

강화형 글라스 아이오노머 합착용 시멘트의 접합강도 및 변연누출에 대한 연구

연세대학교 치과대학 치과보철학교실

박혜양 · 오남식 · 이근우 · 이호용

I. 서 론

보철치료시 상아질 노출 및 치아의 과민 반응은 치료후 임상적인 실패를 야기하는 직접적인 원인으로 알려져 있으며, 특히 시간 경과에 따른 변연부 시멘트의 용해로 인한 2차 우식은 수복처치의 임상적 실패를 야기하는 원인중 가장 큰 비중을 차지하는 것으로 보고되고 있다.^{15, 34, 39)} 수복물의 합착과정은 이와 같은 임상적 실패를 방지하고 최종수복물이 장기간 성공적인 치료 결과를 유지하기 위해서 매우 중요한 치료 단계라고 할 수 있다.^{27, 31)} 그러므로 지금까지 수복치료의 이상적인 결과를 얻기위해 다양한 접합기전을 갖는 합착용 시멘트가 개발되어 왔다.⁴²⁾

Mclean과 Wilson등은 이상적인 합착재의 요구조건으로 낮은 점주도와 합착후 시멘트의 피막도, 작업시간이 충분하고 구강내 온도에서 빨리 경화될 것, 수분이나 산과 접촉시 이에 대한 저항성, 높은 압축 강도와 인장 강도, 가스성 변형(plastic deformation)에 대한 저항, 치아와 수복물에 대한 접착력, 항우식성, 치수에 생물학적 친화성, 적절한 빛 투과도, 방사선 불투과성등을 언급하였다.^{26, 51)} 그러나 현재까지 이 요구조건을 만족하는 재료는 없으며, 제품마다 변연누출 및 2차 우식 방지를 위한 성분첨가와 상아질 접합기전의 응용등 부단한 발전을 계속하고 있다.⁴²⁾

Pameijer와 Nilner는 합착재의 선택에 관여하는 요소로는 합착재의 물리적인 성질보다는

생물학적인 고려가 우선되며 특정 제품에 대한 선호보다는 합착전 상아질과 법랑질의 표면처리 및 상태에 관여되므로 환자의 연령, 잔존 상아질의 양, 치아 형성의 방법, 제거된 치질의 양, 임시 수복물 장착 기간 및 장착시 환자의 상태에 따라 선택하고 치아우식 이환율이 높거나 잔존 상아질의 양이 적어 치수 반응이 예상되는 경우에 글라스 아이오노머 시멘트 사용을 추천한 바 있다.^{22, 31)}

1972년 Wilson과 Kent에 의해 치과 분야에 처음 도입된 글라스 아이오노머 합착재는⁵³⁾ 실리콘계 합착재의 강도 및 견고성을 유지하면서, 불소이온 유리⁴⁴⁾로 항우식 작용¹⁶⁾등의 장점과 Polyacid 용액의 생체 적합성,^{21, 30)} 치질과 화학적 결합^{45, 49)}의 장점을 겸비하여 개발되었다. 초기에는 이장용과 합착용으로 개발되었으나, 현재는 심미 충전재, 열구 전색재등 다양한 보존 및 수복 처치에 응용되고 있다.⁵⁵⁾

그러나 기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 경우 구강내와 같이 수분이 많은 환경에서 초기경화가 불완전하게 되고 경화시 초기의 물리적 강도가 낮으며 파절강도가 낮고 부서지기 쉬운 단점이 문제시 되어,^{20, 54)} 1988년 Antonucci는 기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 성분중 물에 HEMA를 첨가시키고 1989년 Mitra등은 여기에 지속적인 중합이 가능한 Modified polyalkenoic acid를 각각 첨가시켜 강화형 글라스 아이오노머 합착재를 도입하였다.^{3, 27)} 강화형 글라스 아이오노머 시멘트는 이원중합(dual cure)의 반응기전으로 경화되는데 이는

기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 경화기전과 레진시멘트의 경화기전을 혼합한 것이라 볼 수 있으나, 기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 산-염기 반응에 의해 형성된 이온 기질이 free radical 또는 광화학적 중합에 의해 형성된 기질을 강화시키므로 “강화형 글라스 아이오노머 시멘트”로 불리워지고 있다.⁵⁰⁾

초기의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트는 불소 유리의 특성으로 2차 우식을 예방하는 목적으로 주로 이장용으로 사용되어 왔으나,⁴⁰⁾ 최근에는 합착용 강화형 글라스 아이오노머 시멘트를 사용시 변연부가 상아질과 백악질에 위치되는 수복물에서 인산 아연 시멘트와 레진 시멘트, 폴리카르복실레이트 시멘트보다 2차 우식 예방과 치질과 결합, 비슷한 접합 강도등의 실험 결과에 대한 보고가 증가하는 추세이며, 또한 상아질 접촉제와의 병용으로 상승효과를 나타낸다고 알려져 있다.^{5, 10, 37, 48)}

그러나 합착용으로 개발된 제품의 상품화가 최근에 이루어진 관계로 현재까지로는 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 임상적인 실용성 및 접합강도, 장기적인 사용 결과에 대한 보고가 미미하며,⁵⁰⁾ 구치부 주조관이나 전치부 도재용 착 전장관등 빛이 투과되지 않는 수복물에서도 제조자들이 제시하고 있는 완전한 중합이 가능한지 실험을 통하여 보고된 바가 없다.

이에 본 연구는 시판중인 3개사의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트와 기존의 글라스 아이오노머 시멘트, 레진 시멘트에서 접합강도와 변연누출을 측정, 비교하여 다음과 같이 보고하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구 재료

1. 치아시편

치아우식이 없고 건전한 교합면과 험, 설, 인접면을 갖는 발치된 제 3 대구치 80개를 10% Formaldehyde 용액에 보관하여 세척한 후 자가 중합형 투명레진에 포매하여 35°C 30psi에서 20분간 레진 중합후 1.5×2×2cm의 일정한 크기로 트리머(Whemer Co. Germany)를 이용해

갈아내고 합착시킬 치아면은 폴리셔(Ecomet 111, Buehler, Germany)로 800grit까지 연마하여 일정한 표면 상태가 되도록 제작하였다. (그림 1) 제작후 합착시까지 생리적 식염수에 보관하였다.

