creative commons

COMMONS DEED

저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000239185

2010년 2월

박사 학위 논문

PRG 필러를 함유한 giomer의 중합 수축 응력에 대한 평가

조선대학교 대학원

치 의 학 과

강 지 선

PRG 필러를 함유한 giomer의 중합 수축 응력에 대한 평가

Evaluation of polymerization shrinkage stress of giomer containing PRG filler

2010년 2월 25 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

강 지 선

PRG 필러를 함유한 giomer의 중합 수축 응력에 대한 평가

지도교수 이 난 영

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2009년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

강 지 선

강지선의 석사학위 논문을 인준함

위원장 연세대학교 교수 손 흥 규 인

위원 경북대학교 교수 김 영 진 인

위원 조선대학교 교수 이 상 호 인

위원 조선대학교 교수 황 호 길 인

위원 조선대학교 교수 이 난 영 인

2009년 12월 14일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록 ····· iv

Ⅰ. 서 론 ·····1

Ⅱ. 실험재료 및 방법 ·····3
1. 실험재료 ·····3
2. 실험방법 ·····6

Ⅲ. 실험성적 ·····9

Ⅳ. 총괄 및 고찰 ·····13

Ⅴ. 결 론 ·····20

참고문헌 ·····21

표 목 차

Table 1. Classification of experimental groups according to self-etching primer and restoration materials……4

Table 2. Main characteristic composition of restoration materials ……5

Table 3. Polymerization shrinkage stress(MPa) values(Mean±SD) of each group at each measuring time ……9

Table 4. Statistical comparison of shrinkage stress of each group……10

Table 5. Mean microhardness value(VHN±SD) of each group ……10

Table 6. Statistical analysis of the top surface of the specimens ……11

Table 7. Mean Vickers hardness rate(bottom/top surface) in each group(VHN±SD).……12

도 목 차

Fig. 1. Schematic diagram of specimen and preparation····· 6

Fig. 2. Shrinkage stress(MPa) changes of each group for 800 seconds····· 9

Fig. 3. Mean Vickers hardness numbers of top surface in each group(VHN±SD) ·····11

Fig. 4. Vickers hardness rate of bottom to top surface in each group(VHN±SD) ·····12

Abstract

Evaluation of polymerization shrinkage stress of giomer containing PRG filler

Kang Ji-Sun. D.D.S.
Advisor : Prof. Nan Young Lee, D.D.S., Ph.D.
Department of Pediatric Dentistry,
Graduate School of Chosun University

Primary teeth have a limited lifespan, and caries rates are likely to be high in children so that fluoride releasing restorative materials may be helpful. But glass-ionomer cements and compomers have inferior physical properties. For improve those properties, recently "Giomer" had been developed, which contains PRG filler and has advantages releasing fluoride ions continuously.

There is a close connection between secondary caries risk and polymerization shrinkage stresses. Therefore we compared the polymerization shrinkage stresses among composite resin, compomer and giomer. The strain guage method was used for evaluation of shrinkage stress. After that we measured surface microhardness of cured specimens. Obtained data were analyzed statically using repeated measures ANOVA, One way ANOVA, and Tukey test.

The results of present study can be summarized as follows:

1. All groups showed transient expansion just after irradiation of curing light. Shinkage stress was increased rapidly at the early phase of polymerization and after 200 seconds reduced slowly as time elapsed ($p<0.05$).
2. Generally, flowable restorative materials(group IV, V, VI) showed less shrinkage stress than packable restorative materials(group I, II, III).

3. Polymerization shrinkage stress of group I was the highest and group VI was the lowest.
4. The surface microhardness of the top surface in group II was the highest, followed by group I and V, III, VI, IV. And they were revealed statistically significant difference only between group IV and VI($p<0.05$).
5. The surface microhardness rate of top to bottom surface was the highest value in group III and follwed by group V, II, VI and I, IV. But they were not revealed statistically significant difference except group IV($p>0.05$).

In conclusion, giomer showed inferior polymerization shrinkage stress than composite resin in spite of its fluoride releasing abilty to prevent secondary caries. Therefore we should consider its advantages and disadvantages before clinical application of it and need to study more about giomer.

Key Words : Shrinkage stress, Giomer, PRG filler

Ⅰ. 서 론

치아 수복을 위한 이상적인 심미 수복재를 개발하려는 노력이 끊임없이 이어져 오면서, 복합 레진은 1970년대 개발된 이래 그 사용이 광범위하게 증가되고 있다. 기존의 실리케이트 시멘트와 아크릴릭 레진을 대체한 복합 레진은 낮은 수분 흡수량, 마모에 대한 저항성, 치질과 유사한 열팽창계수 등 물성이 개선됨에 따라 우수한 심미성을 가진 재료로서 전치부는 물론 구치부까지 널리 사용되고 있다.

그러나 복합 레진은 중합과정에서 불가피하게 수축이 발생하며[1,2] 이러한 중합 수축은 와동 주위에 물리적 응력을 유발하여 복합 레진 수복물과 치질 사이 변연 적합을 파괴할 수 있다[3,4]. 이로 인해 발생한 미세누출은 구강의 삼출물과 세균의 확산을 허용하여 결과적으로 이차우식 발생, 술 후 과민반응 등의 임상적 문제점을 야기한다[5,6]. 수복 시 변연 누출은 치아 우식 위험도가 높은 소아·청소년기에서는 특히 불리하게 작용하며, 불소를 방출하는 수복재료를 사용함으로써 수복물 변연에서 발생하는 이차 우식 발생률을 감소시킬 수 있다. 그러나 대표적인 불소 방출 수복재인 글래스 아이오노머 시멘트의 경우 복합 레진에 비해 물리적 성질, 조작성, 심미성 등이 떨어지며 수분에 민감하여 임상 사용에 제약이 있다. 이러한 단점을 개선하고자 polyacid-modified composite resin인 compomer가 개발되었다[7,8].

Compomer는 일부 글래스 아이오노머 성분이 가미된 복합 레진으로 정의할 수 있는데, 혼합할 필요가 없어 취급이 용이하며 끈적거리지 않아 조작성이 우수하고 불소를 방출한다는 장점 때문에[9] 소아치과 영역에서 관심을 끌었다. compomer는 1993년 Dyract®(Detrey Dentsply, German)라는 재료로 처음 소개되었으며, 산성화된 이중기능성 레진 단량체와 fluoroalumino-silicate 글라스 입자로 구성되어 광중합 된 후 이차적으로 산-염기 반응을 통해 구강 내 수분을 흡수하여 경화하면서 지속적으로 불소를 유리한다고 보고되었다[9,10].

