

가시광선중합화에 따른 충전용 Glass Ionomer Cement의 물리적 성질에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

신동훈 · 권혁춘

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 사진 부도
- 영문 초록

I. 서 론

이상적인 치과치료란 가능한 한 자연 그대로의 치질을 회복시켜 주는 것으로 저작 및 발음 등의 기능회복과 더불어 형태등의 심미적 수복도 의미한다. 그러나 과거의 치료는 기능회복에 주안점을 두었고 재료 또한 이러한 방향으로 발전되어 왔지만 근래 들어 환자들의 미에 대한 욕구증진과 더불어 가급적 치질삭제를 적게 하면서 수복가능한 물질을 추구하게 된 것이다.

이러한 관점에서 볼 때 심미성 수복물은 20세기 초의 규산염 cement을 시작으로 일부는 산부식을 수반하는 복합 resin으로 또 일부는 Glass Ionomer (GI) cement으로 개발되었다. 이중 규산염 cement의 장점을 이용하는 새로

운 물질을 개발하기 위한 노력의 결과 Smith¹⁾는 중합탄산염 cement을 개발함으로써 치질에의 직접결합을 가능케하였으며 Wilson²⁾은 기계적 성질 및 생체친화성이 우수한 새로운 glass분말과 치질과의 접착력을 갖고있는 poly(acrylic) acid를 사용하여 glass ionomer cement를 만들어 내었다.

그러나 개발초기의 물질은 너무 짧은 작업시간과 느린 경화등으로 실용화에 어려움을 보였으며 이에 Crisp³⁾은 주석산(tartaric acid)을 이용하여 경화를 촉진시켰고 시간경과에 따라 점차 굳어가는 액체의 단점을 보완하기 위해 acrylic acid와 itaconic acid의 공중합체를 사용하기도 하였다⁴⁾. 한편 불안정한 polyalkenoic acid의 단점을 보완하기 위해 Wilson⁵⁾, McLean⁶⁾은 산용액을 동결건조시켜 분말에 첨가하여 물이나 주석산과 혼합하여 충전하기도 하였다. 또한 GI cement에 무기질 또는 유기질을 첨가하여 물성을 좋게하려는 시도도 있었는데 Sced⁷⁾은 탄소와 은-주석 섬유를 Simmons⁸⁾는 아말감 분말을, McLean⁹⁾은 ceramic-coated silver particles, Øilo¹⁰⁾은 산화알루미늄(Al_2O_3)을 첨가한 바 있으며 유기질로는 McKinney¹¹⁾이 vinyl 단량체를 첨가하여 마모 및 깨지기 쉬운 성질을 줄이려 한 바 있다.

이처럼 여러 단계의 연구를 거쳐 현재 사용

본 연구는 1991년도 서울대학교 병원 특진연구비의 일부 보조로 이루어졌음.

되고 있는 GI cement은 alumino-fluoro-silicate glass를 분말로(염기), polyelectrolyte를 액체로(산) 사용하여 산-염기 반응에 의한 경화가 일어나는 물질로^{12,13)} 경화시 미약한 온도 상승¹⁴⁾, 불소방출 및 치질에의 침착에 의한 항우식 효과^{15,16)}, 치질에의 물리화학적 결합¹⁷⁻²⁰⁾, 경미한 치수 및 치은반응²¹⁻²⁵⁾, 치아와 유사한 열팽창계수²⁶⁾ 등의 장점으로 인해 충전용, 접합용, 치면열구전색용, 이장용(liner and base)으로 치의학분야에서 다양하게 사용되고 있다.

그러나 아직도 적은 강도 및 파절 저항, 높은 마모도등의 제약으로 심미성 GI cement은 힘을 적게 받는 부위에 한해 사용되고 있으며 습기 및 건조에 대해 매우 민감하므로 술자나 주위 여건에 의해 물성이 좌우되는 단점이 있다. 이에 80년대말부터 수지성분을 첨가하여 광중합화를 가능케함으로써 치료시간의 단축 및 조작을 용이하게 하고 술자에 따른 의존도를 줄여 보다 증진된 물성을 갖게하는 방법이 시도되었던 것이나 그동안 이장용과 치면열구전색용에만 사용되다 91년 말에 와서 충전용이 개발되었고 국내에는 92년 초에 소개되었으나 아직 이에 대한 연구가 많지 않고 그들의 물성 등에 대해 알려진 바도 적은 실정이다.

이에 본 저자는 충전용 GI cement의 가시광선중합화를 이루기 위해 자가중합형 충전용 GI cement의 분말성분과 가시광선중합이 가능

한 이장용 GI cement의 액체 성분을 일정비율로 섞어 물성 실험을 하여 자가중합형과 비교 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1) 실험 재료

대조군으로는 자가중합형 충전용 GI cement인 GC Fuji II(G-C社, Japan)를, 실험군으로는 GC Fuji II의 분말과 가시광선중합이 가능한 이장용 Vitrabond(3M社, Germany)의 액체를 사용하였으며(표 1), 변연누출 실험에 사용된 치아는 교정 및 치주질환으로 인해 발거된 대구치 60개로 균열등의 손상이 없는 것을 이용하였다.

2) 실험 방법

대조군은 분액비를 중량비 2.2:1로 하여 1mg단위까지 화학천평(NL-200TP, Shimadzu, Japan)으로 측정후 아말감 capsule에 넣어 8초간 혼합하였고 실험군은 각기 중량비 2.5:1, 3.0:1, 3.5:1을 실험 1군(이하 1군으로 약함), 실험 2군(이하 2군으로 약함), 실험 3군(이하 3군으로 약함)으로 하여 대조군과 같은 방법으로 8초간 혼합한 다음 주입기

표 1. 실험 재료

	조 성	분 액 비	제 품	제 조 회사	Batch.No.
대조군	powder* liquid**	2.2 : 1	GC Fuji II	G-C	P : 221282 L : 121001
실험 1군	powder* liquid***	2.5 : 1	GC Fuji II Vitrabond	G-C 3M	P : 221282 L : 7512
실험 2군	powder* liquid***	3.0 : 1	GC Fuji II Vitrabond	G-C 3M	P : 221282 L : 7512
실험 3군	powder* liquid***	3.5 : 1	GC Fuji II Vitrabond	G-C 3M	P : 221282 L : 7512

* : Zinc alumino-fluoro-silicate glass(100%), trace of Iron oxide, Titanium oxide

** : distilled water 60%, polyarylic acid 40%

*** : aqueous solution of a polyacrylic acid copolymer containing pendant methacrylate groups together with less than 10% of HEMA and camphorquinone etc.

(Yamaura seisakusho Ltd., Japan)로 충전하여 아래와 같은 실험을 시행하였으며 각 실험결과는 Paired t-Test, ANOVA의 Scheffe F-test, Fisher PLSD를 이용하여 유의성을 검정하였다. 한편 실험군의 중합에 사용된 가시광선조사기는 광범위한 조사가 가능한 TRIAD II (Dentsply, U.S.A.)로 하였으며 치아를 이용한 변연누출 실험에서만 Visilux™ 2(3M, Germany)를 사용하였다.

A) 압축강도

Biostar(SCHEU-DENTAL, Germany)를 이용하여 내경 $6.0 \pm 0.1\text{mm}$, 높이 $12.0 \pm 0.1\text{mm}$ 의 빗뚜과가 가능한 고무주형을 제작한 다음 각 재료를 혼합, 주입기를 이용하여 충전한 후 vinyl과 슬라이드유리로 덮어 압력을 가하여 대조군은 혼합시작부터 5분간 자가중합시켜 증류수가 담긴 petri dish에 넣고 37°C 배양기에 1시간 및 3주동안 보관하였고 실험군은 TRIAD II 가시광선조사기 내에서 혼합시작부터 5분까지 중합시킨 다음 같은 방법으로 보관하였다. 각 군당 시편은 5개씩 제작하였으며 압축강도 측정전에 여분을 제거하고 No.600의 사포(sandpaper)로 평행도를 맞춘 후 만능시험기(MTS 810, MTS system corporation, U.S.A.)를 이용하여 총중량 1000kg, cross-head속도 $1.0\text{mm}/\text{min.}$ 으로 측정하였고 파단면을 천조시켜 금이온 증착하여 SEM(ESI-SS 130, Akashi, Japan)으로 관찰하였다.

B) 파괴인성

Biostar로 폭 $4.0\text{mm}(W) \times$ 두께 $4.0\text{mm}(B) \times$ 길이 45.0mm 의 막대형태 시편을 각 군당 3개씩 제작, 압축강도와 같은 방법으로 2달 동안 보관한 후 다음에 두께 0.4mm , 길이(a) 1.5mm 의 V자형 자국을 micro-cutter로 부여하여 SEN(single-edge notch)형으로 형성한 다음(그림 1), 만능시험기를 이용하여 cross-head속도 $0.5\text{mm}/\text{min.}$, span거리(L) 40mm 로 3점 굴곡 시험법을 시행하였으며 파괴인성치(K_{Ic})를 다음과 같은 수식에 의거하여 산출하였다.

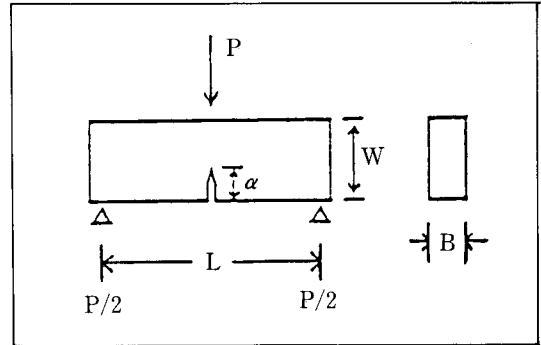


그림 1. Single edge notch 모형도

$$K_{Ic} = Y \frac{3PL}{2BW^2} \sqrt{a}$$

$$Y = 1.96 - 2.75 \left(\frac{a}{W}\right) + 13.66 \left(\frac{a}{W}\right)^2 - 23.98 \left(\frac{a}{W}\right)^3 + 25.22 \left(\frac{a}{W}\right)^4$$

Y : function of a/w

P : peak load of failure (N)

C) 주사전자현미경상

내경 20mm , 높이 1mm 의 금속주형에서 상기 방법으로 제작 및 37°C 배양기에 1주일 보관한 후 24시간 건조시킨 다음 diamond paste로 미세연마하여 0.2% 인산(H_3PO_4)으로 10초 동안 산부식시켰다. 이후 금이온 coater (Eiko, IB-3, Japan)를 사용하여 금이온을 증착한 다음 주사전자현미경(ESI-SS 130, Akashi, Japan)으로 3,000배로 관찰하여 주사전자현미경상을 얻었다. 또한 분액비에 의한 차이를 참고하기 위해 대조군의 분액비를 실험군과 같이 $2.5:1$, $3.0:1$, $3.5:1$ 로 하여 비교관찰하였다.