2. 금속시편

장경 10mm, 단경 0.7mm 높이 10mm의 타원형 원주형태의 Ni-Cr-Be계 비귀 금속합금 REX V(Jeneric/Pentron CT, USA)의 합착면을 50µm aluminum oxide로 블라스팅후 30분간 초음파 세척기에서 세척하였다.³⁶⁾

3. 시멘트 합착용 스페이서

합착시 일정한 피막도를 위해 치아시편과 합금사이에 시멘트 공간을 위하여 50µm두께의 테이프(Scotch adhesive tape No 853, 3M Co, MN, USA)를 치아시편의 합착면의 크기로 자른 후 중앙부에 직경 6mm의 천공을 형성하였다.

4. 합착용 시멘트(표 1)

나. 연구방법

1. 상아질 표면처리

제작된 치아 시편에서 천공된 면에 상아질만이 노출되도록 시멘트 합착용 스페이서를 부착한 후 제조자의 지시에 따라 다음의 방법으로 상아질의 표면을 처리하였다.

Fuji I	표면을 세척하고 상아질면을 완전히 건조시키지 않은 상태로 합착하였다.
Panavia 21	표면을 세척하고 제조자(Panavia 21)가 추천하는 프라이머 A와 B를 3.5초간 섞어 도포후 60초가 지난후 합착하였다.
Fiji Duet	표면을 세척하고 상아질을 건조시킨 후 합착하였다.
Advance	표면을 세척하고 건조시키지 않은 상태에서 제조자(Advance)

표 1 실험에 사용된 시멘트

제품명	분 류	제 조 자
GC Fuji I	화학중합형 글라스 아이오노머	GC Co, Tokyo, Japan
Panavia 21	화학중합형 레진	Kuraray, Osaka, Japan
Fuji Duet		GC Co, Tokyo, Japan
Advance	이원중합형 강화형	Dentsply Inc, Milford, DE, USA
Vitremer	글라스아이오노머	3M Dental, St Paul, MN, USA

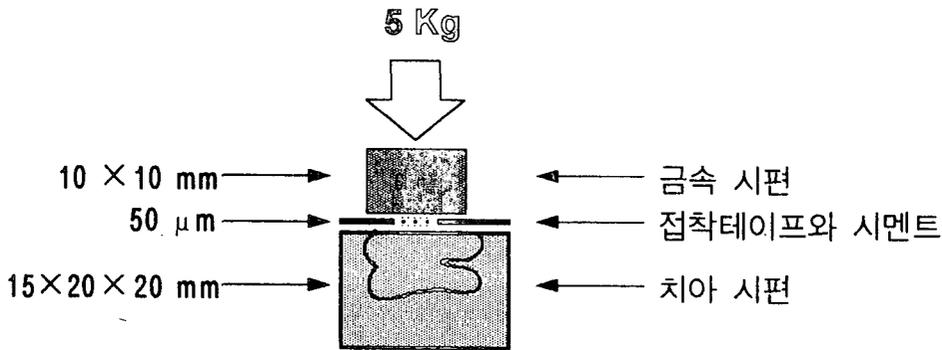


그림 1 Cylinder-on-disk 형태로 제작된 합착 모형

가 추천하는 Probond primer를 도포후 15초간 공기 주사로 건조시킨 후 합착하였다.

Vitremer 표면을 세척하고 상아질면을 완전히 건조시키지 않은 상태로 합착하였다.

2. 합착모형 제작(그림 1)

합착모형은 그림 1과 같이 전단 접합 강도 측정시 이용되는 Cylinder-on-disk형태⁶⁾의 모형을 이용하였으며 합착을 위해 준비된 상아질 표면에 26℃, 25%의 환경에서 제조자 지시에 따라 혼합한 시멘트를 넣고 금속 시편을 일차적으로 고정된 후 균일한 하중과 피막도를 위해 정하중압축시험기(Seiki, Japan)에 5kg하중의 추를 장착하여 합착된 시편을 눌러 고정하였다.³⁶⁾ 제조자가 추천하는 시멘트의 초기 경화시간을 허용한 후 정하중 압축 시험기에서 제거하고 여분의 시멘트를 제거하였다.

3. Thermocycling 및 염색 (dye immersion)

합착된 시편을 37℃물에 24시간 저장한 후 Thermocyclometer(Tokyokien, Tokyo, Japan)에 26℃에 12초, 5℃에 24초, 26℃에 12초, 55℃에 24초의 주기로 180회 실시하였다.

Cycling 후 basic fuchsin 염색액에 24시간 저장하였다.¹²⁾

4. 측정

시편표면의 염색액을 세척하여 제거하고 Instron testing machine(Instron, UK)을 이용하여 Cross head speed 2mm/min로 합착된 치아시편과 금속 시편의 계면에서 전단 접합강도를 MPa단위로 측정하였다.

변연누출도 측정은 Stereoscope(Tokyokizoku, Japan)로 7.5배 확대하에 버니아캘리퍼를 이용해 시멘트 합착용 스페이서 변연에서 염색액이 침투한 최대거리를 0.1mm 단위로 측정하였다.

분리된 면에서 잔존된 시멘트와 상아질면과의 관계를 10배 확대하에 관찰하여 다음의 항목으로 구분하여 표시하였다.

- A 형 - 금속과 시멘트간의 응착 실패(adhesive failure) - 사진부도 1
- B 형 - 시멘트일부가 금속과 치아에 붙어 있는 형태로 응집 실패(cohesive failure) - 사진부도 2
- C 형 - 치아와 시멘트간의 응착 실패(adhesive failure) - 사진부도 3

5. 통계분석

시멘트간의 접합강도와 변연 누출도를 비교하기 위해 집단간 유의차 유무에 대한 모수적 검정으로 Duncan test를 이용하여 실험군간 다중 비교 방식으로 집단간의 유의차를 분석하였다. 또한 분리된 유형에 따른 분석을 위해 두개 변수간 상관관계에 대해 검증하는 Chi-square test를 시행하였다.