복합 레진과 글래스 아이오노머 시멘트의 단점들을 상호 보완하기 위한 목적으로 개발된 compomer는 복합 레진에 버금가는 심미성 및 조작의 편의성, 양호한 표면 연마성을 지니고 산부식 과정 없이도 치질과 결합이 가능할 뿐만 아니라 저농도의 불소를 유리하는 장점을 갖지만[9,10] 전통적인 글래스 아이오노머 시멘트에

비하여는 현저히 낮은 불소 유리 양상을 보이며[11], 복합 레진에 비해 낮은 결합강도, 높은 중합수축률 등이 단점으로 지적되고 있다[12].

따라서 불소를 유리하면서도 물성의 저하가 없는 재료를 개발하려는 목적으로 Roberts 등[13]은 글래스 아이오노머 시멘트의 불소 유리 기전을 착안하여 PRG(Pre-reacted glass ionomer) 필러 기술을 개발하였고, 이를 기반으로 하여 giomer라는 수복 재료가 탄생되었다. Giomer에 함유된 PRG 필러는 불소 이온과 pre-reacted hydrogel 내부의 양이온 간의 리간드 교환을 통해 지속적인 불소 유리를 촉진하므로[13] giomer는 compomer의 불소 유리능에 더한 불소 재충전 능력까지 갖추고 있다[14]. 뿐만 아니라 복합 레진과 유사한 정도로 물리적 성질이 개선된 점은 글래스 아이오노머 시멘트나 compomer와 비교할 때 큰 장점이라 할 수 있다[13].

이와 같은 giomer에 대한 기존 연구는 주로 불소 유리와 관련된 내용이었으며 선행된 연구들에서 이차우식 예방 효과[14,15], 치질과의 양호한 결합 강도[16]를 보여주고 있다.

그러나 중합수축은 수복물의 장기적 임상 성공률을 평가하기 위한 중요한 사항 중 하나이며 수복물과 치아 계면의 접착 실패를 초래하여 미세 누출과 이차 우식, 수복물의 미세균열 등과 같은 문제를 초래하기 때문에 복합 레진을 비롯한 심미 수복재가 공통적으로 해결해야 할 문제라 할 수 있다. 특히 심미 수복재에서 필러의 형태는 중합수축과 수축응력에 영향을 미치는 변수가 될 수 있으므로 이에 대한 고찰이 필요할 것으로 생각된다. 그러나 현재까지 giomer의 중합수축 특성에 대한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 giomer의 중합 시 발생하는 수축 응력을 측정하고 이를 복합 레진 및 compomer와 비교 평가해보고자 하였다.

Ⅱ. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

복합 레진은 일반 충전용 재료로 Filtek Z-250®(3M ESPE, USA), 유동성 재료로는 Filtek Flow®(3M ESPE, USA)를, compomer의 일반 충전용 재료로는 Dyract AP®(DeTrey Dentsply, Germany), 유동성 재료로 Dyract Flow®(DeTrey Dentsply, Germany), giomer의 일반 충전용 재료로 Beautifil II®(Shofu Inc., Kyoto, Japan)와 유동성 재료로 Beautifil Flow®(Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 사용하였다. 외경 10mm, 내경 7mm, 높이 3mm의 아크릴릭 주형을 준비하고 주형 내면과 복합 레진을 접착하기 위한 접착제로는 각 수복재의 전처리제에 해당하는 제품으로 복합 레진은 Adper™ Prompt™ L-Pop™(3M ESPE, USA), compomer는 Xeno III®(DeTrey Dentsply, Germany), giomer에는 FL-Bond II®(Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 적용하고 LED 광조사기인 Blue Phase®(Ivoclar Vivadent, Germany)로 제조사의 지시대로 광중합하였다. 수축 응력의 측정을 위해 TML foil strain gauge®(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)와 TML data logger™(TDS.THS-7120, SOKKI, Japan)를 사용하였다. 각 군별 사용 재료와 주 성분은 Table 1, 2와 같다.

이후 시편에서 아크릴 판을 제거하고 시편의 상부면과 하부면을 저속 연마기(RB 204 Metpol I®, R&B Inc, Korea)와 탄화규소 연마지를 이용하여 표면을 활택하게 연마한 뒤 미세경도계(HMV-2, Shimadzu Co., Japan)를 이용하여 미세경도(VHN)의 평균을 산출하였다.

Table 1. Classification of experimental groups according to self-etching primer and restorative materials

Group	Category	Self-etching Primer	Restoration Material	Manufacturer
I	Giomer	FL-Bond II®	Beautifil II®	Shofu Inc., Kyoto, Japan
II	Composite Resin	Adper™ Prompt™ L-Pop™	Filtek Z-250®	3M ESPE, USA
III	Compomer	Xeno III®	Dyract AP®	DeTrey Dentsply, Germany
IV	Flowable Giomer	FL-Bond II®	Beautifil Flow®	Shofu Inc., Kyoto, Japan
V	Flowable Composite Resin	Adper™ Prompt™ L-Pop™	Filtek Flow®	3M ESPE, USA
VI	Flowable Compomer	Xeno III®	Dyract Flow®	DeTrey Dentsply, Germany

Table 2. Main characteristic composition of restorative materials

Group/ Category	Restoration Materials	Composition	Manufacturer
I Giomer	Beautifil II®	Bis-GMA, TEGDMA Aluminofluoro-Borosilicate Glass (68.6vol%),	Shofu Inc., Kyoto, Japan
II Composite Resin	Filtek Z-250®	BIS-GMA, UDMA, Bis-EMA resin, zirconia/silica(60vol%)	3M ESPE, USA
III Compomer	Dyract AP®	Strontium-fluoro-silicate glass (47vol%), strontium fluoride, Polymerisable resins, TCB resin	DeTrey Dentsply, Germany
IV Flowable Giomer	Beautifil Flow®	Bis-GMA, TEGDMA, Aluminofluoro-Borosilicate Glass (45~50vol%), Al_2O_3(3~7wt%)	Shofu Inc., Kyoto, Japan
V Flowable Composite Resin	Filtek Flow®	Bis-GMA, TEGDMA zirconia/silica (47vol%)	3M ESPE, USA
VI Flowable Compomer	Dyract Flow®	Strontium-fluoro-silicate glass(65vol%), Phosphoric acid modified polymerisable monomers, Carboxylic acid modified macromonomers, Reactive diluent	DeTrey Dentsply, Germany

Bis-GMA: bisphenol glycidyl methacrylate, Bis-EMA: bisphenol A polyethylene glycol diether dimethacrylate, UDMA: urethane dimethacrylate, TEGDMA: tetraethyleneglycon dimethacrylate.

2. 실험 방법

수축 응력을 측정하는 여러 가지 방법 중 1991년 Sakaguch 등[17)]에 의해 소개된 스트레인 게이지법을 사용하였으며 시편의 중합정도를 평가하기 위해 표면 미세경도 측정법을 병행하였다. 모두 6개의 군으로 나누어 I군부터 III군까지는 일반 충전용 재료, IV군부터 VI군까지는 유동성 재료를 적용하였다. I군과 IV군은 giomer, II군과 V군은 복합 레진, III군과 VI군은 compomer로써 각 군당 20개의 시편을 준비하였다. 시편에 스트레인 게이지를 부착하고 각 재료의 제조사에서 추천하는 Self-etching primer 도포 후 10초간, 수복 재료 적용 후 20초간 LED 광조사기로 광중합한 뒤 중합수축을 측정하였다.

