5):125-130.
  57. Asmussen E, Uno S. Adhesion of restorative resins to dentin:Chemical and physicochemical aspects, *Oper Dent* 1992;(suppl 5):68-74.
  58. Kanka J. Effect of drying in bond strength, *J Dent Res* 1991;70:304(Abstr 1029).
  59. Ruse ND and Smith DC. Adhesion to bovine dentin-surface characterization, *J Dent Res* 1991;70:1002-1008.
  60. Kanka J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces, *J Am Dent Assoc* 1992;123:35-43.
  61. Kanka J. Resin bonding to wet substrate: I. Bonding to dentin, *Quintessence Int* 1992;23:39-41.
  62. Erickson RL and Glasspoole EA. Bonding to tooth structure:A comparison of glass-ionomer and composite-resin systems, *J Esthetic Dent*

- 1994;6(5):227-244.
63. 신기식, 임호남, 최부병, 민병순. "베이스용 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진 수복재의 결합강도에 관한 연구". 경희치대논문집;14:189-210, 1992.
  64. 김덕, 민병순. "광중합형 글라스아이오노머 시멘트와 복합레진과의 전단결합강도에 관한 연구". 대한치과보존학회지;19(2):447-458, 1994.
  65. Shortall AC, Baylis RL, Grundy JR. Marginal seal of class V composite/glass ionomer sandwich restorations. *Rest Dent*:(Nov):80-87, 1988.
  66. Prati C, Montanari G. Comparative microleakage study between the sandwich and conventional three-increment techniques. *Quintessence Int*;20:587-594, 1989.
  67. Peutzfeldt A, Asmussen E. Bonding and gap formation of glass ionomer cement used in conjunction with composite resin. *Acta Odontol Scand*;47:141-148, 1989.
  68. Guelman M, Fuks AB, Holan G, Grajower R. Marginal leakage of class II glass-ionomer-silver restoration, with and without posterior composite coverage: An in vitro study. *J Dent Child*;56:277-282, 1989.
  69. Blixt M, Coli P. The influence of lining techniques on the marginal seal of Class II composite resin restorations. *Dent Res*;24(3):203-210, 1993.
  70. Clinical Research Associates. Glass ionomer-resin restorations. *CRA Newsletter*;16:1-2, 1992.
  71. Feilzer A, DeGee A, Davidson C. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*;59:297-300, 1988.
  72. Hinoura K, Onose H, Matsuzaki M, Kuroda T, Moore BK. Volumetric shrinkage of light cured glass ionomer bases[Abstract]. *J Dent Res*;71:632, 1992.
  73. Wiecekowsk G, Joynt RB, Davis EL, Yu XY, Cleary K. Leakage patterns associated with glass ionomer based resin restorations. *Oper Dent*;17(1):21-25, 1992.
  74. Davis EL, Yu XY, Joynt RB, Wiecekowsk G, Giordano L. Shear strength and microleakage of light-cured glass ionomers. *Am J Dent*;6(3):127-129, 1993.
  75. Davidson CL, DeGee AJ, Felizer AJ. The competition between the composite dentin bond strength and polymerization contraction stress. *J Dent Res*;63:1396-1399, 1984.
  76. Irie M, Nakai H. Effect of immersion in water on linear expansion and strength of three base/liner materials. *Dent Mater J*;14(1):70-77, 1995.
  77. Irie M, Naki H, Hirota K. Marginal gap of light-activated glass-ionomers:effect of hygroscopic expansion[Abstract]. *J Dent Res*;71:633, 1992.
  78. Reinhardt JW, Chalkey Y. Softening effects of bases on composite resins. *Clin Prev Dent*;5:5-12, 1983.
  79. McConnell RJ, Boksman L, Hunter JK, Gratton DR. The effect of restorative materials on the adaptation of two bases and a dentin bonding agent to internal cavity walls. *Quintessence Int*;17:703-710, 1986.
  80. Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. *Quintessence Int* ; 27(2):129-135, 1996.
  81. Br nnstr m M, Martson B, Torstenson B. Marginal techniques for lining composite resin restorations:A critical approach. *J Dent*;19:71-79, 1991.
  82. Cox CF, Bergenholtz G, Heys DR, Syed SA, Fitzgerald M, Heys RJ. Pulp capping of dental pulp mechanically exposed to oral microflora: A 1-2 year observation of wound healing in the monkey. *J Oral Pathol*;14:156-168, 1985.
  83. Akester J. Disappearing Dycal. *Br Dent J*; 147:369-375, 1979.