III. 연구성적

가. 전단 접합 강도의 비교

본 실험에서 측정된 전단 접합 강도는 표 2

에서와 같이 Panavia 21에서 가장 높았고, Advance, Fuji Duet, Fuji I, Vitremer의 순으로 나타났으며, Panavia 21을 제외한 나머지 군간의 유의차는 없었다. (P<0.01)

나. 변연누출도의 비교

평균 변연누출도는 Fuji I에서 가장 크고, Fuji Duet, Vitremer, Panavia 21, Advance의 순으로 감소하였으며, Fuji I을 제외한 나머지 군간의 유의차는 없었고 Fuji I은 Vitremer, Panavia 21, Advance에 비해 평균변연누출도가 크게 나타났다. (P<0.05)

다. Debonding 면의 유형관찰

Fuji I에서는 A형이 60%로 가장 많았고, Panavia 21에서는 C형이 56.3%로 가장 많았으며, Fuji Duet은 A와 B형이 비슷하게 나타났으며, Vitremer에서는 C형이 62.5%로 많았으며, Advance는 B형이 가장 많았으며 제품과 분리 유형과의 상관관계는 χ^2 통계량(Pearson value)이 24.80927로 높게 나타나 제품에 따라

표 2 평균 전단 접합 강도의 비교

군	제품명	시편수	평균(Mpa)	표준편차	Fratio	Pvalue
1	GC Fuji I	13	7.7242	2.4260		
2	Panavia 21	16	14.0831*	5.2392		
3	Fuji Duet	15	7.4689	3.7857	8.76	0.0001
4	Advance	15	8.3661	4.6398		
5	Vitremer	16	6.4925	3.3163		

* 는 다른 군에 비해 P<0.01수준에서 유의차 있음을 의미한다.

표 3 평균 변연누출도의 비교

군	제품명	시편수	평균(mm)	표준편차	군간 유의차
1	GC Fuji I	15	0.3867*	0.3398	a
2	Panavia 21	16	0.1125	0.1544	b *
3	Fuji Duet	16	0.2750	0.3624	a b
4	Advance	15	0.1067	0.1668	b
5	Vitremer	16	0.1500	0.2251	b

a,b : 같은 문자는 p<0.05수준에서 군간 유의차가 없음을 의미한다.

수직선과 *표시는 p<0.05수준에서 유의차가 있는 군을 나타낸다.

표 4 Debonding 면의 유형별 빈도수 및 비율

파절유형 %	GC Fuji I	Panavia21	Fuji Duet	Advance	Vitremer	합 계
A	9(60.0)	2(12.5)	7(43.8)	2(13.3)	0	20(25.6)
B	4(26.7)	5(31.3)	6(35.7)	8(53.3)	6(37.5)	29(37.2)
C	2(13.3)	9(56.3)	3(18.8)	5(33.3)	10(62.5)	29(37.2)
총 계	15	16	16	15	16	78

A 형-금속과 시멘트간의 응착 실패-사진부도 1

B 형-시멘트일부가 금속과 치아에 붙어 있는 형태로 응집 실패-사진부도 2

C 형-치아와 시멘트간의 응착 실패-사진부도 3

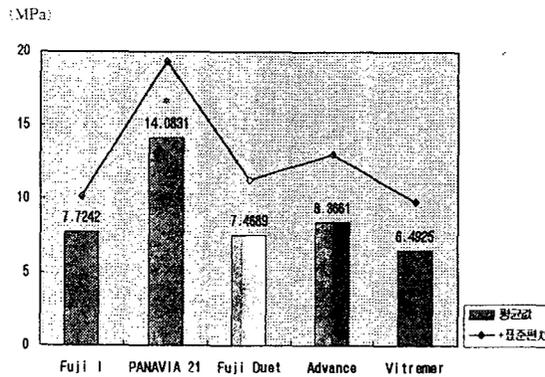


그림 2 평균 전단 접합 강도

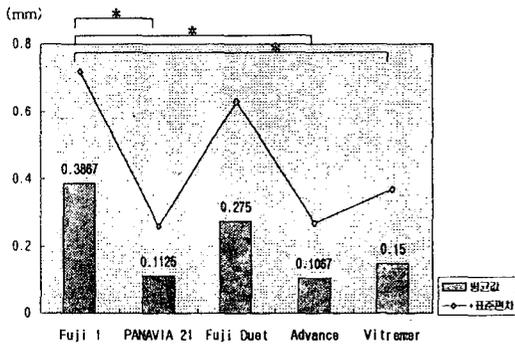


그림 3 평균 변연누출도

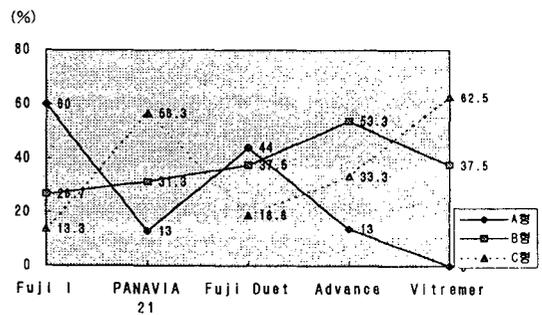


그림 4. Chi-square(χ^2) test에 의한 분리된 면의 유형

분리면 유형의 차이가 있음을 나타냈다.(표 4)

IV. 총괄 및 고찰

합착용 시멘트는 보철 및 보존 술식의 발달과

함께 그 용도와 종류에 있어 여러 변화를 거쳐 발달해 왔다. 그 중에는 장기간의 임상결과에 대한 보고를 바탕으로 하여 현재는 합착용으로 사용되지 않는 것에서부터 오랜 기간동안 계속적으로 사용되는 재료도 있다. 또한 기존

재료의 물리적 특성을 증진시켜 새로이 개발된 다양한 종류의 시멘트가 소개되고 있다. 치과용 시멘트로 부착된 수복물이 구강내에서 장기적인 성공을 이루기 위해서는 몇가지 합착과정에서 요구되는 특성과 합착후에 요구되는 물리적 성질이 있다.²⁵⁾ 이들 물리적 특성중 완전 전장형의 수복물에서 장기간 유지에 가장 큰 영향을 미치는 요소로, 합착후 수복물 내면에서 여러 방향으로부터의 교합력에 의해 발생하는 미세 파절을 방지하기에 충분한 강도를 들 수 있다.³¹⁾ 합착재로서 최초로 도입된 인산 아연 시멘트가 지금까지 임상에서 사용되고 있는 이유도 역시 다른 시멘트에 비해 상대적으로 몇가지 단점은 있으나 적절한 강도로 인한 합착 후 안정성이라고 볼 수 있다.⁴²⁾

최근에 개발된 합착재들은 적절한 실험적 방법을 통해 물리적인 특성을 비교 입증하게 되는데, 전단 접합 강도는 주로 비틀림에 대해 재료가 견디는 최대의 응력으로 두 재료간 계면에서의 성질을 연구시 많이 이용되는 특성이다.¹¹⁾ 1994년 Kamposiora 등은 이차원적인 유한 요소 분석법(Finite Element Analysis : FEA)을 통해 합착된 완전 전장관의 내면에서 발생하는 응력을 분석한 결과, 응력은 변연부 치아형성시 형태와 피막도에 의해 영향 받으나 주로 전단응력이 우세하게 작용한다고 보고하였고²⁸⁾, 대부분의 시멘트가 완전 전장관의 내면에서 발생하는 최대응력보다 훨씬 높은 강도를 갖고 있는 것으로 보고하였다.³³⁾