D) X-ray 회절기

SEM시편처럼 제작 및 보관된 각각의 원형 cement을 mortar와 pestle을 이용하여 미세분말화시킨 다음 sample holder에 다져 넣은 후 cover glass로 표면을 평활하게 하여 30KV , 20mA , scanning speed : $3^\circ/\text{min.}$, scanning angle(2θ) : $10^\circ-70^\circ$ 로 X-ray diffractometer (PW1710, Phillip, Holland)를 이용하여 결정성 peak를 분석하였으며 결정화되는 경향을

참조하기 위하여 GC Fuji II의 분말도 함께 관찰하였다.

E) 수용성 성분의 유리량

polypropylene재질로 된 용기(용량 : 20ml)를 60°C dry oven에 47시간 건조시킨 후 건조기에서 1시간동안 건조시켜 무게(m₂)를 측정한다. 한편 용기를 건조기에 넣는 시각에 맞춰 각 재료를 혼합하여 내경 20mm, 높이 1mm의 split stainless steel 주형에(무게(m₁))를 측정해놓은 waxed floss silk를 주형내로 10mm정도 삽입시켜) 상기방법으로 충전 및 중합한 다음 37°C배양기에 혼합시작부터 1시간까지 보관한 후 용기에 넣어 무게측정(m₃)을 하였다.

이후 10ml의 증류수를 용기에 넣어 floss silk를 끼운 채 뚜껑을 덮어 시편을 잠기게한 상태에서 상기 방법으로 23시간, 3주동안 보관하였으며(가급적 시편이 용기에 닿지않도록 유의하였다) 시간경과후 용기에서 시편을 꺼내고 60°C dry oven에 뚜껑을 연 상태로 47시간 증발시킨 다음 건조기에서 1시간동안 건조시켜 무게(m₄)를 측정하였다. 각 군당 4개씩의 시편을 제작하였으며 용기의 무게증가를 참고하기 위해 별도의 빈 용기로 1일 및 3주동안 같은 실험을 시행하여 무게증가(m₅)을 측정하였다. 모든 무게측정은 0.1mg까지 하였으며 수용성 정도(S)는 다음과 같은 공식에 의해 용해전 시편에 대한 중량비로 산출하였다.

$$S = \frac{m_4 - (m_5 + m_2)}{m_3 - (m_2 + m_1)} \times 100 (\%)$$

m₁ : wt. of floss silk

m₂ : wt. of desiccated bottle before test

m₃ : wt. of bottle, specimen and floss silk

m₄ : wt. of desiccated bottle after test

m₅ : increased wt. of empty bottle

F) 변연 누출도

각 군당(범랑질변연군, 상아질변연군, 범랑질 및 상아질/백악질변연군) 20개씩 총 60개의 대구치를 사용하였으며 각 재료당 5개의 치아

에 협·설측 와동을 형성하여 총 10개의 와동을 대상으로 하였다. 범랑질변연군은 자연치면 상태로 상아질변연군, 범랑질과 상아질/백악질변연군은 협·설측의 치면삭제를 통해 적정 치면을 노출시켰으며 근첨부에 구멍을 형성하여 silk로 묶고 nail varnish를 5회 도포하였다.

이후 협·설면에 tape를 두겹으로 붙인 후 와동이 형성될 부위만 제거해내어 No.330 bur로 4×3mm, 깊이 2.0mm의 와동형성을 하고 저속용 bur로 마무리하여 수세 및 건조시킨 다음 각 재료를 적절히 혼합, mylar strip을 이용한 압박충진을 시행하고 혼합시작 5분후에 증류수가 담긴 petri dish에 넣어 37°C배양기에 보관하였다. 이때 실험군은 Visilux™2로 1분만 광중합시켰다. 24시간경과후 여분을 제거하고 tape를 떼어낸 다음 thermocycling unit을 이용하여 0°C와 55°C에서 각각 1분씩 100회동안 온도 변화를 준 후 2% methylene blue색소용액에 와동부위가 충분히 잠기도록 매달아 놓은 상태로 37°C배양기에 24시간 보관하였다. 표면에 묻은 색소를 없애기 위해 흐르는 물에 수세하고 No.600사포로 연마한 후 disc로 와동의 중앙부를 따라 협·설측으로 양분하여 각 와동의 색소침투도를 식물확대 현미경(SD-1 P, Nikon, Japan)을 이용하여 20배율로 관찰하였다. 본 실험에 사용된 색소침투도 판정은 다음과 같은 기준으로 하였다(표 2 및 그림 2).

G) 표면조도

내경 12mm, 높이 10mm의 원통형 구멍이 형성된 금속주형에 분리제를 바른 다음 하부 8mm는 치과용 경석고로 채워 경화시킨 후 상부에 각각의 재료를 혼합하여 충전한 위에 슬라이드유리와 100gm의 하중으로 혼합시작부터 5분까지 중합시킨 후 제거하여 증류수가 담겨 있는 petri dish에 넣어 37°C의 배양기에 24시간 보관하였다. 이때 실험군은 1분동안 하중을 부여한 상태로 가시광선중합을 한 후 나머지 시간동안은 하중을 제거한 다음 중합시켰다.

각 군당 3개씩의 시편을 제작하여 시편당 3회씩 표면조도측정기(surf-com, E-MD-SO3

표 2. 색소침투도

- 0: 색소침투가 전혀 없는 정도
- 1: 색소침투가 와동측벽의 외측 1/2에 국한되는 정도
- 2: 색소가 와동측벽의 내측 1/2까지 도달하나 와동의 기저면에는 미치지 못하는 정도
- 3: 색소가 와동의 기저부까지 침투한 정도

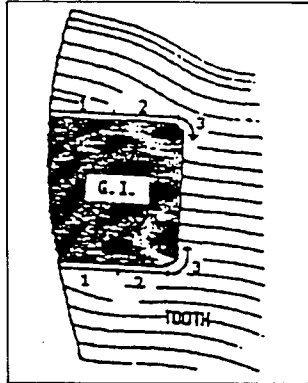


그림 2. 색소침투도

A, TOKYO SEIMITSU, Japan)를 사용하여 chart속도(3mm/sec.), tracing속도(0.06mm/sec.)로 수평거리 2mm, 종배율 1만배로 표면조도측정후 중심선 평균 거칠기(R_a)를 산출하였으며 모든 측정은 기준시편($R_{max} : 1.5\mu m$, $R_a : 0.45\mu m$)을 이용하여 표면조도측정기를 영점조정후 시행하였다.

표 3. 압축강도 (MPa)

	1시간	3주
대조군	100.2±7.3	124.5±25.0
실험 1군	79.3±5.4	118.7± 5.0
실험 2군	107.6±3.4	138.8± 7.5
실험 3군	118.6±1.2	152.9± 8.7

표 5. 3주후 각 군간의 유의성 검정

	대조군	실험1군	실험2군	실험3군
대조군		0.14	0.87	3.46*
실험 1군	0.14		1.73	5.01*
실험 2군	0.87	1.73		0.86
실험 3군	3.46*	5.01*	0.86	

Scheffe F-test *significant at 95%

III. 실험 성적

A) 압축 강도

1시간 및 3주후 실험에서 모두 실험 1군이 가장 낮았으며 대조군, 2군, 3군순으로 높은 강도를 보였고(표 3), 1시간후 실험에서는 대조군 및 2군에 비해 1군이 유의성있는 적은 강도를, 3군이 높은 강도를 보였으며 1군 및 3군에 대해서는 다른 모든 군이 유의성이 있었다(표 4). 그러나 3주후 실험에서는 3군에 대해서만 대조군 및 1군이 유의성있는 낮은 강도를 보였고(표 5), 시간경과에 따라 모든 실험군의 압축강도가 유의성있게 증가하였으며 대조군은 실험군에 비해 적게 증가하였으나 편차가 크게 나타나 유의성이 없었다(표 6). 또한 대조군의 파단면은 미반응 분말입자의 파절이 없는 매끄러운 양상으로 많은 균열을 보였으며 실험군의 파단면은 미반응 분말입자의 파절과 더불어 거칠은 양상으로 대조군에 비해 균열이 적게 나타났다(그림 3-6).

B) 파괴인성

제작과정상의 문제로 인하여 실험 1군은 평가에서 제외하였으며 대조군은 0.32, 2군은 1.

표 4. 1시간후 각 군간의 유의성 검정

	대조군	실험1군	실험2군	실험3군
대조군		15.30*	1.92	11.91*
실험 1군	15.30*		28.06*	54.19*
실험 2군	1.92	28.06*		4.26*
실험 3군	11.91*	54.19*	4.26*	

Scheffe F-test *significant at 95%

표 6. 시간에 따른 압축 강도 증감

	Mean difference	Scheffe F-test
대조군	24.3	4.359
실험 1군	39.4	151.868*
실험 2군	31.2	71.024*
실험 3군	34.3	75.667*

*significant at 95%

표 7. 파괴 인성(K_{IC})

	K_{IC} (MPa.m ^{1/2})
대조군	0.32±0.02
실험 2 군	1.15±0.02
실험 3 군	0.75±0.11

표 9. 수용성 성분 유리량 (% wt/wt)

	1일	3주
대조군	0.131±0.025	0.282±0.025
실험 1 군	0.077±0.020	0.285±0.015
실험 2 군	0.096±0.018	0.207±0.028
실험 3 군	0.043±0.029	0.148±0.012

표 11. 3주후 각 군간의 유의성 검정

	대조군	실험1군	실험2군	실험3군
대조군		0.02	8.57*	26.98*
실험 1 군	0.02		9.40*	28.43*
실험 2 군	8.57*	9.40*		5.14*
실험 3 군	26.98*	28.43*	5.14*	

Scheffe F-test *significant at 95%

15, 3군은 0.75 MPa.m^{1/2}로(표 7) 대조군에 비해 모든 실험군이 유의성이 있는 증가된 수치를 보였으나 같은 가시광선중합형간에도 2군이 3군에 비해 파절저항이 컸다(표 8).

C) 주사전자현미경상

각 군 모두 다양한 크기의 미반응 분말입자들이 silica gel “halo”에 둘러싸인채 polysalt 기질내에 묻어 있는 양상으로 나타났으며 모든 실험군이 대조군에 비해 미반응 분말입자의 밀도가 높았고 분액비가 높을 수록 더 조밀한 양상을 보였다. 한편 균열현상은 미반응 분말입자의 경계부와 기질내에서 나타났으며 대조군에서 가장 많이 형성되었고 같은 분액비인 경우에도 대조군과 같은 형태의 자가중합형인 GC Fuji II에서 더 심하게 나타났다(그림 7-13).