1) 수축 응력 측정

(1) 시편 제작 및 처리

내경 7mm, 높이 3mm 크기의 아크릴 주형을 아크릴 판에 접착제를 사용하여 접착시키고, 주형의 내면을 상부 2mm를 제외한 전면에 투명 테잎을 부착시킨 후 Microetcher®(Denville engineering Inc., USA)와 50㎛ aluminum oxide powder를 사용하여 5초간 sandblasting 처리하였다. 이후 투명 테잎을 제거하고 전체 내면을 5초간 처리하여 산부식된 치아의 법랑질과 상아질의 와동벽을 재현하였다. 이후 외면에 Cyanoacrylate adhesive™(SOKKI, Japan)로 스트레인 게이지를 부착하였다(Fig. 1).

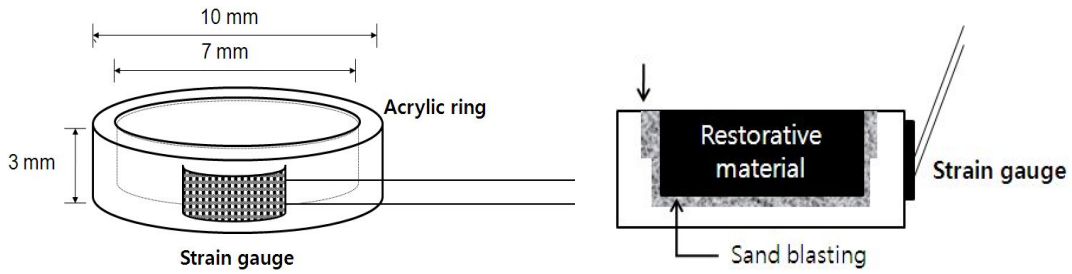

Fig. 1. Schematic diagram of specimen and preparation

주형의 내부에 군별 self-etching primer인 FL-Bond II®(Shofu Inc., Kyoto, Japan), Adper-Prompt L-Pop™(3M ESPE, USA), Xeno III®(DeTrey Dentsply, Germany)를 각각 적용하고 광중합하였다.

(2) 수복 재료 충전 및 광중합

시편에 부착된 스트레인 게이지를 스트레인 측정기에 연결시키고 광중합 전의 초기값과 중합 시간은 모든 군의 에너지 총량을 동일하게 하기 위해 650㎽/㎠의 광강도로 설정하여 20초간 중합하였다. 광중합 시점부터 2초 간격으로 800초간의 스트레인 값을 측정한 후 분석을 위해 DTDS, THS-7120(SOKKI, Japan) software를 통해 컴퓨터에 데이터를 전송하였다. 데이터는 저장 후 엑셀 프로그램으로 변환, 그래프화하여 분석하였다.

(3) 수축 응력의 측정

측정된 스트레인은 software인 Visual Log®를 이용해 그래프로 표시하고 스트레인 값은 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축 응력으로 환산하여 기록하였다.

Stress(MPa) = Strain(ε) X Elastacity of modulus

* Elastacity of modulus(Acrylic resin) = 3.0×10^{-3} MPa

2) 표면미세경도의 측정

수축 응력 측정 시 제작한 시편에서 아크릴 판을 제거하고 시편의 상부면과 하부면을 저속 연마기(RB 204 Metpol I®, R&B Inc, Korea)와 탄화규소 연마지를 이용하여 표면을 활택하게 연마하였다. 이후 미세경도계(HMV-2, Shimadzu Co., Japan)를 이용하여 100g의 하중을 5초간 가하는 조건으로 시편의 상부와 하부를 각각 중심부와 중심으로부터 1mm 간격으로 좌우측 부위의 세 부위를 정한 뒤 Vicker's Hardness Number(VHN)을 측정하여 VHN의 평균을 산출하였다.

3) 통계 분석

각 군의 중합개시 200초, 300초, 400초, 500초, 600초, 700초, 800초 후 수축 응력과 시편 상하면간 중합 정도의 비교를 위해 Repeated mesures ANOVA를 사용하였고, 각 군 간의 수축 응력 및 미세경도 차이를 분석하기 위해 One way ANOVA를 사용하였으며 Tukey HSD test로 사후검정을 하였다.

Ⅲ. 실험 성적

1. 수축 응력 측정

수축응력의 변화 추이로 보아 모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창하였다가 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 수축량이 감소하는 경향을 보였다(Table 3, Fig. 2).

Table 3. Polymerization shrinkage stress(MPa) values(Mean±SD) of each group at each measuring time

group / time	I	II	III	IV	V	VI
200sec	-3.24±1.03	-1.90±0.44	-3.06±0.74	-1.12±1.41	-0.65±0.31	0.17±0.31
300sec	-3.47±1.08	-2.08±0.45	-3.34±0.76	-1.40±1.49	-0.88±0.28	-0.17±0.29
400sec	-3.58±1.11	-2.16±0.46	-3.46±0.77	-1.51±1.53	-0.97±0.26	-0.31±0.30
500sec	-3.64±1.13	-2.19±0.46	-3.52±0.78	-1.56±1.54	-1.02±0.25	-0.38±0.31
600sec	-3.67±1.14	-2.21±0.47	-3.56±0.78	-1.59±1.55	-1.04±0.25	-0.41±0.31
700sec	-3.70±1.16	-2.23±0.46	-3.59±0.78	-1.60±1.55	-1.06±0.25	-0.43±0.32
800sec	-3.72±1.17	-2.23±0.46	-3.60±0.78	-1.61±1.56	-1.06±0.24	-0.40±0.31

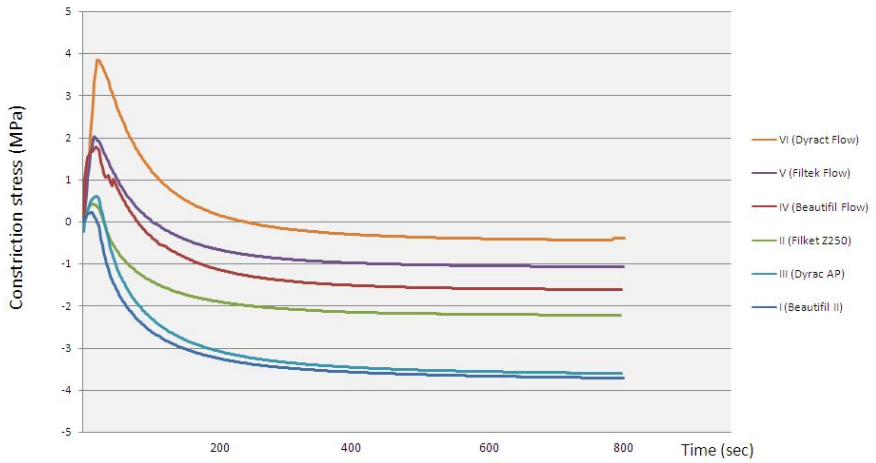

Fig. 2. Shrinkage stress(MPa) changes of each group for 800 seconds.