1994년 Eyal 등은 인산 아연시멘트와 수종의 글라스 아이오노머시멘트의 전단 접합강도 비교 결과 상아질 표면을 10% Polyacrylic acid로 처리한 Fuji I 글라스 아이오노머 시멘트에서 $5.56 \pm 1.37\text{MPa}$ 의 평균 접합 강도를 얻었다. 본 실험에서 대조군으로 설정한 동일 제품에서는 $7.73 \pm 2.43\text{MPa}$ 였으며, 이는 발치된 치아의 저장 및 발치시의 상아질의 상태에 따라 다양한 측정치를 보인다고 보고된 바 있다.^{1,7,47)}

기존의 글라스 아이오노머 합착재의 경화는 산-염기 반응에 의해 이루어지며 fluoroaluminum silicate 글라스 존재하에 polyacid가 polyanious polymer와 양자를 만들고, 2단계로 생

성된 양자가 다시 글라스에 반응하여 calcium, aluminum, fluoride 양이온을 방출시켜 이 양이온들이 이온결합으로 polyanious polymer와 교차연결되는 3단계의 경화반응을 거쳐 화학적으로 경화되며, 그 결과 calcium, aluminum polysalt로 구성된 이온기질을 형성하는 것으로 알려져 있다.^{9,55)}

강화형 글라스 아이오노머 합착재는 액의 조성에 따라 크게 2가지로 구분되며 비교적 간단한 형태의 1급에서는 polyacid와 광중합형 단량체로서 HEMA, 이온 방출이 가능한 글라스와 물, 반응개시제와 활성제로 구성되어 있어, 산-염기 반응(acid base reaction)이 이온기질을 형성하고, free radical 반응에 의해 광화학적기질(polymerization matrix)을 형성하여 2가지 기질을 형성하는 이원적인 경화반응을 갖는다.(그림 5) 초기에 산-염기 반응은 물과 HEMA의 혼합물이 있는 환경하에서 반응속도가 느리기 때문에 재료의 초기경화는 광화학적 반응에 의해 이루어지며 글라스 아이오노머 시멘트의 고유한 산-염기 반응은 단지 형성된 중합기질을 강화한다고 볼 수 있다.

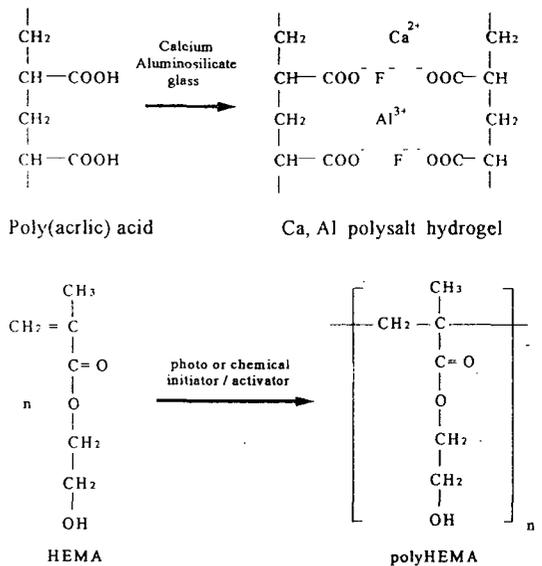


그림 5. 1급 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 경화 반응⁵²⁾

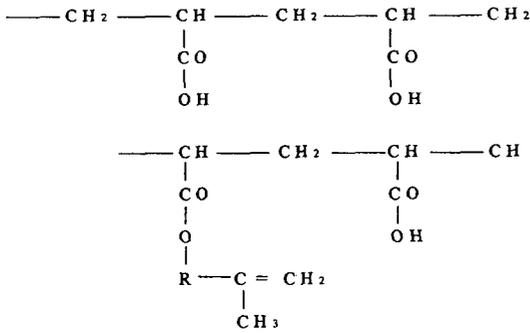


그림 6. Modified polyacrylic acid(PAA)

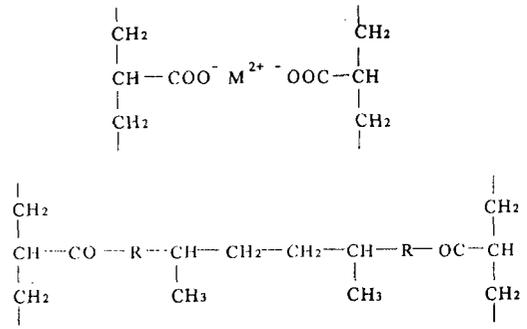


그림 7. 이온-공유결합과 교차연결 구조의 기질

9) 이러한 경화 과정이 갖는 장점은 HEMA가 산-염기 경화 반응을 지연시켜 충분한 작업 시간을 유지할 수 있고, 광화학적 중합에 의해 초기에 적당한 강도에 빨리 도달 가능하며, 경화가 수분오염에 의한 영향에 덜 민감하므로 합착후 보호를 위해 바니쉬 도포가 불필요하므로 기존의 글라스 아이오노머 합착재보다 유리하다.^{50, 52)}

그러나 열역학적인 이유로 인해 형성된 두 기질은 서로 연결되지 않고 분리된 상을 이루게 되므로 이를 방지하기 위해 2급의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트가 도입되었으며, 이는 조성중에 여러가지 methacrylate를 축합시켜 불포화기를 포함하는 변형된 polyacid를 추가하였고, 이는 그림 6의 일반적인 화학식을 갖는다.²⁷⁾

변형된 polyacrylic acid(PAA)와 HEMA를 같이 함유한 2급의 시멘트는 몇 종류의 중합이 동시에 일어나게 되는데, 먼저 polyHEMA를 형성하는 반응이 일어나고, 변형된 PAA의 불포화기가 polyHEMA와 copolymerization하여 화학적으로 2개 기질이 교차연결되므로 상분리 현상을 방지할 수 있고, 또한 변형된 PAA는 계속된 중합으로 교차 연결된 PAA를 형성하므로 그림 7과 같이 이온, 공유결합과 교차연결된 구조의 기질을 형성한다.⁵²⁾

본실험에서 사용한 합착재중 Fuji Duet과 Vitremer는 1급이며 Advance는 가장 최근에 도입된 시멘트로 액의 조성중 불포화기를 함유

하고 있어 강도와 안정성에서 비교적 유리하다고 사료된다. 본 실험결과도 유의수준상의 차이는 없으나 강화형 글라스 아이오노머 시멘트군중에서 약간 우위인 것으로 나타났다.