D) X-ray 회절상

표 8. 각 군간 유의성 검정

	대조군	실험 2 군	실험 3 군
대조군		85.05*	21.78*
실험 2 군	85.05*		20.75*
실험 3 군	21.78*	20.75*	

Scheffe F-test *significant at 95%

표 10. 1일후 각 군간의 유의성 검정

	대조군	실험1군	실험2군	실험3군
대조군		3.57*	1.49	9.40*
실험 1 군	3.57*		0.45	1.40
실험 2 군	1.49	0.45		3.40
실험 3 군	9.40*	1.40	3.40	

Scheffe F-test *significant at 95%

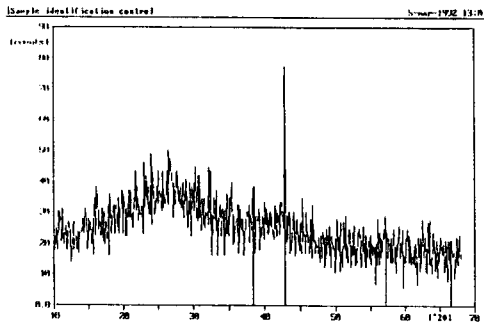
GC Fuji II의 분말 및 각 군 모두 결정질의 날카로운 peak가 형성됨이 없이 2θ가 약 10° 범위의 “halo” peak형태로 전형적인 비정질의 양상을 보였으며 분말과 비교해 볼 때 액체와 혼합시 intensity의 감소가 일어났고 특히 가시광선중합형의 경우 intensity의 감소와 더불어 half-value의 감소가 나타나 대조군에 비해 결정성이 증가된 것을 보였다(그림 14, 15).

E) 수용성 성분의 유리량

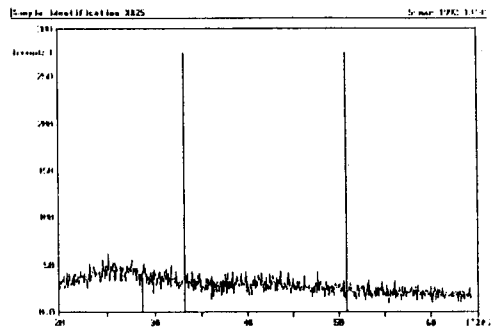
1일후에는 대조군이 가장 많은 유리가 일어났으며, 2군, 1군, 3군순으로 적었고 3주후에는 대조군과 1군이 가장 많았고 3군이 가장 적었다(표 9). 1일후에는 대조군에 비해 1군 및 3군이 유의성을 보였으나 2군에 비해서는 모든 군이 유의한 차이가 없었고(표 10), 3주후에는 대조군과 1군사이를 제외한 모든 군간에 유의성이 있었다(표 11). 또한 1일에 비해 3주경과 후에는 모든 군에서 유의성있게 증가된 유리를 보였다(표 12).

F) 변연누출도

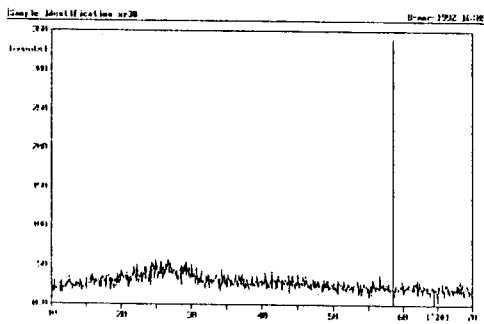
모든 실험에서 대조군이 실험군에 비해 많은 누출을 보였으나(표 16), Fisher PLSD 유의성검정결과 범랑질변연군에서는 대조군에 비해 2군과 3군이 유의성있는 적은 변연누출을 보였



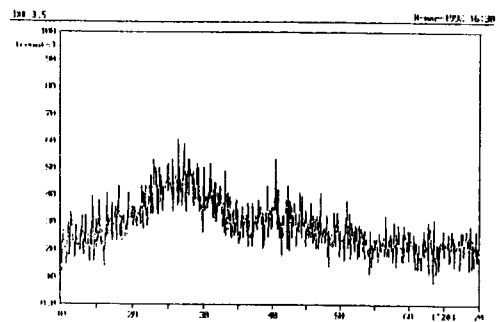
A) 대조군



B) 실험 1군



C) 실험 2군



D) 실험 3군

그림 14. X-ray 회절상

- A) XRD image of control group
- B) XRD image of experimental No. 1 group
- C) XRD image of experimental No. 2 group
- D) XRD image of experimental No. 3 group

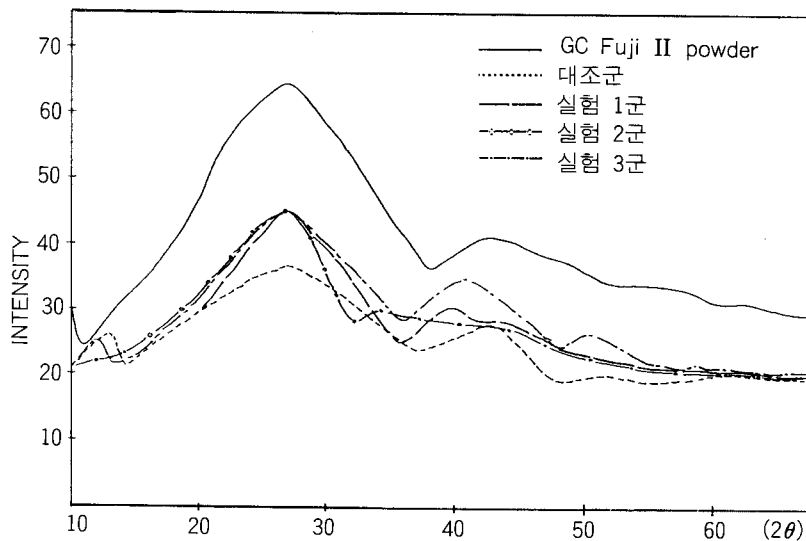


그림 15. GC Fuji II powder 및 각군의 XRD image 중첩도.

표 12. 시간에 따른 유리량 증감 (% wt/wt)

	Mean difference	Scheffe F-test
대조군	0.150	26.038*
실험 1 군	0.208	58.222*
실험 2 군	0.110	14.725*
실험 3 군	0.105	22.519*

*significant at 95%

고 상아질변연군에서는 각 구간 차이가 없었으며 법랑질 및 상아질/백악질변연군에서는 단지 대조군에 비해 1군만 적은 누출을 보였다(표 20). 한편 Paired t-Test결과 변연부위가 같은 치질의 경우(법랑질변연군, 상아질변연군) 교합면측과 치은측의 변연누출 차이는 유의성이 없었으며(표 13, 14, 17, 18), 다른 치질일 경우(법랑질 및 상아질/백악질변연군) 상아질/백악질변연에서 법랑질변연에 비해 유의성있는 많은 누출을 모든 재료에서 보였다(표 15, 19).

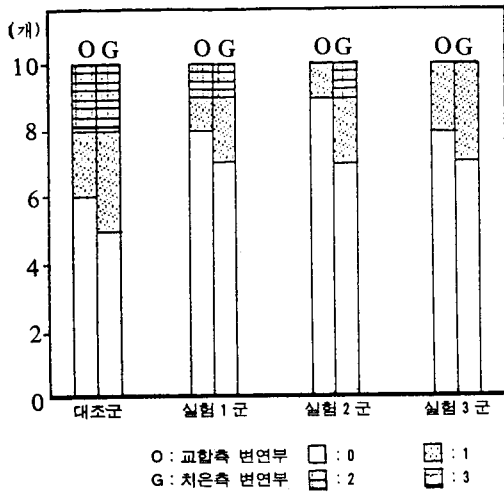


표 13. 법랑질변연군의 변연누출도

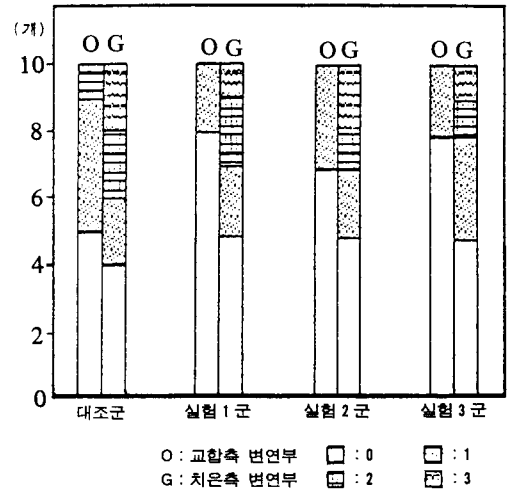


표 14. 상아질변연군의 변연누출도

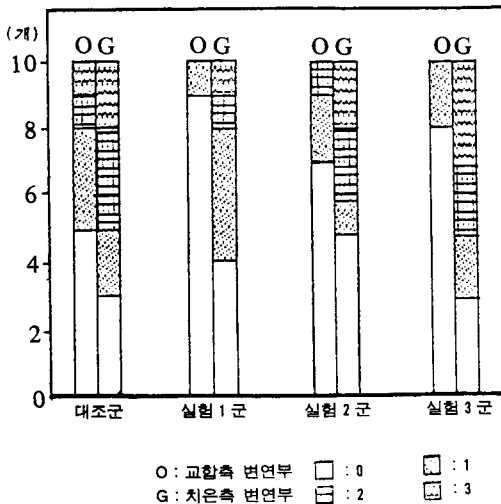


표 15. 법랑질 및 상아질/백악질변연군의 변연누출도

표 16. 변연 누출도

변연부위		Mean	Std. Dev.
법랑질 변연군	대조군	1.0	1.26
	실험 1 군	0.45	0.83
	실험 2 군	0.3	0.73
	실험 3 군	0.25	0.44
상아질 변연군	대조군	0.9	0.97
	실험 1 군	0.6	0.94
	실험 2 군	0.65	0.99
법랑질 및 상아질/백악질 변연군	대조군	1.2	1.2
	실험 1 군	0.55	0.89
	실험 2 군	0.7	1.03
	실험 3 군	0.85	1.14

표 17. 법랑질변연군의 Paired t-Test

	Mean difference	Paired t value	Prob. (2 tail)
대조군	0.2	0.48	0.6424
실험 1 군	0.3	1.406	0.1934
실험 2 군	0.4	1.809	0.1039
실험 3 군	0.1	0.429	0.6783

*significant at $P \leq 0.05$

표 18. 상아질변연군의 Paired t-Test

	Mean difference	Paired t value	Prob. (2 tail)
대조군	0.4	1.809	0.1039
실험 1 군	0.6	1.406	0.1934
실험 2 군	0.7	1.769	0.1108
실험 3 군	0.5	1.464	0.1773

*significant at $P \leq 0.05$

표 19. 법랑질 및 상아질/백악질변연군의 Paired t-Test

	Mean difference	Paired t value	Prob. (2 tail)
대조군	0.8	2.228	0.0528*
실험 1 군	0.9	2.377	0.0414*
실험 2 군	0.8	2.228	0.0528*
실험 3 군	1.3	3.881	0.0037*

*significant at $P \leq 0.05$

표 20. Fisher PLSD 검정후 유의성이 있는 군간의 모습

변연 부위		Mean difference	Fisher PLSD
법랑질 변연군	대조군 vs 실험 2 군	0.7	0.61*
	대조군 vs 실험 3 군	0.75	0.61*
법랑질 및 상아질 /백악질 변연군	대조군 vs 실험 1 군	0.65	0.61*

*significant at 95%

표 21. 중심선 평균거칠기 (R_a)

	R_a (μm)
대조군	0.43 ± 0.22
실험 1 군	0.11 ± 0.02
실험 2 군	0.12 ± 0.02
실험 3 군	0.14 ± 0.04

G) 표면조도

대조군 0.43, 실험군은 0.11-0.14 μm 으로 1 μm 이하의 평탄한 조도를 보였고(표 21, 그림 16), 대조군에 비해 모든 실험군이 유의성있는 적은 수치를 보였으나 실험군간에는 유의성있는 차이가 없었다(표 22).