전 군에서 수축 응력이 계속 증가하였고($p<0.05$) 전반적으로 유동성 재료(IV~VI군)

의 수축 응력이 충전용 재료(I~III군)보다 높게 나타났다. I군의 수축 응력이 가장 컸으며, III군, II군, IV군, V군, VI군 순의 수축 응력을 보여주었다. 충전용 재료 중에서는 II군과 I, III군 간의 유의한 차이가 크게 나타났다($p<0.05$).

Table 4는 각 수복재 그룹 간의 유의성 검증시 가장 큰 수축 응력을 나타낸 I군과 III군, 가장 적은 수축응력을 나타낸 VI군과 V군 간에 유의성있는 차이를 나타내었다($p<0.05$). I군과 III군, II군과 III군, II군과 IV군, IV군과 V군, V군과 VI군간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

Table 4. Statistical comparison of shrinkage stress of each group

	I	II	III	IV	V	VI
I		+	−	+	+	+
II			−	−	+	+
III				+	+	+
IV					−	+
V						−
VI						

+ : significant difference($p<0.05$)
− : not significant difference($p>0.05$)

2. 표면미세경도 측정

모든 군에서 상면이 하면에 비해 유의하게 높은 표면미세경도를 나타냈으며($p<0.05$), 상면에서는 II군이 84.03±5.20으로 가장 높은 미세경도 값을 나타냈다(Table 5, Fig. 3).

Table 5. Mean microhardness value(VHN±SD) of each group

Group	VHN(Mean±SD)
I	73.89±10.12
II	84.03± 5.20
III	49.28± 5.54
IV	26.65± 2.57
V	58.89± 7.85
VI	30.02±10.90

VHN : Vickers hardness number

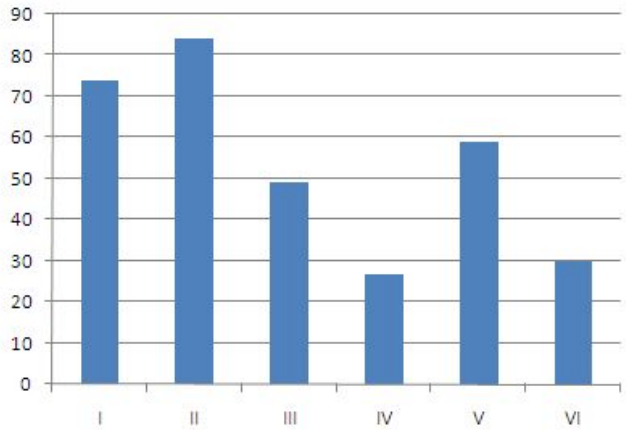

Fig. 3. Mean Vickers hardness numbers of top surface in each group(VHN±SD)

IV군은 26.65±2.57로 다른 군에 비해 유의하게 낮은 미세경도 값을 나타내었으며, IV군과 VI군을 제외한 모든 군 간에는 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$)(Table 6).

Table 6. Statistical analysis of the top surface of the specimens

	I	II	III	IV	V	VI
I		+	+	+	+	+
II			+	+	+	+
III				+	+	+
IV					+	−
V						+
VI						

각 시편의 미세경도 비율을 보면 I군을 제외하고 상하면의 차이가 20% 내외로 적절한 중합이 이루어졌음을 알 수 있었다(Table 7, Fig. 4). III군은 0.93±11로 중합률이 가장 높았으며, V군, II군, I군과 VI군 순으로 낮아졌으나 III군과 IV군, IV군과 V군 사이에서만 유의한 차이가 있었으며($p<0.05$), 나머지 군에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(Fig. 3).

Table 7. Mean Vickers hardness rate(bottom/top) in each group(VHN±SD).

Group	Microhardness rate(bottom/top)
I	0.81±0.07
II	0.91±0.65
III	0.93±0.11
IV	0.76±0.10
V	0.92±0.03
VI	0.81±0.07

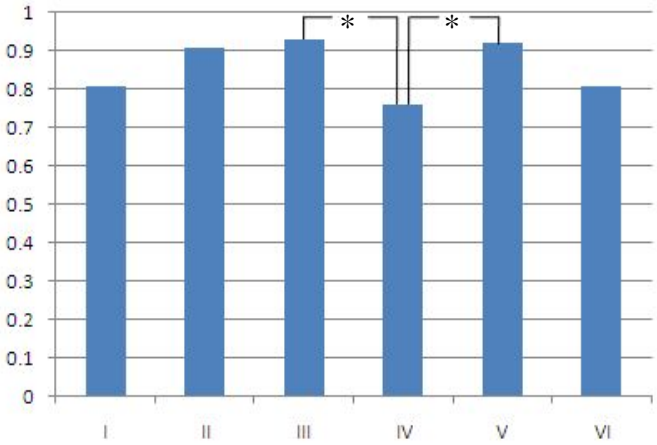

Fig. 4. Vickers hardness rate of bottom to top surface in each group(VHN±SD).

* means significant difference among groups($p<0.05$)

V. 총괄 및 고찰

복합 레진은 우수한 물리적 특성을 가지고 있음에도 불구하고 중합 시 2~5%의 체적수축률을 가지므로 복합 레진 내에는 중합 수축에서 기원한 응력이 내부에 남아있게 된다. 이러한 잔류 응력[18]으로 인해 수복물과 와동 벽 간의 변연 누출 등이 유발되어 복합 레진의 장기적인 성공률을 높이는 데 한계로 작용한다. 임상적으로 중합 수축 시 발생하는 응력은 접착 수복에서 변연 접합성의 질을 좌우하는 주요한 요소이므로 최근의 심미 수복재의 개발은 필러나 기질 등 재료 조성의 변화, 접착력의 증가 등을 통해서 중합수축으로 인한 문제점을 감소하는 방향으로 발전을 거듭하고 있다.

필러의 비중은 수복재의 기계적 성질을 변화시키는 주요한 열쇠로 여겨지고 있으나 많은 수복재들은 필러 이외에도 기질, 단량체, 중합 개시제, 희석제 등 다양한 성분을 함유하고 있으며 복잡한 반응을 하므로 재료의 조성 비율만으로 중합시의 그 반응 특성을 설명할 수는 없다[19].