1990년 Wilson은 경화직후 2급의 수복용 강화형 글라스 아이오노머 시멘트에서 고무와 같은 특성을 보이게 된다고 하였는데, 이는 초기 경화시 광화학적 중합반응으로 형성된 기질이 산-염기반응에 의해 교차연결되지 않은 상태에 기인한다고 하였고 시간 경과에 따라 산-염기 반응의 진행으로 경화가 완전해 진다고 하는 제조자의 보고를 인용하면서 공인된 실험을 통하지 않은 제조자의 보고는 신뢰성이 없기 때문에 이에 대한 확인이 필요하다고 했다.⁵²⁾

실제로 본 실험 결과 강화형 글라스 아이오노머 시멘트는 초기 경화를 허용한 이후 여분의 시멘트 표면에 완전히 경화되지 않은 상태의 시멘트 혼합물이 남아 있었고 여분을 제거할 때까지도 완전한 경화를 이루지 않은 시편도 발견되었다. 사용된 제품중 Fuji Duet을 제외한 4개군에서는 제조업자가 추천하는 초기경화시 보호재가 없어 최종 경화시까지 시간이 불필요하게 길어지는 상황이 관찰되었다. 구강내에서 이와 같이 최종경화시까지 장시간 합착시 상태를 유지한다면 환자와 술자 모두에게 불편을 유발하고 합착시의 교합관계 유지등에 문제가 초래될 것으로 예상된다. 1996년 Clinical Research Associates(CRA)의 보고에 의하면 3종의 합착재에서 23°C 산소에 의해 중합에

방해되는 층의 두께를 볼 때 Vitremer, Fuji Duet, Advance의 순으로 산소 억제층이 두껍다고 하였고, 특히 Vitremer군이 나머지 2개 시멘트군에 비해 높게 나타났다.¹⁰⁾ 기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 경우 혼합후 5분 이내에 최대강도에 도달한다고 하며,⁴⁶⁾ 레진시멘트는 화학 중합형의 경우 경화를 방해하는 산소와 접촉을 차단하는 차단제가 공급되므로 초기경화와 최종경화 사이의 강도차이에 의한 문제는 해결되었다고 볼 수 있다. 본 실험 결과도 기존의 글라스아이오노머와 레진 시멘트는 초기경화시 적정강도에 도달하는 것으로 판단되며, 산소억제층의 두께가 두꺼운 Vitremer군이 측정시 가장 낮은 전단 접합 강도를 나타냈다. 따라서 산소억제층이 두꺼워 초기 경화도가 떨어지는 제품에는 레진시멘트와 같이 산소를 차단하는 보호제가 필요하다고 판단되며 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 시간 경과에 따른 최종경화도 여부는 시간변수를 포함한 체계적인 실험 연구가 필요하리라 사료된다.

1996년 CRA에서는 Fuji Duet, Vitremer, Advance의 임상적 특성, 물리적 성질을 Fuji I등 기존의 글라스 아이오노머 시멘트와 Panavia 21등 레진 시멘트, 인산아연 시멘트와 비교한 자료에서 3종의 강화형 글라스아이오노머 시멘트가 조작성 용이하고 접합력과 강도면에서 임상적, 물리적 성질이 우수한 편이라고 결론지었으며, 특히 발치된 치아로부터 비귀금속 주조관을 제거해 본 결과, 탈락에 저항하는 강도는 Advance, Fuji Duet, Panavia 21, Fuji I, Vitremer 순으로 나타났고, 이 중 Advance와 Fuji Duet군 간에는 유의차가 없었으며, Fuji I과 Vitremer군은 비슷한 강도를 갖는다고 하였고, Vitremer는 가장 약한 인산 아연시멘트의 4배에 달하나 유지력이 떨어지는 것으로 보고하였다.¹⁰⁾

본 실험에서 얻은 결과로는 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 접합강도가 Advance, Fuji Duet, Vitremer의 순으로 나타났고, 이는 레진시멘트와 기존의 글라스 아이오노머 시멘트보다 낮은 것으로 나타났으나

레진 시멘트를 제외한 나머지 군간의 유의차는 없었다. ($p>0.01$) (표 2, 그림 2)

장기간 사용된 수복물 제거시 내면의 합착재가 부분적, 또는 완전히 용해되어 있는 상황을 관찰할 수 있는데 이는 부적절한 변연적합과 시멘트 자체의 용해도, 각종 응력에 의한 시멘트 미세 파절, 시멘트의 중합 수축으로 인해 이차적으로 세균의 침투 및 세균의 대사산물이 형성되어 점차적으로 시멘트의 용해도가 증가하기 때문이라고 한다.³³⁾

변연누출은 치질과 부착력이 향상된 다수의 글라스 아이오노머 시멘트에서도 문제시되어 왔다.^{8, 19, 23, 35, 38)} 치경부 5급 와동 충전에 이용되는 수복용 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 변연누출도에 관한 보고는 다양하게 이루어져 왔으며,^{4, 12, 17, 29)} 이에 의하면 글라스 아이오노머 시멘트의 변연누출도에 영향을 미치는 요소로는 재료의 점주도, 글라스의 입자 크기, 치아 표면 처리방법과 표면처리제, 액성분의 희석액, 분말-액 비율등으로 알려졌다.