IV. 총괄 및 고안

شمي성 수복물로 오랜 기간동안 사용되어온 규산염 cement의 장점을 이용하는 새로운 물질을 개발하기 위한 노력의 결과 Smith¹⁾는 polyacrylic acid를 사용하여 중합탄산염

표 22. 각 군간의 유의성 검정

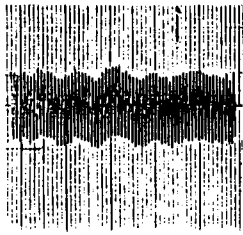
	대조군	실험1군	실험2군	실험3군
대조군		12.11*	11.86*	9.85*
실험 1 군	12.11*		1.33E-3	0.12
실험 2 군	11.86*	1.33E-3		0.09
실험 3 군	9.85*	0.12	0.09	

Scheffe F-test

*significant at 95%

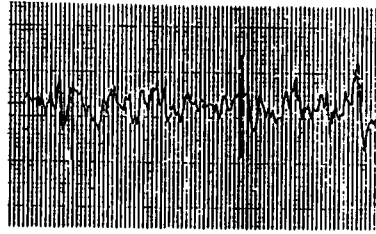
cement을 개발함으로써 치질에의 직접 결합을 가능케하였으며 Wilson등²⁾은 새로운 glass분말과 poly(acrylic) acid를 이용, glass ionomer cement를 만들어 분말성분의 물리적 장점과 액체성분의 장점인 치질과의 결합력을 살린 바 있다.

그러나 개발초기의 물질은 너무 짧은 작업시간과 느린 경화등으로 실용화에 어려움을 보였으며 이에 Crisp등³⁾은 주석산을 이용하여 경화를 촉진시켜 ASPA II를 개발하였는데 이것이 실질적인 최초의 GI cement이다. 또한 시간경

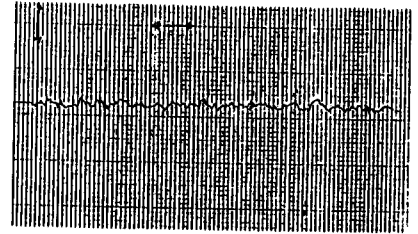


기준 시편의 표면조도

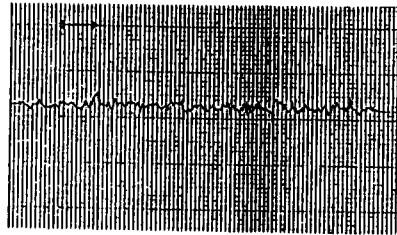
$R_{max} : 1.5\mu m$
 $R_a : 0.45\mu m$
 1Div : $0.1\mu m$



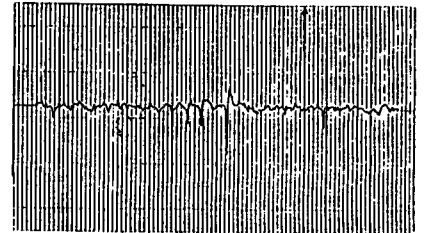
대조군의 표면조도



실험 1군의 표면조도



실험 2군의 표면조도



실험 3군의 표면조도

그림 16. 기준 시편 및 각군의 표면조도

과에 따라 점차 굳어가는 액체의 단점을 보완하기 위해 Crisp⁴⁾은 acrylic acid와 itaconic acid의 공중합체를 사용하기도 하였으며 Tezuka²⁷⁾, Suzuki²⁸⁾는 dicarboxylic 또는 tricarboxylic acid를 함께 사용하여 물성의 증진을 꾀하기도 하였다.

한편 Schmidt²⁹⁾은 염산으로 glass분말입자 표면의 calcium입자들을 미리 제거함으로써 수분에의 민감성을 줄이려 하였으며 불안정성의 polyalkenoic acid의 단점을 보완하기 위해 Wilson⁵⁾, McLean⁶⁾은 산용액을 동결건조시켜 분말에 첨가함으로써 고분자량 및 고농도의 산용액사용을 가능케 한 바 있다. 또한 GI cement에 무기질 또는 유기질을 첨가하여 물성을 좋게하려는 시도도 있었는데 sced⁷⁾은 탄소와 은-주석 섬유를 첨가하여 굴곡(flexural)강도의 증가를 보고한바 있으며 Simmons⁸⁾은 아말감분말을, McLean⁹⁾은 ceramic-coated silver particles, ϕ ilo¹⁰⁾은 산화알루미늄을 첨가한 바 있으며 이와같은 물성 증진에 대해 Tay³⁰⁾은 sintering된 연한 은입자들이 응력(stress)을 흡수하기 때문이라고 하였

다. 또한 유기질로는 McKinney¹¹⁾이 vinyl 단량체를 첨가하여 파절 및 마모를 줄이려한 바 있다.

그러나 여전히 파절이 쉽게 되며 강도등이 작고 연마가 어려우며 경화초기에 습기 및 건조에 민감하다는 점등으로 인해 사용범위에 제한을 받고 있으며 특히 조작시의 여건과 개개인의 숙련도에 따라 물성이 좌우될 수 있어 이러한 단점들의 극복을 위해 가시광선 중합법도 도입된 것으로 Antonucci³¹⁾는 HEMA와 같은 단량체를 화학중합/광중합 성분에 첨가하여 혼성(hybrid)물질을 만들어 이원적인 중합을 가능케 하였으며 이와같은 가시광선중합에 의해 얻어질수 있는 장점들은 상아질 및 복합 resin에 대한 결합력이 높아진다는 것과 강도증가, 균열에 대한 저항, 수분에 대한 용해도, 조작등에 유리하다는 것, pH의 급격한 상승, 작업시간의 증가 및 경화시간의 단축등으로 예상할수 있는데 이는 이미 여러 학자들^{18,32-37)}에 의해 기존의 가시광선중합형 이장용 GI cement에 대한 실험에서 밝혀졌다. 한편 Croll³⁸⁾은 이러한 가시광선중합형 이장용 GI cement를

유치에 2년간 중간(interim) 수복재로 사용한 바 있다.

이처럼 심미성 충전용 GI cement에는 가시광선중합법이 실용화되고 있지 못하다 극히 최근에 국내에 소개된 바 있으나 이들의 물성에 대해 알려진 바가 적어 가시광선중합 가능성 여부 및 장·단점을 파악하기 위해 본 실험에서는 기존의 자가중합형 GC Fuji II분말과 가시광선중합형 이장용 GI cement인 Vitrabond의 액체를 혼합하여 물리적 성질을 분석하였다. 분액비의 정확한 측정을 위해 화학천평을 사용하였고 혼합시의 오차를 줄이기 위해 아말감 capsule을 이용하여 기계적으로 시행하였으며 예비실험을 통해 비교적 충전용으로 적절한 점도의 분액비를 선택하여 실험군으로 하였다.

강도에 있어 Φ ilo³⁹⁾는 같은 GI cement일지라도 압축강도등이 다르다고 하였고 Prosser 등⁴⁰⁾은 굴곡강도가 투명한 것보다 불투명한 분말입자가 크며 polyacid의 분자량이 클수록 커지나 일정분액비를 넘게 되면 미반응 분말입자를 잡아줄 수 있는 기질을 조성하는데 있어 polyacid가 불충분하게 되므로 강도가 급속히 감소한다고 하였다. 또 Drummond 등⁴¹⁾은 시간경과에 따라 압축강도가 증가한다고 하였으며 crisp 등⁴²⁾은 이러한 현상이 이온결합의 수가 증가하기 때문이라고 하였고 Wilson 등⁴³⁾은 치과용 cement의 수화(hydration) 정도와 강도 사이에 정비례관계가 성립되기 때문이라고 하였다. 즉 수화정도는 비증발성 수분/증발성 수분을 의미하는 것으로 시간이 경과할수록 수화에 의한 비증발성 수분의 증가가 일어나며 증발성 수분은 가소제(plasticizer)로 작용한다고 하였다.

본 실험에서도 모든 실험군의 1시간후 압축강도에 비해 3주후의 강도가 증가한 것으로 나타났다으며 대조군의 경우에는 편차가 큰 관계로 유의성이 없어 보였으나 이는 실험상의 오차로 보이며 실질적인 증가가 된 것으로 사료된다. 이는 자가중합형의 물성재현이 가시광선중합형보다 어렵다는 것을 뜻하기도 한다. 그리고 실험군만 비교해 볼 때 1군이 가장 낮게 나온 것은 분액비가 낮을수록 경화속도가 늦기

때문이라는 Crisp 등⁴⁴⁾의 결과로 설명되며 분액비가 커질수록 크게 나타난 점은 Prosser⁴⁰⁾의 결과와도 일치하였다. 또한 1군의 압축강도가 대조군보다 적은 것은 본실험에 사용된 분말성분에 감광제(photosensitizer)가 없다는 사실과 HEMA에 의한 산-염기 경화반응의 방해에 어느정도 기인하는 것으로 사료된다.

하지만 압축강도는 시편의 기하학적 구조, 크기, 측방압등에 따라 다르므로 재질의 부서지기 쉬운 성질을 표시하기에 불충분하여 파절응력이 아닌 파절에 대한 저항의 표시인 파괴인성(fracture toughness, K_{Ic})을 측정하였는데 파괴인성치가 적다는 것은 불안정한 균열이 쉽게 일어난다는 의미⁴⁵⁾이며 파괴인성치는 변연부의 열화(deterioration)나 표면의 깨짐(chipping)과 관련지어 생각할 수 있다⁴⁶⁾고 하였다.