Giomer는 최근 개발된 재료로서, fluoro-alumino-silicate glass를 polyacid와 사전에 반응시켜 glass-ionomer matrix 구조를 형성한 뒤 복합 레진의 기질에 포함시키게 된다[20]. Roberts 등[13]은 전통적인 글래스 아이오노머 시멘트의 불소 유리 기전은 산-염기 반응 상에서 기인한다는 것에 착안하여 PRG(Pre-reacted glass Ionomer) thechnology를 개발하였다. giomer에 사용된 필러는 FASG(Fluoroaluminosilicate glass)와 polyalkenoic acid의 산-염기 반응에 의한 것으로 습윤한 siliceous hydrogel 상태에서 얻어진다[21]. 동결 건조 후 탈수된 'xero-gel'은 분쇄 후 실란 처리되어 특정 크기 범위의 PRG 필러를 생성한다. PRG 필러는 수분 존재 하에서 fluoroaluminosilicate glass(FASG)와 polyalkenoic acid(PAA)간의 산-염기 반응에 의해 생성된다[14,21]. 광범위한 산-염기 반응이 레진 기질과 혼합되기 전에 수행되므로 compomer보다도 glass 필러의 hydrogel 층이 더 두터워 불소의 유리능과 재방출능이 더 우수한 것으로 보고되었다[22]. 다시 말하면 giomer는 PRG 필러를 함유하여 불소유리능을 가진 레진 계열 수복재로 설명할 수 있다.

Giomer의 PRG 필러는 실란 처리되어 탈수된 hydrogel layer와 레진 기질 간의

coupling이 증진되며, 추가로 함유된 4-AET와 HEMA는 친수성을 띠게 하여 PRG 필러로부터 이온 성분의 적절한 수화를 도와 이온의 이동을 돕게 된다. 따라서 PRG 필러는 불소 이온의 지속적인 유리와 재충전이 유리한 특성을 가지면서도 재료의 물성은 저하되지 않는 장점을 갖는다고 한다[13].

불소를 유리하는 수복재는 항우식 효과[23,24]를 가지므로 생화학적으로 불가피하게 중합수축을 갖는 재료에서 이차우식 발생을 저하시키는 효과를 기대할 수 있다. 글래스 아이오노머 시멘트는 불소를 유리하여 항우식 효과를 갖는 대표적인 수복재이지만 강도나 마모저항 등의 물성과 치질과의 결합력, 조작성, 심미성 등에서 복합 레진에 비해 불리한 점이 많은 것으로 알려져[25] 임상에서 적용하기에 제약이 많다. 이에 전통적인 글래스 아이오노머 시멘트의 장점인 불소 유리능과 복합 레진의 장점인 우수한 물성을 갖기 위한 목적으로 개발된 compomer는 polyacid-modified 복합 레진으로서 산성화된 이중 기능성 레진 단량체와 fuloroalumino-silicate 글라스 입자로 구성되며 초기 광중합 후 구강내 수분을 흡수하여 이차적인 산-염기 반응의 결과로 불소를 유리한다고 보고되었다[10,25]. compomer는 특히 광중합형 글래스아이오노머 시멘트와는 달리 혼합할 필요가 없고 조작성이 양호하면서도 불소를 방출하는 장점 때문에 1993년에 상품화된 후 각광을 받아왔다[26,27]. 또한 수분에 노출되면 부피가 팽창하여 중합수축을 보상하는 특성도 가지고 있다[28]. Self-etching primer와 함께 사용하거나 산부식이나 전처리 과정 없이 적용하여도 양호한 결과를 보여 협조도가 떨어지는 소아 환자의 경우에는 장점을 가지나[29], 복합 레진에 비해 취약한 물성[30]으로 인하여 그 사용에 제한을 받는다.

Giomer는 compomer보다도 지속적인 불소 유리와 재충전이 가능하며 조작성 등이 개선된 것으로 보고되었으나[13], 임상적인 활용도를 결정하기 위해서는 보다 종합적인 평가가 필요하다. 심미 수복재의 성공률을 평가할 수 있는 요소로는 치질에 대한 접착력 및 중합수축, 표면의 활택도, 강도 등을 들 수 있는데, 이러한 물성을 평가하기 위해서는 표면 조도, 탄성 계수, 미세경도, 생체 내 마모도, 압축강도 측정등의 실험 방법이 필요하다. 이중에서도 수복물의 변연 누출이나 이차 우식 발생과 연관성이 높은 중합수축을 평가하는 것이 유용할 것으로 생각된다. 이에 본 연구에서는 소아치과 임상 영역에서 보편적으로 사용되는 복합 레진 및

compomer와 PRG 필러를 함유한 giomer의 중합수축으로 인한 수축 응력을 비교 평가하고자 하였다.

기존의 중합 수축에 대한 연구는 주로 미세누출과 연관된 변연접합성[31], bond strength에 대해 간접적으로 접근하는 방법, 그리고 중합 수축량이나 수축 응력을 직접 측정하는 방법 등이 있다. 직접 측정법으로는 주로 mercury dilatometer나 water dilatometer를 사용하여 체적변화를 측정하거나 중합 전후의 비중변화를 정밀분석저울로 측정하였는데[2,32,33], 이들 방법은 매우 번거로운 작업을 필요로 하고 온도변화에 민감하여 정밀한 측정에 어려움이 있다. 이외에 직접 측정법에는 linometer를 이용하는 방법[33], 광탄성법[2,34], 유한요소분석법[35], 그리고 스트레인 게이지(Strain gauge)를 이용하는 방법[17,36] 등이 보고되고 있다. 이중 본 연구에서는 1989년 Sakaguch와 Douglas[37]에 의해 소개된 스트레인 게이지를 이용하여 복합 레진과 compomer 및 giomer의 중합시 발생하는 수축 응력을 측정하였다.

Davidson과 De Gee[3]의 연구에 의하면 전체적인 중합 수축 과정은 재료가 gel point에 이르기 전부터 시작되는 pre-gel phase와 재료의 강직성이 증가하는 post-gel phase의 두 단계로 나눌 수 있다. 시기적으로 pre-gel shrinkage는 재료 자체의 유동성에 의해 체적 변화가 보상되어 응력이 상쇄되므로 실질적인 수축 응력이 발생되지 않지만, post-gel shrinkage의 경우 gel 형성이 진행됨에 따라 중합 과정은 재료의 탄성 계수를 급격하게 상승시키며 보상받지 못한 수축이 재료 내부와 주변 조직에 stress를 야기하게 된다[38]. 따라서 임상적으로 post-gel shrinkgae의 평가가 더욱 의미가 있다. 본 연구에서 사용한 스트레인 게이지법은 정확한 선수축률의 측정이 가능하고 중합과정을 실시간으로 측정할 수 있을 뿐 아니라 사용이 편리하여 보편적으로 사용되고 있다[39]. 또한 스트레인 게이지와 같은 접촉성 변위센서를 사용하는 경우는 센서의 변형을 유발하기까지 극복해야 할 최소한의 기계적 저항이 존재하므로 gel point 이전의 수축은 레진의 흐름으로 보상되어 감지할 수 없고 gel 형성이 이루어져 어느 정도 레진의 탄성계수가 증가한 후의 post-gel shrinkage만을 기록하게 되므로[3,40] 큰 장점으로 볼 수 있다.