## 사진부도설명

- Fig. 5a. A SEM photograph of the control group bonded to dentin surface without lining material( $\times 35,8$ ) (R: composite resin, D: dentin)
- Fig. 5b. Details of the specimen in Fig. 5a( $\times 503$ ) (A: adhesive resin)
- Fig. 5c. Higher magnification of the specimen in Fig. 5b( $\times 2020$ )(HL: hybrid layer, RT: resin tag)
- Fig. 6a. A SEM photograph of the group 1A bonded to dentin and GIC-1,5mm lining surface ( $\times 35,8$ ). (GIC: glass ionomer cement).
- Fig. 6b. Details of the specimen in Fig. 6a, especially at the composite resin-GIC interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 6c. Details of the specimen in Fig. 6a, especially at the GIC-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 7a. A SEM photograph of the group 1B bonded to dentin and Dycal-1,5mm lining surface( $\times 35,8$ ). (DY: Dycal).
- Fig. 7b. Details of the specimen in Fig. 7a, especially at the composite resin-Dycal interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 7c. Details of the specimen in Fig. 7a, especially at the Dycal-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 8a. A SEM photograph of the group 2A bonded to dentin and GIC-2,0mm lining surface ( $\times 35,8$ ).
- Fig. 8b. Details of the specimen in Fig. 8a, especially at the composite resin-GIC interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 8c. Details of the specimen in Fig. 8a, especially at the GIC-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 9a. A SEM photograph of the group 2B bonded to dentin and Dycal-2,0mm lining surface( $\times 35,8$ ).
- Fig. 9b. Details of the specimen in Fig. 9a, especially at the composite resin-Dycal interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 9c. Details of the specimen in Fig. 9a, especially at the Dycal-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 10a. A SEM photograph of the group 3A bonded to dentin and GIC-2,5mm lining surface ( $\times 35,8$ ).
- Fig. 10b. Details of the specimen in Fig. 10a, especially at the composite resin-GIC interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 10c. Details of the specimen in Fig. 10a, especially at the GIC-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 11a. A SEM photograph of the group 3B bonded to dentin and Dycal-2,5mm lining surface( $\times 35,8$ ).
- Fig. 11b. Details of the specimen in Fig. 11a, especially at the composite resin-Dycal interface ( $\times 503$ ).
- Fig. 11c. Details of the specimen in Fig. 11a, especially at the Dycal-dentin interface( $\times 503$ ).
- Fig. 11d. Details of the specimen in Fig. 11a, especially at the Dycal-dentin interface( $\times 503$ ).