한편 치질의 파괴인성에 대해 Mowafy 등⁴⁷⁾은 상아질이 $3.08 \pm 0.33 \text{ MNm}^{-1.5}$ 정도이며 Hassan 등⁴⁸⁾은 법랑질이 $0.7-1.27 \text{ MNm}^{-1.5}$ 로 석회화 정도에 따라 치아마다, 같은 치아라도 부위마다 다르다고 하였는데 위와 같은 수치로 볼 때 현재 사용되고 있는 많은 수복재료들이 상아질에 비해 매우 파절되기 쉬운 것을 알 수 있다.

이러한 GI cement의 파괴인성치에 대해 Lloyd 등⁴⁹⁾은 GC Fuji II GI cement이 0.255 ± 0.029 , Chemfil은 $0.451 \pm 0.091 \text{ MNm}^{-1.5}$ 로 복합 resin인 Heliosit 0.903 ± 0.094 , Prismafil 1.295 ± 0.269 보다 매우 적었으며 resin의 경우 filler를 첨가함으로써 파괴인성이 증가한다고 하였고 Mathis 등⁴⁶⁾은 가시광선중합화를 통해 GC Fuji II의 파괴인성이 1시간후 0.18 ± 0.03 에서 $0.27 \pm 0.03 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 으로 증가하였으나 24시간후에는 차이가 없다고 하였다. 또 구치부에 사용가능한 Ketac Silver의 경우 Lloyd 등⁵⁰⁾은 파괴인성($0.42 \text{ MNm}^{-1.5}$)이 수분강화형 GI cement과 유사하며 아말감보다 적다고 하였다.

그러나 현재까지의 파괴인성실험은 학자마다 다르기도 하고 주로 금속에 사용되는 ASTM-E 399⁵¹⁾를 기준으로 하였기 때문에 cement의

경우 부적절한 것으로 보이거나 상대적인 평가는 가능하다고 생각되며 S(L)/B비가 4보다는 8이 pure bending에 가까워 본 실험의 경우 10으로 설정하였으며 하중속도의 영향은 크지않아 0.5mm/sec.로 파절이 30-60초 사이에 일어남을 확인하였다. 파괴인성치는 대조군이 0.32 MPa.m^{1/2}로 실험군(2군 : 1.15, 3군 : 0.75)에 비해 적었으며 실험군내에서도 3군이 2군보다 수치가 적은 것은 가시광선중합화에 따라 파절에 대한 저항이 커지나 무한정 증가하는 것이 아니라 적절한 분액비를 넘게되면 오히려 잘 파절된다는 것을 의미한다. 그리고 파단면의 형태를 비교해 볼 때 대조군은 이미 형성된 균열을 통해 파절이 진행되어 비교적 매끈하게 형성되는데(연성과괴) 비해 모든 실험군은 불규칙하면서 미반응 분말입자들이 파절된 양태를 나타낸 것으로(취성과괴) 보아 취성과괴시 더 큰 에너지가 필요하다는 사실에 잘 부합된다. 또한 3군이 2군에 비해 저항이 작은 점은 분말입자들이 빠져나온 양상으로 볼 때 액체가 부족하여 적절한 반응을 이루지 못한 것으로 사료된다.

이와같은 균열현상은 표면의 주사전자현미경상에도 보이는데 각 군 모두 미반응 분말입자들이 siliceous "hydrogel"에 둘러싸여 기질에 묻혀있는 양태로 나타나 소량의 수지성분 첨가에 따른 변화가 적었으며 균열은 주로 기질내 또는 기질과 분말입자의 경계부에 형성되었고 이는 경화수축에 의한 것이거나 SEM시편제작과정에서 발생한 것으로 생각된다. 이러한 현상은 Swift등⁵², Smith⁵³의 관찰과 일치하며 Brune등⁵⁴은 균열이 경계부에서 시작하여 기질내로 퍼져 나간 것으로 siliceous layer의 수소결합력이 위약하기 때문이라고 하였다. 또한 Mathis⁴⁶의 결과처럼 대조군에 비해 실험군에서 균열의 정도가 적었으며 Smith⁵³는 이런 가시광선중합형 기질의 성분조정에 대해 ionic metal polyacrylate hydrogel에 polyhydroxyethyl methacrylate hydrogel이 섞여 있는 양태로 친수성 및 소수성이 공존할 것으로 보았다. 한편 입자간의 거리가 클수록 즉 미반응 분말입자의 조밀도가 작을수록 균열이 크게 나

타난 것은 비교적 경화수축이 큰 기질성분이 많기 때문인 것으로 생각되며 실험군에서 미반응 분말입자의 조밀도가 증가한 것은 같은 분액비로 채득한 GC Fuji II cement의 SEM상과 비교해 볼 때 분액비가 커진 것에 기인될 수도 있지만 새로이 첨가된 resin성분에 의한 경화기전의 변화(기존의 산-염기반응과 더불어 가시광선에 의한 경화반응이 일어나나 HEMA에 의해서 기존의 산-염기 반응은 늦춰지게 된다⁵⁵.)에 따른 가능성도 있으므로 이에 대한 보다 깊은 연구가 필요하다고 생각된다.

GI cement의 분말은 SiO₂, Al₂O₃, CaF₂ 등의 성분을 고온으로 용융시켜 그 혼합물을 적절한 크기의 입자로 갈아서 만드는데 Barry⁵⁶에 의하면 용융온도에 따라 glass의 화학적 조성 및 미세구조가 영향을 받는다고 하였다. 즉 저온(1150°C)에서는 다량의 형석(fluorite)이 불규칙한 함유물의 형태로 더 많이 형성되며 온도에 따라 소적(droplet)의 크기와 부피분율, 결정성의 차이가 생긴다고 하였고 이러한 소적들은 비정질, 부분적인 결정질, 완전한 결정질등으로 나타나며 고온처리(1300°C)에서 많이 나타나는 비정질은 다른 것들보다 크기가 작다고 하였다.

본 실험에서는 비록 유기질이기는 하나 수지성분이 첨가되어 새로운 경화기전을 갖게 되므로 결정성을 비교, 확인하기 위해 X-ray회절법^{57,58}을 사용하였으며 실험결과에서 분말 및 모든 군이 날카로운 형태가 아닌 "halo" peak로 비정질의 특징적인 소견을 보였으며 액체와 혼합시 분말에 비해 결정화도가 감소하는 것은 분말내의 금속양이온이 빠져나오는 것에 기인하는 것으로 생각되고 대조군에 비해 실험군의 half-value가 적은 것으로 미루어보아 결정화가 되어가고 있다는(partly crystalline) 것을 알 수 있으며 실험군의 결정성이 보다 높은 것으로 생각되는데 이 역시 수지성분 첨가에 따른 변화로 생각된다.

한편 수복재의 내구성에 용해도가 영향을 주는데 GI cement의 용해기전에 대해 Fukazawa등⁵⁹, Kuhn등⁶⁰은 표면 세척(surface wash-off), 확산(diffusion in the solid

state), 침식(surface corrosion) 3가지가 일어난다고 하였고 Matsuya등⁶¹⁾은 금속양이온과 산음이온사이의 용해가능한 복합체의 생성정도와 H⁺이온의 농도가 GI cement의 침식을 조절한다고 하였으며 Braden⁶²⁾은 용해가 확산에 의해 일어날 경우 시간의 제곱근에 정비례한다고 하였다. 또한 용해도에 대한 입자크기의 영향에 대해 Setchell등⁶³⁾이 보고한 바 있으며 Roulet등⁶⁴⁾은 구강내에서 복합 resin과 GI cement의 화학적 분해를 조사한 결과 수분흡수에 의한 초기팽창을 보인 후 지속적으로 용해된다고 하였고 McLean⁶⁵⁾은 GI cement의 수분에 의한 용해가 하루 후 0.3%정도로 비교적 높지만 silicate cement(0.3-1.8%) 보다는 적다고 하였다. 불소의 경우 DeSchepper등⁶⁶⁾, McCourt등³³⁾은 초기에 유리량이 많은 “burst effect”를 보인다고 하였으나 Hattab등¹⁵⁾은 8일간의 생체실험에서 불소유리가 거의 일정하다고 하였고 Crisp등⁴⁴⁾은 초기경화시 가장 용해성이 높으며 calcium이온의 유리는 거의 없이 초기 23시간동안에만 일어나고 aluminum도 소량으로 Na보다는 적게 유리되며 23시간 이후에는 유리되지 않는 반면 Silica는 지속적으로 유리된다고 하였다. 이처럼 규산염 cement과는 달리 기질에 있어 구조적으로 덜 중요한 이온들을 유리시키므로 임상적인 변성(degradation)과 직접 연관이 없다고 하였으며 분액비가 낮은 시편에서 많은 유리를 보인 것은 경화속도가 늦기 때문이라고 하였다. 본 실험에서도 1일에 비해 3주후의 양을 비교해볼때 21배의 시간증가에 대해 많아야 3배정도의 유리가 일어났으므로 경화초기에 많은 유리가 일어난다는 사실을 알 수 있다.

또한 실험군인 가시광선 중합형이 대조군인 자가중합형에 비해 모든 여건에서 용해가 적게 일어난 것은 Mathis등⁴⁶⁾의 설명처럼 수지성분의 중합에 의해 형성된 비교적 소수성의 cross-linked network가 cement내로 수분이 확산되는 것을 줄여주기 때문으로 생각된다. 이외에도 Wilson⁶⁷⁾은 specification test의 한계로 치과용 cement는 단순화합물이 아니며 평형상태도 얻기 어렵고 휘발성 성분 및 분해는 되지

만 녹지않는 성분은 계산되지 못한다고 하였다. 즉 이 실험은 기질의 분해율측정이라기 보다는 경화율 및 수분에 대한 초기 취약도를 의미하지만 cement에 수용성 염류양이 많다는 것은 물을 흡수하여 생기는 삼투압에 의해 분해될 수 있다는 것을 의미하므로 치과용 cement의 기본적인 요구조건의 기준으로 사용될 수 있다고 하였다. 또한 이러한 용해도 실험조건에 대해 McCabe⁶⁸⁾는 정적인 조건에서는 분해된 표면이 피복층(passivating layer)으로 작용할 수 있어 실험용액뿐만 아니라 실험시 교반(agitation)의 중요성을 강조한 바 있으며 Um등⁶⁹⁾은 용해도 실험과 더불어 염색법을 병행하는 것이 수분에 대한 민감도측정에 적절할 것이라고 하였다. 이처럼 경화초기 수분에 의한 GI cement의 물성저하를 막기위해 Earl등^{70,71)}은 ³H₂O 및 SEM을 이용하여 도포제(protecton agent)의 필요성을 보고하기도 하였다.