실험 결과 각 군의 중합에 따른 수축양상을 비교해 보면 모든 군에서 중합 초기 일시적인 재료의 팽창을 나타낸 후 약 200초까지는 급격한 수축이 있었으며 그 뒤 수축 속도가 완만해지는 양상을 보였다. 이는 1992년 Sakaguchi등[37]의 연구에서

스트레인 게이지법을 이용하여 복합 레진의 중합 수축량을 측정한 결과 초기 10초 간 일시적인 재료의 팽창을 나타낸 후 1분 간 급격한 수축 양상을 보였으며 그후 수축이 완만하게 진행되었다고 보고한 결과와 유사하였다.

본 실험에서 전반적으로 유동성 재료(IV~VI군)의 수축 응력이 충전용 재료(I~III군)보다 높게 나타났는데, 이는 유동성 재료의 가장 중요한 조작 특성인 낮은 점도로 인한 흐름성과 적용 후의 slumping 경향이[38,41] 수축시의 응력을 보상한 것으로 보인다. 유동성 수복재는 필러 함량이 적거나 단량체의 비중이 높아 조작하기가 용이하며 작은 와동벽에도 잘 적용되는 특성이 있어[42] 임상적으로 널리 사용되고 있다. Lim 등[43]은 낮은 탄성률은 갖는 재료를 구치부 수복용 복합 레진과 복합 사용시 상방의 충전용 재료가 중합될 때 나타나는 수축 응력을 하방의 낮은 탄성계수의 재료가 펴지거나 늘어남으로써 보상할 수 있으며, 궁극적으로는 stress breaker로서 작용할 수 있다고 하였다. 이러한 저점도 수복재는 열팽창 계수가 높아 와동 계면에서 응력을 많이 유발할 가능성이 있으나 탄성계수가 낮아 이 현상을 어느 정도 보상할 수 있다[41]. 이는 필러 함량이 높을수록 탄성 계수가 높아 변형이 적고 반대로 필러 함량이 적을수록 수축 응력이 크며 변형 저항성은 떨어지는 것으로 해석할 수 있다[44].

한편 유사한 기질과 필러 성분을 가지고 있지만 잔류응력에서는 큰 차이를 보이는 경우도 있는데[45],이는 필러의 표면처리 및 입자크기에 의한 차이로 생각할 수 있으며[46] 재료의 기질을 구성하는 단량체의 종류와 비율에 의해서도 큰 영향을 받을 것으로 생각된다[19,47]. 본 실험의 결과에서도 충전용 재료 중에서 가장 적은 수축 응력을 보인 VI군과 가장 큰 수축 응력을 보인 I군의 필러 함량은 각각 65vol%와 68.6vol%로 오히려 I군의 필러 비중이 더 높았음에도 불구하고 더 큰 수축 응력을 나타냈다. 2001년 Aw와 Nicholls[48]는 필러의 양이 중합수축에 영향을 미칠 수 있지만 수축에 관여하는 다른 많은 요인들이 존재하기 때문에 필러를 많이 첨가하는 것만으로 중합수축을 줄일 수는 없다고 하였으며, 2000년 Price 등[49]은 필러의 무게가 중합수축에 현저하게 영향을 미치는 것은 사실이지만 필러가 많이 포함된 레진은 여러 가지 임상적 문제를 가질 수 있고 또한 증가된 필러는 재료의 탄성계수를 높이기 때문에 오히려 더 많은 수축을 초래할 수 있다고 하였다. 또한 필러에 실란 처리를 하지 않은 경우 수축 응력 감소 효과는 더욱 증가한다고 밝혀진 바[50], giomer의 필러 처리 조건에 따라 수축 응력이 변화된 것으로 추정된다.

유동성 giomer인 IV군에는 다른 군과 달리 Al_2O_3가 3-7wt% 정도 함유되어 있는데, 알루미나는 매우 강도가 강한 입자로서 수복재의 기계적 성질을 증진하기 위한 목적으로 첨가하게 된다. 그러나 다량의 알루미나를 첨가하는 것은 수복물의 투명성을 감소시켜 광중합 정도가 저하될 수 있어 최고 3.9%을 추천하고 있다[48]. 대부분의 복합 레진에서는 5% 미만의 알루미나가 함유되어있는데 IV군인 Beautifil Flow®에는 다소 많은 함량이 포함되어 광중합이 저하된 것으로 생각해 볼 수 있다. 또한 나노필러를 이용한 복합 레진은 필러의 양이 기존의 복합 레진에 비하여 적게 적용하여도 동일하거나 더 뛰어난 강도를 나타낼 수 있다고 하였다[51].

일반적으로 복합 레진은 광원 방향을 중심으로 수축하게 되는데[52], 다양한 실험조건에 따라 결과가 다르게 나타날 수 있으며, 특히 중합수축이 자유로운 상태일 때와 치질에 형성된 와동에 충전된 상태의 경우에 매우 다른 결과를 보이며, 자유로운 수축 상태에서 수축량이 더 크게 나타난다고 보고된 바 있다[53]. 본 실험에서는 내경 7mm, 높이 3mm의 아크릴 링에 수복재를 충전하여 중합한 실험을 시행하였는데, 이를 실제 구강 내의 좁은 와동에 적용할 경우에 비해 수축량이 크게 측정되었을 것으로 추정해볼 수 있다.

Venhoven 등[54]에 따르면 중합 속도가 빠른 경우 수복재의 점도가 급격히 증가하여 중합수축이 더 심해질 수 있으며, 충분한 유동성을 가지지 못하게 되므로 수축으로 인한 응력을 분산할 수 없게 된다. 본 실험에서 가장 큰 수축 응력을 보인 I군의 경우 기존의 복합 레진 및 compomer 등과 상이한 함유 성분으로 인해 중합 속도에 있어 큰 차이를 보임으로써 이러한 결과를 보인 것으로 생각이 되며, 이 부분에 대해 앞으로 많은 연구가 필요할 것으로 보인다.

복합 레진의 경우 함유 성분의 종류 및 함량 변화에 따른 중합수축 및 미세누출, 결합강도 등 다방면의 물리적 성분에 대한 고찰이 많이 보고되었으나[19,20], 최근 개발된 Giomer의 경우에는 이에 대한 연구가 많지 않아 제조사에서 제시하는 자료만을 참고할 수 밖에 없는 실정이다. 따라서 복합 레진에 비해 큰 중합수축을 보이는 부분에 대해서 필러의 변화 뿐만 아니라 다른 성분이 미치는 영향에 관련한 연구가 필요하다.