사진부도 1

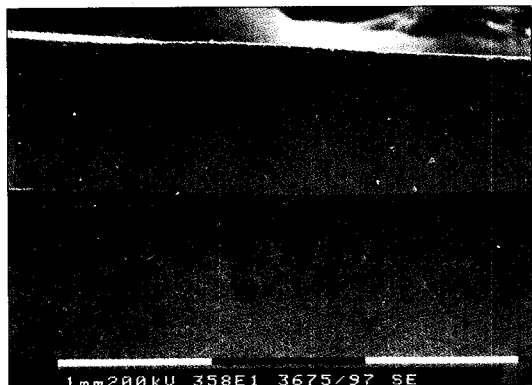


Fig. 5 a

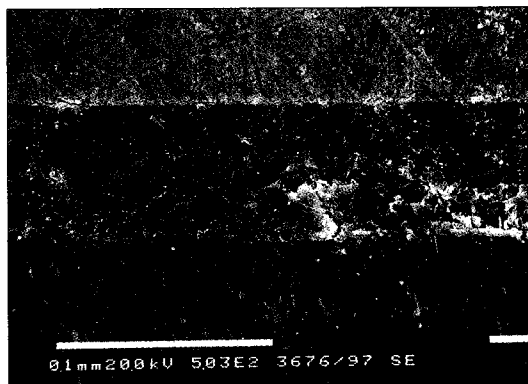


Fig. 5 b

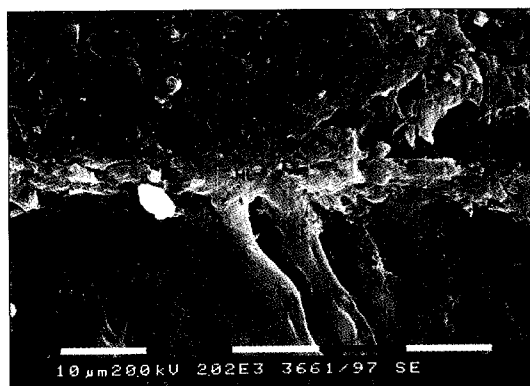


Fig. 5 c

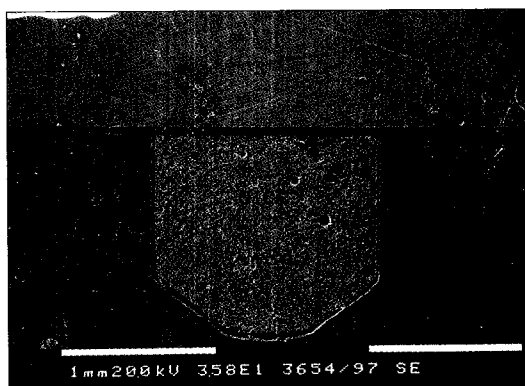


Fig. 6 a

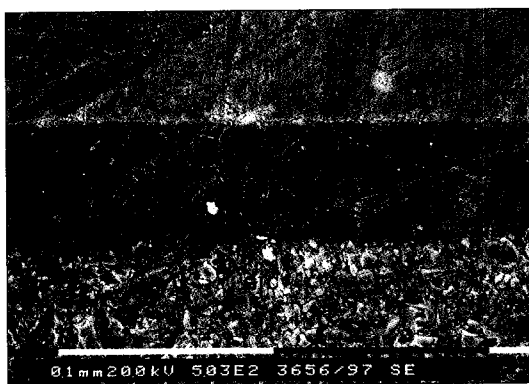


Fig. 6 b

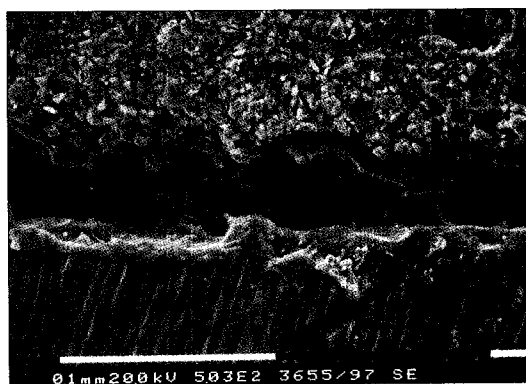


Fig. 6 c

사진부도 2

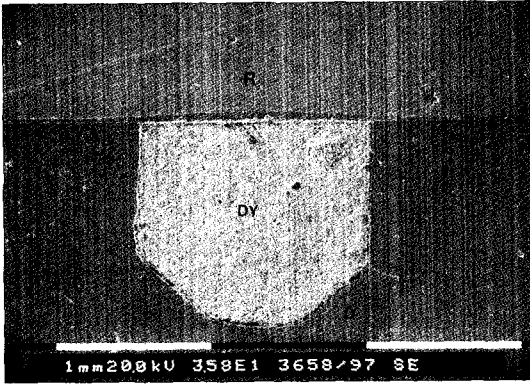