이러한 수복물의 용해도뿐만아니라 변연폐쇄가 내구성에 결정적인 역할을 하는데 이는 변연누출이 많이 될 경우 치료후 지각과민증, 변색, 2차 우식증등이 생길 가능성이 높아지기 때문이다. 변연누출의 검사에는 방사성 동위원소, 색소, 미생물, 기압, 변연연과(marginal percolation), SEM, 방사화 분석법(neutron activation analysis), 전류, 인공우식등의 방법^{72,73)}이 사용되고있으며 본 실험에서는 가장 많이 사용되고 있는 색소법을 이용하였고 미리 전 치면을 nail varnish로 도포함으로써 기존의 수복물주위 1-2mm를 노출시키는 방법의 단점인 상아세관을 통해 야기될 수 있는 그릇된 양성반응을 줄였다. GI cement은 기계적 결합도 관여하지만 그보다 큰 이온결합에 의해 기질과 미반응 분말입자사이에 강한 연결을 이루며 이들간의 열팽창계수차이가 적은 점등이 내부응력을 줄여줌으로써 변연누출이 비교적 적은 것으로 알려져 있다³⁰⁾. 이에 Hembree등⁷⁴⁾은 자가방사법을 이용하여 변연 누출이 거의 없다고 하였으며 Welsh등⁷⁵⁾은 bonding resin을 사용한 복합 resin보다 우수하다고 하였다. 이처럼 우수한 변연폐쇄 효과를 이용하

여 복합 resin과 더불어 사용할 경우(sandwich technique) 변연누출을 크게 감소시킬 수 있다고 하였다.

한편 가시광선중합형 충전용 GI cement의 변연누출에 대해 Mathis등⁴⁶⁾은 소량의 수지침가로 인해 cement의 경화수축이 크게 증가함으로써 변연누출이 커질 것이라고는 생각지 않았다. 본 실험에서도 대조군에 비해 실험군이 비교적 우수한 성적을 나타낸 것으로 보아 수지성분에 의한 경화수축보다는 조작의 용이 및 작업시간이 길다는 점, 치질과의 예상되는 결합력등이 더 크게 작용하여 변연폐쇄를 증진시킨 것으로 보인다.

또한 치면부위에 따른 변연누출에 대해 Amsberry등⁷⁸⁾은 법랑질의 위치에 따른 다양성을 이유로 복합 resin의 경우 같은 법랑질변연일지라도 치경부쪽이 교합면쪽보다 더 많은 누출을 보인다고 하였으며 Gordon등⁷⁹⁾은 법랑질변연에서 치경부(상아질/백악질)변연보다 누출이 적었다고 하였고 Pashley⁸⁰⁾는 변연누출과 상아질의 투과성을 연계시켜 상아질이 적게 남거나 치수각부위이거나 치관부쪽의 상아질일 경우 또는 smear layer가 없는 경우 더욱 투과가 잘되므로 변연누출이 심하게 나타날 수 있다고 하였다. 본 실험에서 Paired t-Test결과 같은 치질일 경우 위치에 따른 차이를 보이지 않았으나 다른 치질 즉 법랑질 및 상아질/백악질 변연이 공존하는 군에서 누출차이를 보였으며 이는 법랑질에 대한 결합력이 상아질에 대한 결합력보다 큰것에 기인하는 것으로 생각된다. 또 법랑질변연군에서는 대조군에 비해 실험 2군 및 3군이 적은 누출을 보였으나 상아질군이나 법랑질 및 상아질/백악질군에서는 거의 유의성이 없는 것으로 보아 법랑질에만 와동이 형성될 경우 자가중합형보다 가시광선중합형이 보다 우수한 폐쇄효과를 보일 것으로 사료된다.

한편 수복물의 표면이 거칠게 되면 치태의 부착 및 변색등에 의한 심미성의 저하와 용해도의 증가등이 나타나는데 Mathis등⁴⁶⁾은 GC Fuji II GI cement표면의 중심선 평균거칠기 (R_a)가 microfill($0.27\mu\text{m}$), conventional

composite($0.63\mu\text{m}$)보다 크게 나타났으나 자가중합형과 가시광선중합형은 차이가 없다고 하였다(autocured GI : light cured GI = 1.16 : 1.25), Roulet등⁶⁴⁾은 GI cement 표면조도가 관찰기간인 28개월까지 거칠기가 증가한다고 하였다. 본 실험에서는 매우 평활한 면을 갖고 있는 슬라이드유리로 압박을 하였으므로 $1\mu\text{m}$ 이하의 수치를 보인 것으로 생각되며 대조군에 비해 모든 실험군의 거칠기가 적어 임상에서 matrix와 함께 사용하는 것이 바람직할 것으로 사료된다. 또한 작업시간이 길어짐으로 인한 외형형성의 여유가 있으므로 연마시 수복면을 접촉할 가능성이 줄어들므로 인해 평활한 표면을 유지할 수 있을 것으로 생각된다.

본 실험에 사용된 분말에는 감광제가 없음에도 불구하고 비록 40-60초로 느리기는 하나 광중합이 가능하였고 초기의 중합시간을 단축시키기 위해서는 위와같은 물질을 첨가함으로써 가능해지리라고 생각되며 상기한 여러가지 실험 결과를 놓고 볼 때 실험군인 가시광선중합형이 대조군인 자가중합형보다 조작용이 및 물리적 성질이 우수한 것으로 나타났으나 본 실험에서 측정되지 않은 심미성을 보면 실험군의 경우 대조군에 비해 불투명도(opacity)가 증가한 것을 육안적으로 식별할 수 있었는데 이는 분말의 조성비를 투명도가 높은 것으로 대체하면 가능할 것으로 보이나 낮은 강도등의 물성 저하가 수반될 것으로 생각되므로 새로운 분말성분의 개발이 더불어 이루어져야 할 것으로 사료된다. 결론적으로 보다 발전된 가시광선중합형 충전용의 개발이 필요하며 이는 새로운 조성비의 분말과 가시광선중합이 가능한 수지성분을 적절한 농도로 첨가함으로써 얻을 수 있다고 생각되므로 이에 대해 보다 깊은 연구가 이루어져야 한다고 사료된다.

V. 결 론

심미성 충전용 자가중합형 Glass Ionomer cement의 가시광선중합을 유도하기 위하여 충전용 자가중합형 GC Fuji II Glass Ionomer cement의 분말과 가시광선중합형인 이장용

Vitrabond의 액체를 2.5 : 1, 3.0 : 1, 3.5 : 1로 혼합하여, 실험 1, 2, 3군으로 하였고 자가중합형의 충전용 GC Fuji II를 대조군으로 하여 압축강도, 파괴인성, 주사전자현미경 및 X-ray회절분석, 수용성 성분의 용해도, 변연누출 및 표면조도를 측정, 비교분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 실험 1군은 대조군에 비해 1시간후의 압축강도가 적었으나 시간경과에 따라 모든 군의 압축강도가 증가하여 3주후에는 가시광선중합형이 자가중합형에 비해 유사한 강도를 보였다.

2. 실험 3군의 파절저항이 실험 2군에 비해 낮았으나 가시광선중합형이 자가중합형에 비해 높았으며 파괴양상도 자가중합형의 연성파괴에 비해 파절저항이 큰 취성파괴양상을 보였다.

3. 각 군 모두 다양한 크기의 미반응 분말입자들이 silica gel로 둘러싸인 채 기질에 묻혀 있는 주사전자현미경상을 보였으며 가시광선중합형의 분말입자 조밀도가 자가중합형에 비해 높았고 균열현상은 적게 나타났다.

4. X-ray회절분석 결과 Glass Ionomer cement의 분말과 모든 군(대조군 및 실험군)이 대부분 비정질의 양상을 보였으나 가시광선중합형이 자가중합형에 비해 결정성이 높았다.

5. 모든 군에서 초기경화시의 용해가 가장 많았으며 가시광선중합형이 자가중합형에 비해 용해가 적었다.

6. 변연부가 동일 치질의 경우에는 와동상하부의 변연누출차이가 없었으나 다른 치질의 경우에는 법랑질변연에 비해 상아질/백악질변연에서 심한 누출을 보였다. 한편 가시광선중합형과 자가중합형간에는 법랑질변연에서만 가시광선중합형이 자가중합형보다 우수하였다.

7. 모든 군이 1 μ m이하의 비교적 매끄러운 면을 보였으나 가시광선중합형이 자가중합형보다 더 평활하였다.

REFERENCES

1. Smith, D.C.: A new dental cement. Br. Dent. J. 125:381-384, 1968.
2. Wilson, A.D., Kent, B.E.: A new translucent cement for dentistry. Br. Dent. J. 132:133-135, 1972.
3. Crisp, S., Wilson, A.D.: Reactions in glass ionomer cements: V. effect of incorporating tartaric acid in the cement liquid. J. Dent. Res. 55(6):1023-1031, 1976.
4. Crisp, S., Kent, B.E., Lewis, B.G., Ferner, A.J., Wilson, A.D.: Glass ionomer cement formulation II. the synthesis of novel polycarboxylic acids. J. Dent. Res. 59:1055-1063, 1980.
5. Wilson, A.D., Kent, B.E.: Surgical cement. Br. Pat. 1,316,129, 1973.
6. McLean, J.W., Wilson, A.D., Prosser, H.J.: Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. J. Prosthet. Dent. 52(2):175-181, 1984.
7. Sced, I.R., Wilson, A.D.: Poly (carboxylic acid) hardenable compositions. GB Patent 2,028,855. A., 1980.
8. Simmons, J.J.: The miracle mixture glass ionomer and alloy powder. Tex. Dent. J. October:6-12, 1983.
9. McLean, J.W., Gasser, O.: Glass-cermet cements. Quintessence. Int. 16:333-343, 1985.
10. Øilo, G., Ruyter, I.E.: The influence of various admixes on the physical properties of a polycarboxylate cement. J. Dent. Res. 62:937-939, 1983.
11. Mckinney, J.E., Antonucci, J.M.: Wear and microhardness of two experimental dental composites. J. Dent. Res. 65:848 (abstract No. 1101), 1986.