기존의 화학 중합형 글라스 아이오노머 시멘트는 경화시 부피 수축량이 3~4%로 보고된 바 있고¹⁴⁾, 광중합형 글라스 아이오노머의 경우 광조사 5분후 수축량이 3.28~4.78%이고 12시간 동안 수축이 지속된다고 한다.¹⁸⁾

1급의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트에서 중합수축은 모체가 되는 기존의 글라스 아이오노머 시멘트와 비슷하며²⁴⁾, 2급의 경우는 7%의 중합수축을 수복용 재료에서 나타내어 기존의 글라스 아이오노머보다 큰 수축량을 나타낸다는 보고가 있었다.²⁾ 기존의 합착용 글라스 아이오노머 시멘트는 인산 아연 시멘트와 폴리 카복실레이트 시멘트에 비해 용해에 대한 저항이 크다고 알려져 있다.^{32, 41, 43)}

1996년 CRA의 보고에 의하면 2주간 pH 2.7의 높은 산도의 환경하에 둔 합착 시편에서 합착재의 용해도는 인산 아연 시멘트, 기존의 글라스 아이오노머 시멘트, 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 순으로 나타났고, Advance, Fuji Duet, Vitremer의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트와 레진 시멘트의 용해도는 매우 낮은 것으로 설명하였다.¹⁰⁾

본 실험에서 측정된 변연 누출도는 Fuji I, Fuji Duet, Vitremer, Panavia 21, Advance의 순으로, Fuji I이 다른 군에 비해 변연누출도가 큰 것으로 나타났으며 강화형 글라스 아이오노머 시멘트 3개군은 변연누출도가 문제되지 않으며 레진시멘트와 비슷한 수준으로 나타났다. ($p < 0.05$) (표 3, 그림 3)

1989년 Mathis와 Ferracane는 강화형 글라스 아이오노머 시멘트와 기존의 글라스 아이오노머 시멘트의 물성을 비교하는 실험에서 강화형 글라스 아이오노머 시멘트에 포함된 dimethacrylate 레진이 수분에 대해 용해도가 낮고 교차연결된 복잡한 구조를 형성하기 때문에 기존의 시멘트에 비해 낮은 용해도를 나타낸다고 하였다.²⁴⁾

1995년 Bona와 Noort는 접착면의 분리유형 분석시 응집 실패가 일어나는 원인은 합착제의 응집 강도가 합착시킨 두물질과 합착제간의 결합 강도보다 낮기 때문이라고 하였다. 또한 분리시의 응력분포에 따라 계면의 분리양상이 큰 영향을 받는다고 하였다. 특히 전단 접합 강도 실험에 사용되는 cylinder on disk 형태의 모형에서는 면적이 넓은 disk 형태의 시편의 표면 인장 강도에 의해 전단 접합 강도가 결정되며, disk 형태의 시편의 표면 인장 강도가 약한 경우 이 시편과 합착제 사이에서 분리되는 응착 실패가 나타난다고 하였다.⁶⁾

본 실험에서는 분리 유형을 A형의 금속과 시멘트간의 응착실패, B형의 시멘트 일부가 금속과 치아에 붙어 있는 형태의 응집실패, C형의 치아와 시멘트간의 응착실패로 구분하였는데, Chi-square test 결과 분리 유형과 제품간 상관도가 높은 것으로 나타났다. (Pearson value = 24.80927) (표 4) 분리유형별 분석결과로는 A형이 25.6%로 가장 적었고, B형과 C형이 37.2%로 같게 나타났는데, 치아 시멘트간의 응착실패가 금속과 시멘트간의 응착실패보다 많은 이유로는 Bona와 Noort가 주장한 분리시 면적이 큰 시편과 합착제 사이에 먼저 응력이 작용하기 때문인 것으로 사료되고, 또한 제품 별로 추천했던 상아질 표면 처리방법이 sandblasting한 금속 시편의 표면보다 결합에 더 불

리하게 작용했던 때문으로 사료된다.

Panavia 21은 제품 포장에 프라이머가 포함되어 상아질 전처리를 지시하고 있으며, 본 실험에서는 치아 시멘트간의 분리가 56.3%로 높게 나타났다. Fuji I과 Fuji Duet의 경우 제조사 지시에 특별한 상아질 처리를 지시하고 있지 않고 합착전 상아질 면의 건조를 방지하라고 지시되어 있으나 치아 시멘트간의 분리가 13.3%로 가장 적게 관찰되었고, 반면에 Vitremer는 합착용 시멘트 사용전에 추천된 상아질 전처리제재가 없으나 치아 시멘트간 분리가 62.5%로 가장 높게 나타났다. Advance는 상아질 전처리제재가 공급되며 치아 시멘트간 분리가 33.3%로 비교적 양호한 결과를 보였다. ($p < 0.01$) (그림 4)

이상의 결과로 볼 때 제조회사와 제품간 상아질 전처리방법에 따라 합착재와 치아의 결합력에 영향이 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 합착용으로 개발된 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 물성을 평가하기 위해 발치된 치아의 상아질상에 비귀금속 합금을 부착시켜 전단 접합강도와 변연누출도를 기존의 글라스 아이오노머 시멘트, 레진 시멘트와 비교 평가하고 분리유형을 분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전단 접합강도는 기존의 글라스 아이오노머 시멘트와 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트간의 유의차가 없었으며 레진시멘트에 비해서는 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트의 접합강도가 낮은 것으로 나타났다. ($p < 0.01$)
2. 평균 변연누출도는 레진시멘트와 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트간의 유의차가 없었으며, 기존의 글라스 아이오노머 시멘트에 비해서는 변연누출도가 적은 것으로 나타났다. ($p < 0.05$)
3. 분리유형의 특성에 대한 평가는 제조 회사와 상아질 전처리 방법에 따라 분리면의 유형이

다름을 알 수 있었고, 3종의 강화형 글라스 아이오노머 시멘트와 치아간의 응착 실패는 Vitremer, Advance, Fuji Duet의 순으로 나타났다. ($p < 0.01$)