Fig. 7 a

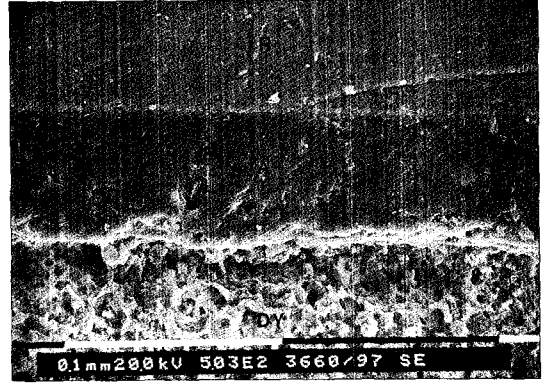


Fig.7 b

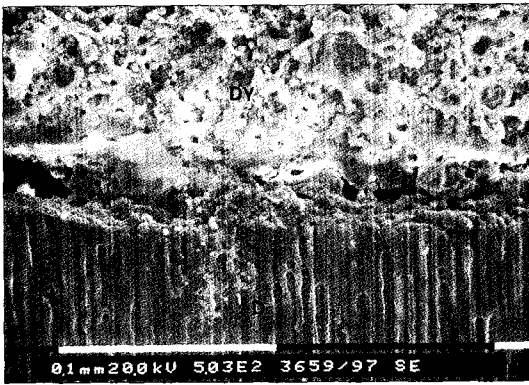


Fig. 7 c

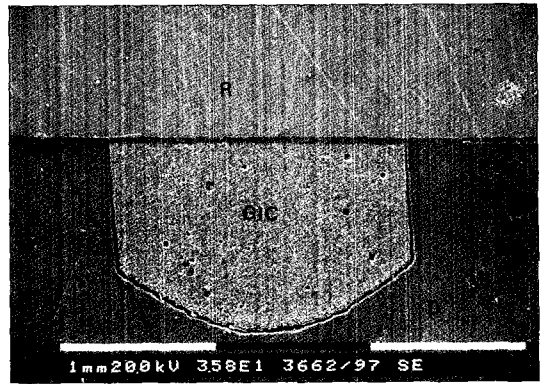


Fig. 8 a



Fig. 8 b

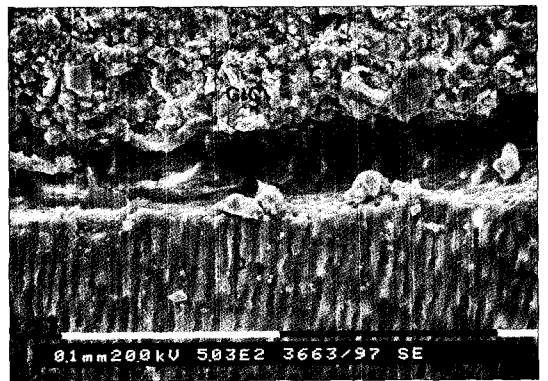


Fig. 8 c



사진부도 3

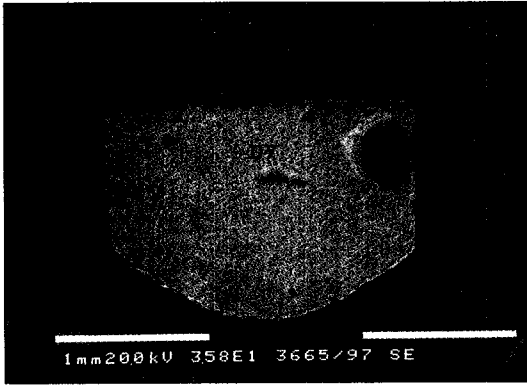


Fig. 9 a

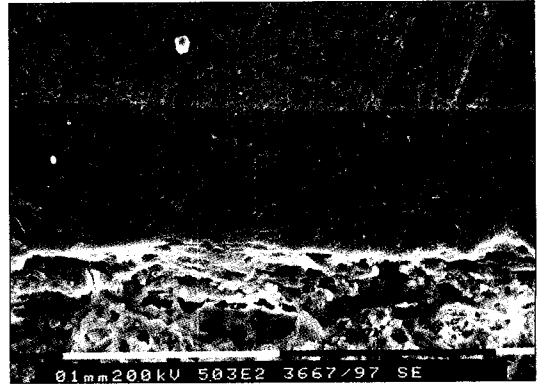


Fig. 9 b

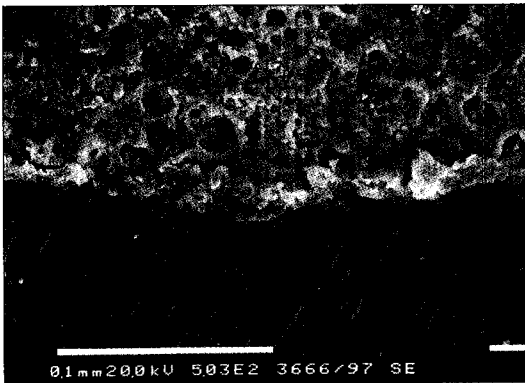