12. Crisp, S., Wilson, A.D.: Reactions in glass ionomer cements. I. decomposition of the powder. *J. Dent. Res.* 53:1408-1413, 1974.
13. Mount, G.J., Makinson, O.F.: Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. *Oper. Dent.* 7:134-141, 1982.
14. Crisp, S., Jennings, M.A., Wilson, A.D.: A study of temperature changes occurring in setting dental cements. *J. Oral. Rehabil.* 5:139-144, 1978.
15. Hattab, F.N., El-mowafy, O.M., Salem, N.S., El-Badrawy, W.A.G.: An in vivo study on the release of fluoride from glass-ionomer cement. *Quintessence. Int.* 22(3):221-224, 1991.
16. Retief, D.H., Bradley, J.C., Denton, J.C., Switzer, P.: Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement. *Caries Res.* 18:250-257, 1984.
17. Aboush, Y.E.Y., Jenkins, C.B.G.: An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br. Dent. J.* 161:179-184, 1986.
18. Mitra, S.B.: Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J. Dent. Res.* 70(1): 72-74, 1991.
19. Mount, G.J.: Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. *Oper. Dent.* 16:141-148, 1991.
20. Wilson, A.D., Prosser, H.J., Powis, D.M.: Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J. Dent. Res.* 62(5): 590-592, 1983.
21. Garcia, R., Caffesse, R.G., Charbeneau, G.T.: Gingival tissue response to restoration of a deficient cervical contours using a glass-ionomer material. a 12-month report. *J. Prosthet. Dent.* 46(4):393-398, 1981.
22. Kawahara, H., Imanishi, Y., Oshima, H.: Biologic evaluation on glass ionomer cement. *J. Dent. Res.* 58(3):1080-1086, 1979.
23. Nordenvall, K.J., Brännstrom, M., Torstensson, B.: Pulp reactions and microorganisms under ASPA and Concise composite fillings. *J. Dent. for Children* Nov-Dec:449-453, 1979.
24. Pameijer, C.H., Segal, E., Richardson, J.: Pulpal response to a glass-ionomer cement in primates. *J. Prosthet. Dent.* 46(1):36-40, 1981.
25. Tobias, R.S., Browne, R.M., Plant, C.G., Ingram, D.V.: Pulpal response to a glass ionomer cement. *Br. Dent. J.* 144:345-350, 1978.
26. Wilson, A.D., McLean, J.W.: Glass-ionomer cement. Quintessence Publishing Co. Inc., p. 68, 1988.
27. Tezuka, C., Karasawa.: Setting solution for dental glass ionomer cements. US. Patent 4,089,830, 1978.
28. Suzuki, N.: Dental cement composition. US. Patent 3,962,267, 1976.
29. Schmidt, W., Purrmann, R., Jochum, P., Gasser, O.: Calcium aluminofluorosilicate glass powder and its use. *Eur. Pat. Appl.* 23,013, 1981.
30. Tay, W.M., Lynch, E.: Glass-ionomer cements part II. clinical properties 1. *J. Irish Dent. Assoc.* 35(2): 59-64, 1989.
31. Antonucci, J.M.: Formulation and evaluation of resin modified glass ionomer cements. Transactions 13th Annual Meeting. New York: Society of Biomaterials. 225, 1987.
32. Cooley, R.L., Barkmeier, W.W.: Dentinal shear bond strength, microleakage and contraction gap of visible light-polymerized liners/bases. *Quintessence. Int.* 22:467-474, 1991.

33. McCourt, J.W., Cooley, R.L., Huddleston, A.M.: Fluoride release from fluoride-containing liners/bases. *Quintessence. Int.* 21 (1): 41-45, 1990.
34. Burke, F.M., Hamlin, P.D., Lynch, E.J.: Depth of cure of light-cured glass-ionomer cements. *Quintessence. Int.* 21:977-981, 1990.
35. Mitra, S.B.: In vitro fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. *J. Dent. Res.* 70(1): 75-78, 1991.
36. McCaghren, R.A., Retief, D.H., Bradley, E.L., Denys, F.R.: Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin. *J. Dent. Res.* 69:40-45, 1990.
37. Jordan, R.E., Suzuki, M., McLean, D.F.: Light-cured glass ionomers. *J. Esthet. Dent.* 1(2): 59-61, 1989.
38. Croll, T.P.: Visible light-hardened glass-ionomer cement base/liner as an interim restorative. *Quintessence. Int.* 22(2):137-141, 1991.
39. Øilo, G.: Characterization of glass ionomer filling materials. *Dent. Mater.* 4:129-133, 1988.
40. Prosser, H.J., Powis, D.R., Wilson, A.D.: Glass-ionomer cements of improved flexural strength. *J. Dent. Res.* 65(2):146-148, 1986.
41. Drummond, J.L., Lenke, J.W., Randolph, R.G.: Compressive strength comparison and crystal morphology of dental cements. *Dent. Mater.* 4:38-40, 1988.
42. Crisp, S., Lewis, B.G., Wilson, A.D.: Characterization of glass ionomer cements. I. long-term hardness and compressive strength. *J. Dent.* 4(4):162-166, 1976.
43. Wilson, A.D., Paddon, J.M., Crisp, S.: The hydration of dental cements. *J. Dent. Res.* 58(3): 1065-1071, 1979.
44. Crisp, S., Lewis, B.G., Wilson, A.D.: Glass ionomer cements: Chemistry of erosion. *J. Dent. Res.* 55(6):1032-1041, 1976.
45. Pilliar, R.M., Smith, D.C., Maric, B.: Fracture toughness of dental composites determined using the short-rod fracture toughness test. *J. Dent. Res.* 65(11):1308-1314, 1986.
46. Mathis, R.S., Ferracane, J.L.: Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent. Mater.* 5:355-358, 1989.
47. Mowafy, O.M.E., Watts, D.C.: Fracture toughness of human dentin. *J. Dent. Res.* 65(5): 677-681, 1986.
48. Hassan, R., Caputo, A.A., Bunshah, R.F.: Fracture toughness of human enamel. *J. Dent. Res.* 60(4): 820-827, 1981.
49. Lloyd, C.H., Mitchell, L.: The fracture toughness of tooth coloured restorative materials. *J. of Oral. Rehab.* 11:257-272, 1984.
50. Lloyd, C.H., Adamson, M.: The development of fracture toughness and fracture strength in posterior restorative materials. *Dent. Mater.* 3:225-231, 1987.
51. ASTM E 399-74: Standard test method for plain-strain fracture toughness of metallic materials. American National Standards Institute, 1974.
52. Swift, E.J., Dogan, A.U.: Analysis of glass ionomer cement with use of scanning electron microscopy. *J. Prosthet. Dent.* 64: 167-174, 1990.
53. Smith, D.C.: Composition and characteristics of glass ionomer cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120:20-22, 1990.
54. Brune, D., Smith, D.: Microstructure and strength properties of silicate and glass ionomer cements. *Acta. Odontol. Scand.* 40:389-396, 1982.

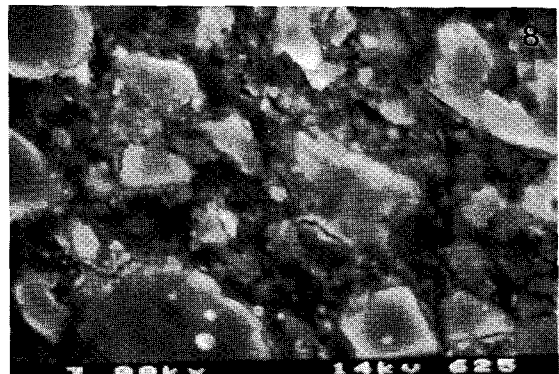
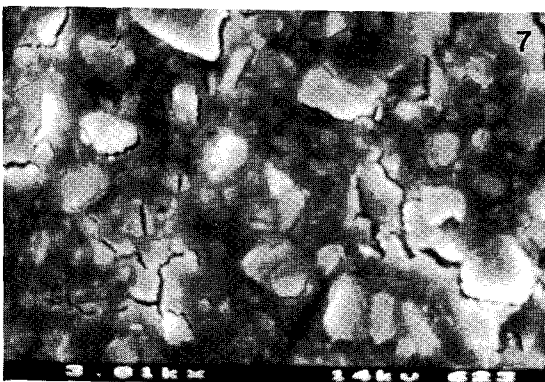
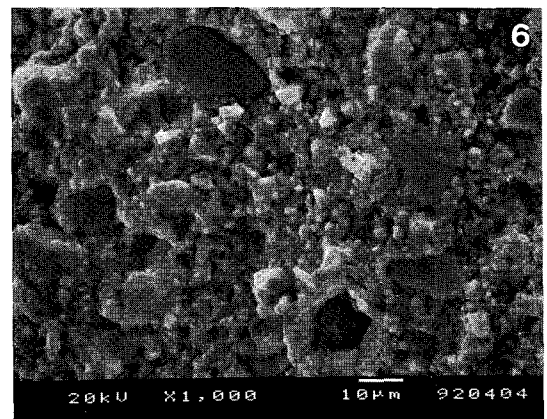
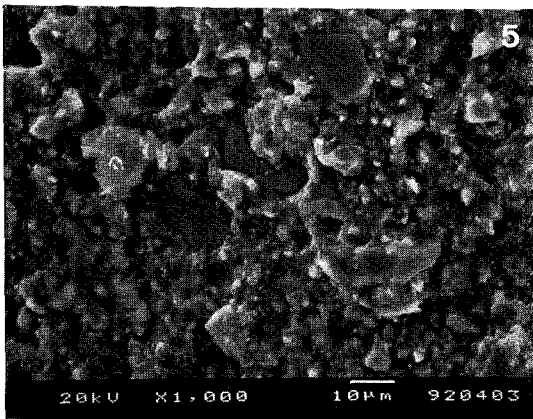
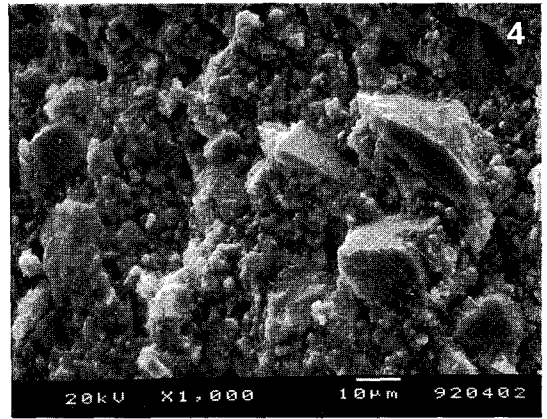
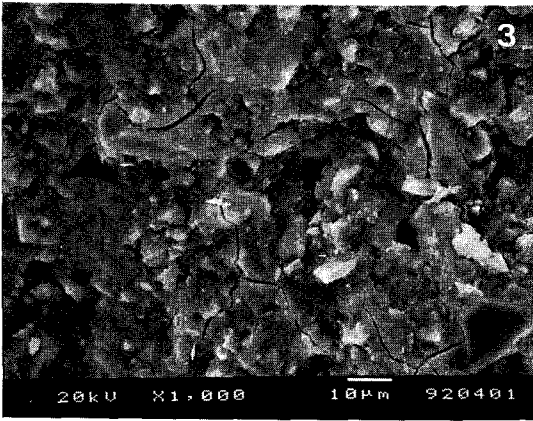
55. Tay, W.M., Lynch, E.: Glass-ionomer (polyalkenoate) cements part I. development, setting reaction, structure and types. *J. Irish Dent. Assoc.* 35(2):53-57, 1989.
56. Barry, T.I., Clinton, D.J., Wilson, A.D.: The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J. Dent. Res.* 58(3): 1072-1079, 1979.
57. Bills, P.M.: The precipitation of calcium carbonate polymorphs in vitro at 37°C. *Calcif. Tissue. Int.* 37:174-177, 1985.
58. Nelson, D.G.A., Jongebloed, W.L., Arends, J.: Crystallographic structure of enamel surfaces treated with topical fluoride agents: TEM and XRD considerations. *J. Dent. Res.* 63(1): 6-12, 1984.
59. Fukazawa, M., Matsuya, S., Yamane, M.: The mechanism for erosion of glass-ionomer cements in organic-acid buffer solutions. *J. Dent. Res.* 69(5):1175-1179, 1990.
60. Kuhn, A.T., Wilson, A.D.: The dissolution mechanism of silicate and glass-ionomer dental cements. *Biomaterials.* 6:378-382, 1985.
61. Matsuya, S., Matsuya, Y., Yamamoto, Y., Yamane, M.: Erosion process of a glass ionomer cement in organic acids solutions. *Dent. Mater.* 3:210-219, 1984.
62. Braden, M.: The absorption of water by acrylic resins and other materials. *J. Prosthet. Dent.* 14:307-316, 1964.
63. Setchell, D.J., Teo, C.K., Khun, A.T.: The relative solubilities of four modern glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.* 158:220-222, 1985.
64. Roulet, J.F., Walti, C.: Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *J. Prosthet. Dent.* 52(2):182-189, 1984.
65. McLean, J.W.: Status report on the glass ionomer cements. *J. Am. Dent. Assoc.* 99: 221, 1979.
66. DeSchepper, E.J., Berry III, E.A., Cailleateau, J.G., Tate, W.H.: A comparative study of fluoride release from glass-ionomer cements. *Quintessence. Int.* 22:215-220, 1991.
67. Wilson, A.D.: Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning. *J. Dent. Res.* 55(5):721-729, 1976.
68. McCabe, J.F.: Solubility tests for dental cements. *J. Dent. Res.* 61:335 (abstract No. 1372), 1982.
69. Um, C.M., Øilo, G.: The effect of early water contact on glass-ionomer cements. *Quintessence. Int.* 23:209-214, 1992.
70. Earl, M.S.A., Hume, W.R., Mount, G.J.: Effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass-ionomer cement surface. *Aust. Dent. J.* 30(4):298-301, 1985.
71. Earl, M.S.A., Ibbetson, R.J.: The clinical disintegration of a glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.* 161:287-291, 1986.
72. Going, R.E.: Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J. Am. Dent. Assoc.* 84:1349-1357, 1972.
73. Trowbridge, H.O.: Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper. Dent.* 12:164-172, 1987.
74. Hembree, J.H., Andrew, J.T.: Microleakage at the gingival wall with four class V anterior restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 54(3): 370-372, 1985.
74. Hembree, J.H., Andrew, J.T.: Microleakage of several class V anterior restorative materials: a laboratory study. *J. Am. Dent. Assoc.* 97:179-183, 1978.
75. Welsh, E.L., Hembree, J.H.: Microleakage