수축 응력의 차이를 비교하고자 할 때 고려해야 할 중요한 사항 중 하나는 중합률이라 할 수 있는데, 수축응력을 비교하고자 한다면 일정수준 이상의 중합이 이루

어졌다는 가정이 있어야 한다. 따라서 본 실험에서는 시편의 적절한 중합이 이루어졌는지 확인하기위해 미세경도측정법을 병행하였다. 중합의 정도를 측정하는 방법으로는 high performance liquid chromatography(HPLC)[55], gas-liquid chromatography and mass spectroscopy(GC-MS), Fourier transformed infrared spectrometer(FTIR)[56] 등을 이용하여 미반응 모노머의 양을 직접 측정하는 방법과 Infra-red(IR) spectroscopy[57], diffential scanning calorimetry(DSC)[58]를 이용하거나 미세경도를 측정하는 간접적인 방법 등이 있다. 이중 미세경도측정법을 이용하는 방법과 FTIR을 이용하여 중합률을 측정하는 방법이 가장 신뢰할 만한 것으로 보고되고 있으나[59], FTIR을 이용하여 중합률을 측정하기 위해서는 시편을 100㎛ 정도의 얇은 박편으로 제작하여 상면과 하면이 중합률을 따로 측정해야 하는데 이는 매우 어려우면서도 오차가 발생할 가능성이 높다. 이러한 이유로 본 실험에서는 미세경도 측정법을 이용하여 수복재의 중합도를 간접적으로 평가하였다.

미세경도 측정법은 전환률과 중합 깊이를 나타내는 지시자로 자주 사용되는데[60], 비교적 간단하고 재현성이 있으며 비파괴적인 방법으로 널리 사용되고 있다[61]. Asmussen[61]은 일반적으로 높은 미세경도 값은 더 많은 중합이 일어났음을 시사한다고 하였다. 이에 근거하여 본 연구에서는 이 미세경도 측정법을 사용하여 각 시편의 중합 상부면과 하부면의 미세경도를 측정하여 그 비율을 산출함으로써 각 수복재의 중합 정도를 추정하였다.

Dewald와 Ferracane[62]와 Lutz 등[63]은 표층과 바닥에서의 경도비가 0.8 이상이 되도록 추천하였는데, 본 실험의 결과 IV군은 0.76으로 이에 약간 못 미치는 것으로 나타났으며 나머지 군은 모두 0.81에서 0.91의 범위로 충분한 중합이 된 것으로 나타났다. 반면, 유동성 Giomer인 IV군은 시편 상부면의 표면미세경도 또한 가장 낮은 것으로 나타나 다른 군에 비해 유의하게 중합률이 떨어진 결과를 보였다. 그러나 같은 Giomer 계열인 I군은 복합 레진인 II군 다음으로 높은 상부면 표면미세경도를 보였고 중합률 또한 충분한 것으로 나타났다.

상부면의 표면미세경도를 살펴보면 충전용 복합 레진인 II군이 가장 높았으며 I군, V군, III군, VI군, IV군의 순으로 나타났다. 유동성 giomer인 IV군과 유동성 compomer인 VI군을 제외한 다른 군간에는 유의차가 없이 양호한 수치를 보였다.

이러한 결과를 볼 때 유동성 Giomer의 중합이 다른군에 비해 덜 이루어졌음을 알 수 있는데 이러한 불충분한 중합 상태가 수축응력에 영향을 미칠 수 있을 것으로 생각된다.

본 실험에서 사용된 스트레인 게이지는 foil grid 크기가 1×1mm, backing 크기가 가로 3mm, 세로 2mm였다. 크기가 작은 만큼 조작상의 어려움이 따르며 시편 제작시에도 backing의 충분한 부착이 가능하도록 최소 높이 3mm의 아크릴 링을 제작하여 사용하였다. 하지만 한 번에 충분한 중합이 가능한 복합 레진의 깊이는 2mm로 추천되고 있는 바[64], 시편의 두께로 인해 충분한 중합률을 얻지 못했을 수 있으며 특히 유동형 재료의 경우 그 정도가 더 심했을 것으로 추측할 수 있다. 실제로 아크릴 링의 두께를 2mm, 3mm, 4mm로 각각 변하시켜 동일한 조건 하에 중합하였을 때, 복합 레진의 중합률은 각각 81%, 79%, 49%로 차이가 있다는 보고가 있다[65]. 따라서 시편의 직경이나 두께의 변화에 따른 수축 응력 및 중합도가 변화할 수 있을 것이라는 가설이 가능하다.

종합적으로 giomer는 불소를 유리하며 복합 레진과 유사한 표면미세경도 등의 물리적 특성을 보임에도 불구하고 중합수축 응력의 평가에 있어서는 복합 레진보다 불리한 특성을 보이고 있다. 따라서 그 임상 적용에 앞서 와동의 형태와 광량의 변화 등 중합 조건을 달리하였을 때 중합 시 발생하는 수축 응력의 재평가를 비롯하여 결합강도, 미세누출 등의 여러가지 성질에 대한 종합적인 재평가가 필요할 것으로 보이며 이외에도 중합수축의 양, 기질의 조성, 중합의 속도, 필러의 실란 처리 방법 등에 의해서도 중합수축 응력 및 잔류응력의 발생에 영향을 받을 수 있고, 또한 복합 레진에 남아있는 잔류응력의 해소 과정에도 영향을 미칠 수 있으므로[18] 이러한 요소에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

PRG 필러를 함유한 giomer의 중합수축응력과 중합률을 평가하기 위해서 스트레인 게이지와 미세경도측정법을 병행하였으며 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 군에서 중합 초기에 일시적인 팽창을 보인 뒤 급속한 수축을 보이고 200초 이후에는 수축 속도가 완만해지는 양상을 보였다.
2. 전반적으로 유동성 재료의 수축 응력이 충전용 재료의 수축 응력보다 적게 나타났다.
3. 제 I군(Beautifil II)과 III군(Dyract)에서 가장 큰 수축 응력을 보였으며 제 V군(Filtek flow)과 VI군(Dyract flow)에서 가장 작은 수축 응력을 나타냈다($p<0.05$).
4. 각군의 수축 응력은 I군(Beautifil II)>III군(Dyract)>II(Z250)>IV(Beautifil flow)>V(Filtek flow)>VI(Dyract flow)군 순으로 낮아졌으나 I군과 III군, II군과 III군, II군과 IV군, IV군과 V군, V군과 VI군간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

이상의 결과를 종합하여 볼 때, 새롭게 개발된 충전용 giomer(Beautifil II®)와 유동성 giomer(Beautifil Flow®)는 표면미세경도 면에서 볼 때 복합 레진과 유사하게 나타났으며 compomer보다 양호했으나 중합수축 응력 양상에 있어서는 복합 레진에 비해 높은 수축 응력을 보였고, 중합률에 있어서도 다소 불리한 특성이 관찰되는 바, 임상적 적용에 앞서 이에 대한 충분한 고찰이 필요할 것으로 사료된다.