이상의 결과로 보아 합착용으로 개발된 강화형 글라스 아이오노머는 접합강도가 기존의 글라스 아이오노머 시멘트에 비해 크게 향상되었다고 볼 수 없으며 레진 시멘트에 비해서는 떨어지는 것으로 평가할 수 있고, 변연누출도는 기존의 합착용 글라스 아이오노머 시멘트보다 향상되었다고 평가할 수 있었다. 또한 합착시 초기경화후 최종경화까지 경과시간이 필요이상으로 길어 경화가 방해되는 제품에서는 산소 억제층의 두께를 고려하는 보호재 개발이 필요하리라 사료된다. 또한 제품별, 상아질 전처리 방법에 따라 치질과 결합에 미치는 영향이 크게 나타났으므로 상아질 접합재에 대한 개선이 필요하다고 볼 수 있다. 그러나 본 연구에 한정된 제품만으로는 전체적인 시멘트의 물성을 평가할 수 없으므로 현재 개발중인 합착재를 포함한 광범위한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Aboush YEY, Jenkins CBG. The effect of post extraction storage on the adhesion of glass ionomer to dentin. [Abstract #237] J. Dent Res 62 : 441, 1983
2. Albers H.F. Light-cured fluoride releasing liners. Adept Rep 1(1) : 1-4, 1990
3. Antonucci J.M., McKinney J.E., Stansbury J.W. Resin modified glass ionomer cement. US Patent Application No. 7160856, 1988
4. Attin Thomas, et al. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. Dent Mater 11 : 359-362, 1995
5. Birger Thonemann, et al. Resin modified glass ionomers for luting posterior ceramic restorations. Dent Mater 11 : 161-168, 1995
6. Bona A.D., R van Noort. Shear vs tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res 74 : 1591-1596, 1995
7. Caples R, et al. Effect of polyacrylic acid application time on the bond strength of glass ionomer based material to dentin. [Abstract #223] J. Dent Res 67 : 140, 1988
8. Chan K.C., Swift E.J. Leakage of chemical and light-cured basing material. J. Prosthet Dent 62 : 408-411, 1989
9. Council on dental materials and devices, Status report on the glass ionomer cements. Am Dent Assoc 99 : 221-226, 1979
10. CRA. Glass ionomer-resin cements. Clinical Research Associates Newsletter 19 : issue 3, 1995
11. Craig R.G. Restorative dental materials. 9 : 70 Mosby Co. St Louis USA 1993
12. Crim G.A. Marginal leakage of visible light-cured glass ionomer restorative materials. J. Prosthet Dent 69 : 561-563, 1993
13. Eyal A. Galum, et al. Diametral tensile strength and bonding to dentin of type I glass ionomer cements. J. Prosthet Dent 72 : 424-429, 1994
14. Feilzer A., et al. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. J. Prosthet Dent 59 : 297-300, 1988
15. Glantz P-O, et al. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. Acta Odont Scand 51 : 247-252, 1993a
16. Glasspoole E.A., Erickson R.L. In vitro investigation of the caries inhibition effects of fluoride releasing materials. J. Dent Res 72 Spec issue : [Abstract #945], 1993
17. Hallet K.B., Garcia-Godoy F. Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations : an in vitro study. Dent Mater 11 : 161-168, 1995

- ter 9 : 306–311, 1993
18. Hinoura K., et al. Volumetric shrinkage of light cured glass ionomer bases. [Abstracts #938] *J. Dent Res* 71 : 632, 1992
 19. Hirschfeld Z., et al. Marginal leakage of class II glass ionomer-composite resin restorations : an in vitro study. *J. Prosthet Dent* 67 : 148–153, 1992
 20. Jianguo Li, et al. Strength and setting behavior of resin-modified glass ionomer cements *Acta Odontol Scand* 53 : 311–317, 1995
 21. Kawahara H., et al. Biologic evaluation of glass ionomer cement. *J. Dent Res* 58 : 1980–1986, 1979
 22. Knibbs P.J., et al. The performance of a zinc polycarboxylate luting cement in general dental practice. *Br Dent J.* 160 : 13–15, 1986
 23. Lim K.C. Microleakage of intermediate restorative materials. *J Endodont* 16 : 116–118, 1990
 24. Mathis R.S., Ferracane J.L. Properties of a glass-ionomer cement/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 5 : 355–358, 1989
 25. Mclean J.W., et al. Development and use of water-hardening glass-ionomer cements. *J. Prosthet Dent* 52 : 175–181, 1984
 26. Mclean J.W. *The science and Art of Dental Ceramics.* Chicago Quintessence publishing Co, Inc, vol 1 : 325, 1979
 27. Mitra S.B. Photocurable ionomer cement systems European Patent Application No. 883112127.9, 1989
 28. Owen C.P. Retention and resistance in preparations for extracoronal restorations. Part I : theoretical studies. *J. Prosthet Dent* 56 : 13–16, 1986
 29. Pachuta S.M., Meiers J.C. Dentin surface treatments and glass ionomer microleakage. *Am J. Dent* 8 : 187–190, 1995
 30. Pameijer C.H., Richardson J. Pulpal response to a glass ionomer cement in primates. *J. Prosthet Dent.* 46 : 36–39, 1981
 31. Pameijer C.H., Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swedish Dental Journal* 18(1–2) : 59–67, 1994
 32. Phillips R.W., et al. In vivo disintegration of luting cements. *J. Am Dent Assoc* 114 : 489–492, 1987
 33. Photitni Kamposiora, et al. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J. Prosthet Dent* 71 : 435–441 1994
 34. Randow K, et al. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odont Scand* 44 : 241–255, 1986
 35. Robbins J.W., Cooley R.L. Microleakage of Ketac-Silver in the tunnel preparation. *Oper Dent* 13 : 8–11, 1988
 36. Rubo J.H., Pegoraro L.F. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloy. *J. Prosthet Dent* 74 : 230–234, 1995
 37. Ruz J.E., et al. Adhesive properties of modified glass-ionomer cements. *Dent Mater* 8 : 31–36, 1992
 38. Scherer W., et al. Microleakage of capsulated glass ionomer cements. *Am J. Dent* 2 : 355–357, 1989
 39. Schwartz N., et al. Unserviceable crowns and fixed partial dentures : life span and cause of loss of serviceability. *J. Am Dent Assoc* 81 : 1395–1401, 1970
 40. Sidhu S.K. Watson T.F. Resin-modified glass ionomer materials : a status report for the American journal of dentistry. *Am J. dent* 8 : 59–67, 1995
 41. Smith D.C. Dental cements. *Adv Dent Res*

- 2 : 134-141, 1988
42. Smith D.C. Dental cements : current status and future prospects. *Dental clinics of north America* 6(3) : 763-787, 1983
 43. Stannard J.G., Sornkul E. Demineralization resistance and tensile bond strength of four luting agent after acid attack. *Int J. Prosthodont* 2 : 467-473, 1989
 44. Swartz M., et al. Long-term fluoride release from glass ionomer cements. *J. Dent Res* 63 : 158-160, 1984
 45. Swift E.J. An update on glass ionomer cements. *Quintessence International* 19 : 125-130, 1988
 46. Van Zeghbroek L. Bond capacity of adhesive luting cements. Thesis Leuven University, Belgium, 1989
 47. Walls A.W., et al. Factors influencing the bond strength between glass polyalkenoate (ionomer) cement and dentin. *J. Oral Rehabil* 15 : 537-547, 1988
 48. White S.N, et al. In vivo marginal adaptation of cast crown luted with different cements. *J. Prosthet Dent* 74 : 25-32, 1995
 49. Wilson A.D., et al. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J. Dent Res* 63 : 590-592, 1983
 50. Wilson A.D. Developments in glass ionomer cements. *Int J. Prosthodontics* 2(5) : 438-446 1989
 51. Wilson A.D., et al. Experimental luting agents based on the glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 142 : 117, 1977
 52. Wilson A.D., et al. Resin-modified glass ionomer cements. *Int J. Prosthodont* 3 : 425-429, 1990
 53. Wilson A.D., Kent B.E. A new translucent cement for dentistry : the glass ionomer cement. *Br Dent J.* 132 : 133-135, 1972
 54. Wilson A.D., Mclean J.W. Glass ionomer cement. Quintessence Publishing Co, Berlin Germany, 1988
 55. 조영환, Sumiya Hobo. *심미접착치과학* 1 : 39-61, 군자출판사 서울 한국, 1993