Fig. 9 c



Fig. 10 a

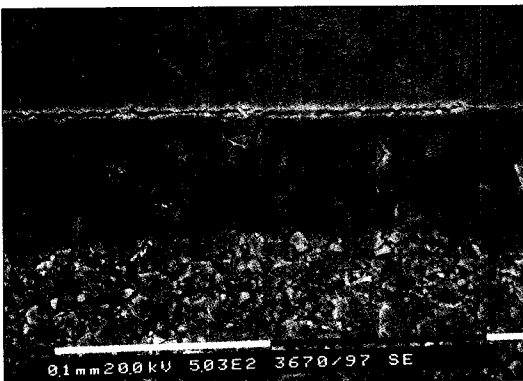


Fig. 10 b

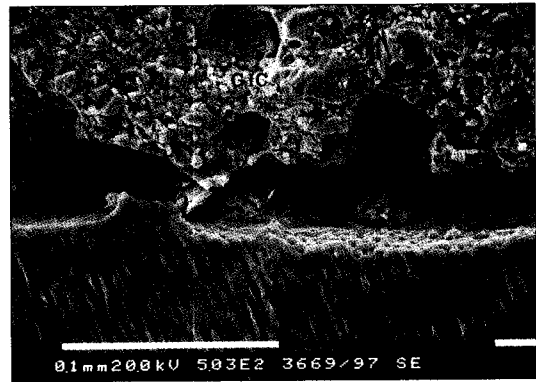


Fig. 10 c

사진부도 4

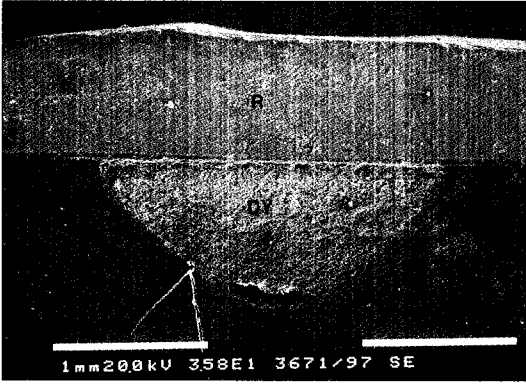


Fig. 11 a

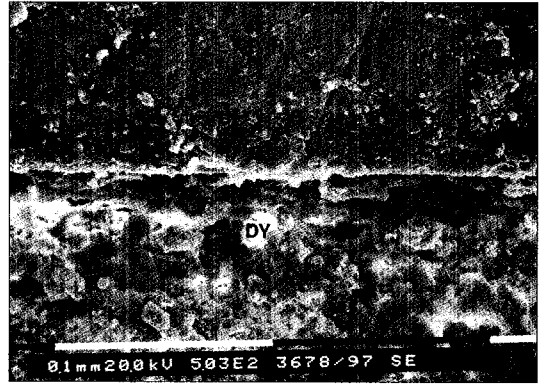


Fig. 11 b

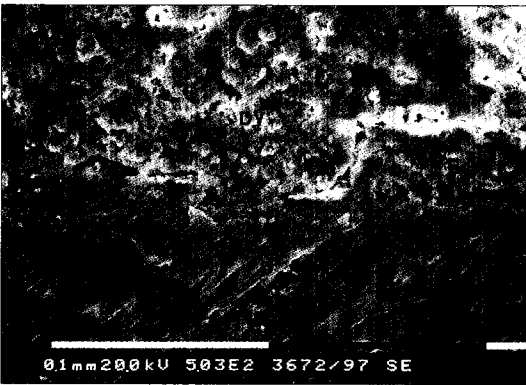


Fig. 11 c

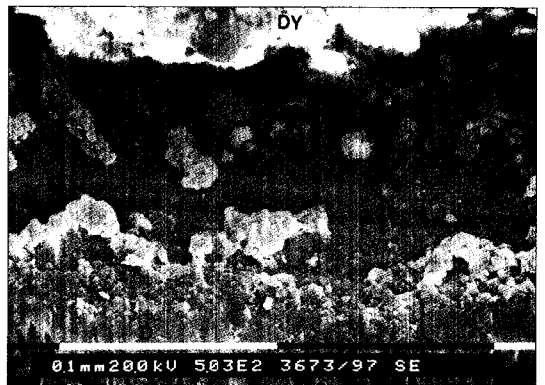


Fig. 11 d