- at the gingival wall with four class V anterior restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 54(3):370-372, 1985.
76. Hembree, J.H.: Microleakage at the gingival margin of class II composite restorations with glass-ionomer liner. *J. Prosthet. Dent.* 61:28-30, 1989.
77. Mathis, R.S., Dewald, J.P., Moody, C.R., Ferracane, J.L.: Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. *J. Prosthet. Dent.* 63:522-525, 1990.
78. Amsberry, W., Von Fraunhofer, J.A., Hoff's, J., Roger, H.: Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. *J. Prosthet. Dent.* 52(5):647-653, 1984.
79. Gordon, M., Plasschaert, A.J.M., Stark, M.M.: Microleakage of several tooth-colored restorative materials in cervical cavities. a comparative study in vitro. *Dent. Mater.* 2:228-231, 1986.
80. Pashley, D.H.: Clinical considerations of microleakage. *J. Endo.* 16(2):70-77, 1990.

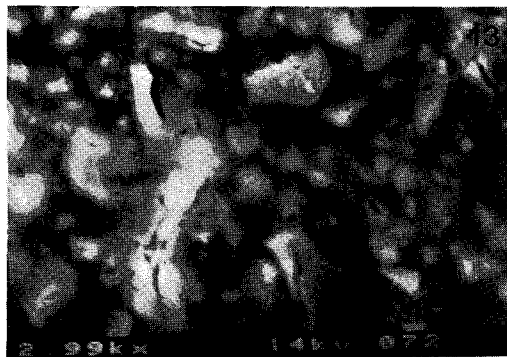
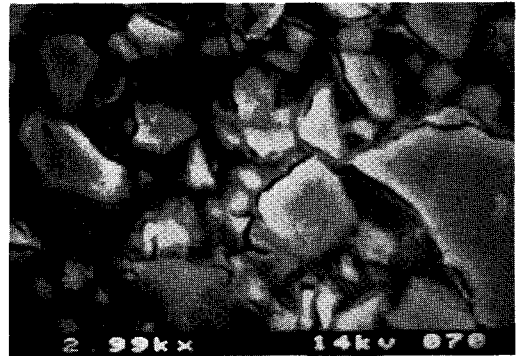
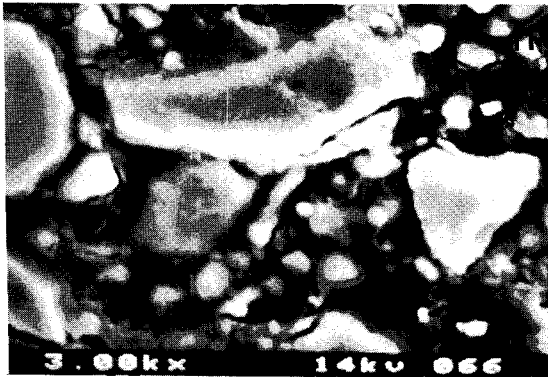
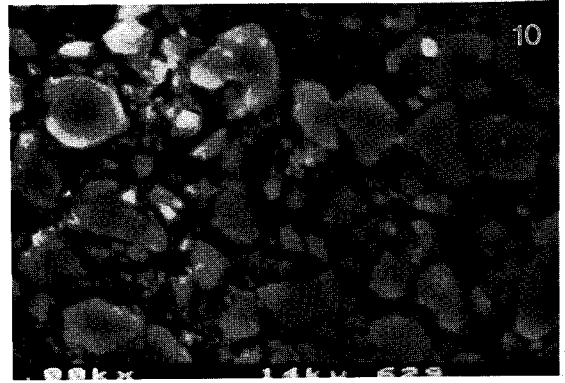
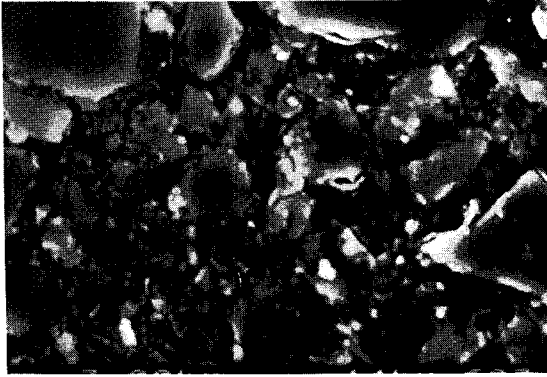
EXPLANATION OF FIGURES

- 그림 3 . SEM view of the fracture surface of control group (orig. mag.x 1000)
- 그림 4 . SEM view of the fracture surface of experimental No. 1 group (orig. mag.x 1000)
- 그림 5 . SEM view of the fracture surface of experimental No. 2 group (orig. mag.x 1000)
- 그림 6 . SEM view of the fracture surface of experimental No. 3 group (orig. mag.x 1000)
- 그림 7 . SEM view of the etched surface of control group (orig. mag.x 3000)
- 그림 8 . SEM view of the etched surface of experimental No. 1 group (orig. mag.x 3000)
- 그림 9 . SEM view of the etched surface of experimental No. 2 group (orig. mag.x 3000)
- 그림 10 . SEM view of the etched surface of experimental No. 3 group (orig. mag.x 3000)
- 그림 11 . SEM view of the etched surface of GC Fuji II (2.5:1 P/L ratio, orig. mag.x 3000)
- 그림 12 . SEM view of the etched surface of GC Fuji II (3.0:1 P/L ratio, orig. mag.x 3000)
- 그림 13 . SEM view of the etched surface of GC Fuji II (3.5: 1 P/L ratio, orig. mag.x 3000)

논문 사진부도 ①



논문 사진부도 ②



A STUDY ON THE PHYSICAL PROPERTIES OF GLASS IONOMER CEMENT FOR RESTORATIVE FILLING USING VISIBLE LIGHT POLYMERIZATION

Dong - Hoon Shin, D. D. S., M. S. D., Hyuk - Choon Kwon, D. D. S., Ph. D.

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University

The aim of this study was to investigate the physical properties of visible light curing Glass Ionomer cement for restorative esthetic filling.

The control group was the autopolymerizing GC Fuji II Glass Ionomer cement (2.2:1 P/L ratio) and the experimental groups were made by following procedure. To induce the polymerization by visible light, the powder of GC Fuji II GI cement and the liquid of Vitrabond for base & liner were mixed in an amalgam capsule with 2.5:1, 3.0:1, 3.5:1 P/L ratio (% wt/wt).

After fabrication of specimens, compressive strength, fracture toughness (K_{IC}), Scanning Electron Microscope and X-ray Diffraction, water-leachable content, marginal leakage and surface roughness were studied.

The results were as follows:

1. Only experimental No. 1 group (visible light curing) showed less compressive strength than control group 1 hour after curing. Strength was increased with aging in all groups, so the compressive strength of light curing groups was no less than that of autopolymerizing group after 3 weeks.
2. Experimental No. 3 group (visible light curing) was inferior to No. 2 group (visible light curing) in fracture resistance but light curing groups were more resistant to fracture than autopolymerizing group and showed ductile fracture pattern as compared with the brittle fracture pattern of autopolymerizing group.
3. From scanning electron microscopic image, various sized unreacted powder particles, surrounded by silica gel, were embedded in polysalt matrix. Light curing groups showed little crack and more dense unreacted particles than autopolymerizing group.
4. From X-ray diffraction analysis, GC Fuji II Glass Ionomer cement powder and all groups showed glassy appearance but light curing groups seemed to be more intensive in crystalline than autopolymerizing group.
5. The most significant dissolution was shown in early setting period in all group. Light curing groups were dissolved less than autopolymerizing group.

6. Marginal leakage was not different significantly in case of cavity margin composed of same tooth structure (ex. only enamel margin, only dentin margin) but much more leakage was shown in dentin/cementum margin than enamel margin. In only case of only enamel margin, light curing groups were superior to autopolymerizing group.
7. All groups showed relatively smooth surface, which irregularity was less than 1 μm . Light curing groups were smoother than autopolymerizing group.