사진부도설명

- 사진부도 1 치아 시편상의 분리면. 금속과 시멘트간의 응착 실패형의 분리양상을 나타낸다.
사진부도 2 상아질상에 시멘트가 일부 잔존되어 있는 응집 실패형의 분리양상을 나타낸다.
사진부도 3 상아질상에 잔존된 시멘트가 거의 없는 치아와 시멘트간의 응착 실패형을 나타낸다.

논문 사진부도

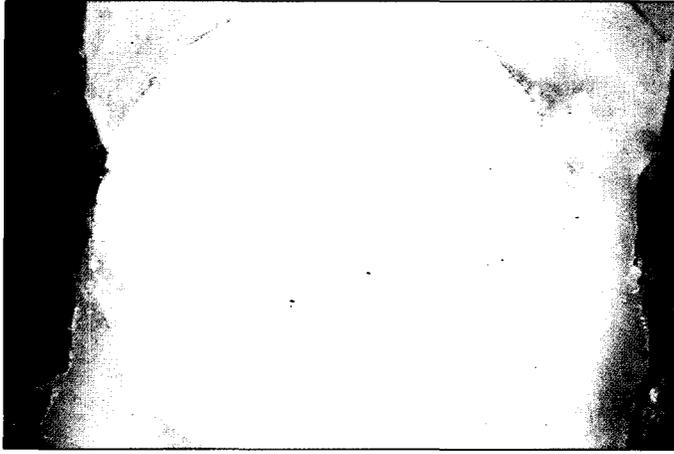


Fig. 1

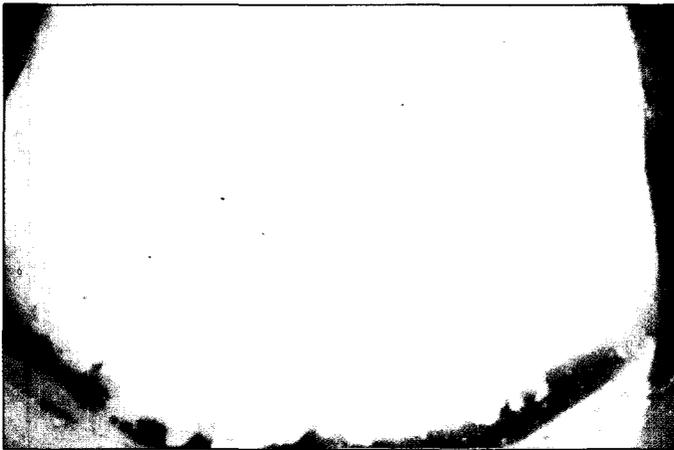


Fig. 2

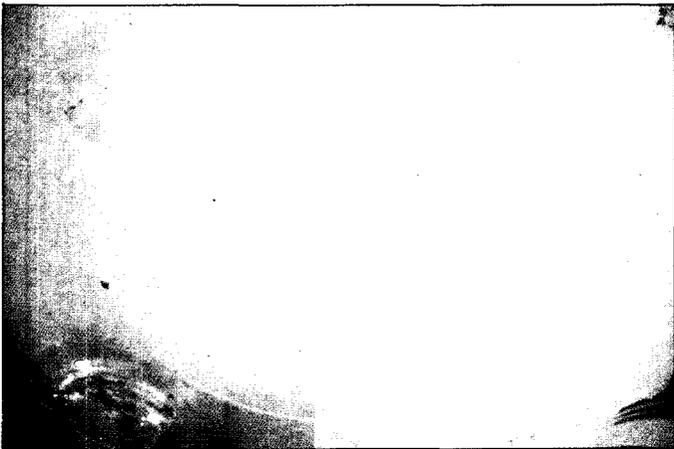


Fig. 3

ABSTRACT

COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTH AND MARGINAL LEAKAGE OF RESIN MODIFIED GLASS IONOMER CEMENTS

Hye-Yang Park, Nam-Sik Oh, Keun-Woo Lee, Ho-Yong Lee

Department of Dentistry, School of Dentistry, Yonsei University

The resin modified glass ionomer cements(RMGICs) have been used for years since 1989. Recently it has been developed for luting of fixed restorations. To evaluate the bond strength and marginal leakage of RMGICs for luting usage, the 80 extracted human molars which had uniform area of exposed dentin were cemented with 3 types of RMGICs(Fuji Duet, Advance, Vitremer), a conventional Glass Ionomer Cement(GIC-Fuji I), and a resin cement (Panavia 21) to base metal alloy(Ni-Cr-Be). After thermocycling the specimens were immersed in basic fuschin dye for measuring marginal leakage. The shear bond strength was measured with Instron and the maximum dye penetration was measured to 0.1mm. The types of fractured patterns were determined with stereoscope($\times 7.5$). The results are as follows.

1. The difference between 3 RMGICs and a conventional GIC in shear bond strength was not statistically significant. It seemed that RMGICs had lower shear bond strength than resin cement. ($p < 0.01$)
2. The mean scores of marginal leakage had no significant difference between the resin cement and 3 RMGICs but it was much higher in conventional GIC than the RMGICs ($p < 0.05$)
3. It was determined that the manufacturer and the methods of dentin pretreatment determined the pattern of fracture surfaces and the frequency of adhesive failure between teeth and 3 RMGICs stood as in following order - Vitremer, Advance, Fuji Duet. ($p < 0.01$)

When the fracture pattern was analyzed, it could be said that the materials and the method of dentin pretreatment have much effect on bonding states. This means that the dentin bonding agents should be improved. But the limited products in this experiment can not evaluate the physical properties of the entire RMGICs. Therefore a further study which can evaluate various RMGICs should be in progress to develop better cements.

Key words : Resin modified glass ionomer cement, Resin cement, Chemical cure, Dual cure, Shear bond strength, Marginal leakage