VI. 참고 문헌

1. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. Dent Mater, 15:447-449, 1999.

2. De Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater, 9:11-14, 1993.

3. Davidson CL, De gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res, 63:146-148, 1984.

4. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. J Am Dent Assoc, 106: 475-477, 1983.

5. Yap AU, Soh MS : Post-gel polymerization contraction of "low shrinkage" composite restoratives. Oper Dent, 29:182-187, 2004.

6. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater, 21:1150-1157, 2005.

7. Trachtenberg F, Maserejian NN, Soncini JA, et al. : Does fluoride in compomers prevent future caries in children? J Dent Res. Mar;88(3):276-279, 2009.

8. Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Amunsen E : Surface hardness & wear of glass ionomers and compomers. Am J Dent 10:15-17, 1997.

9. 박성호 : 수복용 compomer의 항우식성에 관한 연구, 대한치과보존학회지 vol 27, No. 1, 2002.

10. Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G : Acid-base reaction and fluoride release profile in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives(compomers). Dent Mater 14:57-63, 1998.

11. Millen BJ, Abiden F, Nicholson JW : *In vitro* caries inhibition by polyacid-modified composite resins. J Dent, 26:133-136, 1998.

12. Tate WH, You C, Powers JM : Bond strength of compomers to human enamel. Oper Dent. 25:283-291, 2000.
13. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, et al. : Fluoride ion sustained release pre-formed glass-ionomer filler and dental compositions containing the same. US Patent No. 5,883,153;1999.
14. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, et al. : Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. Dental Materials 20, 789-798, 2004.
15. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE et al : A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. J Am Dent Assoc 5:621-627, 2007.
16. Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA : Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129(3):330.e11-16, 2006.
17. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measureing polymerization contraction of composite restoratives. J Dent, 19:312-316, 1991.
18. 박정원 : Nanofilled 복합 레진의 잔류응력 비교. 대한치과보존학회지, 33 :457-462, 2008.
19. Kim KH, Ong JL, Okuno O : The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosth Dent, 87: 642-649, 2002.
20. Mohsen NM, Craig RG : Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethaacrylate composites. J Oral Rehabil 22:213-220, 1995.
21. Ikemura K, Tay FR, Endo T, et al. : A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesive comprising new pre-reacted glass ionomer(PRG) fillers.

Dent Mater J, 27:315-339, 2008.
22. Ikemura K, Tay FR, Kouro Y, et al. : Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. Dent Mater, 19:137-146, 2003.
23. Preston AJ, Higham SM, Agalamanyi EA, et al. : Fluoride recharge of aesthetic dental materials. J Oral Rehabil, 26:936-940,1999.
24. Shimokobe H, Komatsu H, Matsui I : Fluoride content in human enamel after removal of the applied glass ionomer cement. J Dent Res, 66(Special Issue):131(Abst #196),1987.
25. Kawai K, Yasunaga T, Torii M, et al. : Inhibition of extracellular glucosyltransferase by elute from fluoride-releasing resin. Japan J Concerv Dent ,32: 1404-1411, 1989.
26. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR, et al. : Directly placed esthetic restorative materials. Compend Contin Educ Dent, 17:731-748, 1996.
27. Momoi Y, Kida K, Ikejima I, et al. : Compomer as a competitor to resin composite restorations. Modern trends in adhesive dentistry: Proceedings of the adhesive dentistry forum 99 in Tsurumi, Yokihama, Japan. 1st edition. Osaka, Japan, Kurary Co. Ltd. 2-19.
28. Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL : The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater. 11(3):186-190, 1995.
29. Tran LA, Messer LB : Clinicians' choices of restorative materials for children. Aust Dent J, 48:221-232,2003.
30. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G : Hardening shrinkage and hygroscopoic expansion of composite resins. J Dent Res, 61:654-658, 1982.
31. Gayosso CA, Santana FB, Ibarra JG, et al. : Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. Dent Mater, 20:228-235, 2004.

32. A.D. Puckett and R. Smith : Method to measure the polymerization shinkage of light cured composites. J Prosthet Dent, 68:56-58. 1992.
33. Lai JH, Johnson AE : Measuring polymerization shrinkage of photo activated restorative materials by a water filled dilatometer. Dent Mater, 9:139-143, 1993.
34. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, et al. : Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. Dent Mater, 20:313-321, 2004.
35. Burgess JO, DeGoes M, Walker R, et al. : An Evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract Periodont Aesthet Dent, 11:125-132, 1999.
36. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. J Dent Res, 68:977, 1989.
37. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC : Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J Dent, 20:183-188, 1992.
38. Bayne SC, Thonpson JY, Swift EJ, et al. : A characterization of first generation - flowable composites. J Am Dent Assoc, 129:567-577. 1998.
39. Cehreli MC, Canay S : Comparison of post-gel shrinkage strains in light-polymerized composite resins. J Prosthet Dent, 88:461-466, 2002.
40. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, et al. : Polymerization shrinkage of visible-lisht-cured composites. Oper Dent, 25:98-103, 2000.
41. Lee IB, Chang J, Ferracane J : Slumping resistance and viscoelasticity prior to setting of dental composites. Dent Mater, 24:1586-1593, 2008.
42. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al. : Effect of polymerization contraction in composite restorations. J Dent, 20:178-182, 1992.
43. Lim CC, Neo J, Yap A : The influence of finishing time on the marginal seal of a resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified resin

composite. J Oral Rehabil, 26:48-52, 1999.
44. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, et al. : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater, 15:128-137, 1999.
45. Bream M, Finger W, Doren VE, et al. : Mechanical properties and filler fraction of dental composites. Dent Mater, 5:346-349, 1989.
46. 박상진, 임호남 : 시판 복합 레진에 사용된 filler의 성분, 형태, 함량에 관한 연구. 경희의학 16: 35-49, 2000.
47. 이인복 : 복합 레진의 초기 동적 체적 중합수축의 실시간 측정. 대한치과보존학회지, 26: 134-140, 2001.
48. Aw TC, Nichollas JI : Polymerization shrinkage of densely filled resin composites. Oper Dent, 26:498-504, 2001.
49. Price RB, Rizkalla AS, Hall GC : Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. Am J Dent, 13:176-180, 2000.
50. Condon JR, Ferracane JL : Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. Dent Mater, 14: 256-260, 1998.
51. Gersappe D : Molecular mechanisms of failure in polymer nanocomposites. The American Physical Society, 89:1-4, 2002.
52. Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, et al. : Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. Quintessence Int, 21:883-886, 1990.
53. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent, 25:435-440, 1997.
54. Venhoven BA, DeGee AJ, Davidson CL : Light initiation of dental resins : dynamics of the polymerization. Biomaterials, 17:2313-2318, 1996.
55. Warren K : An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. J Oral Rehabil, 17: 327-334, 1990.

56. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, et al. : Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater, 17:178-183, 2001.
57. Ferracane JL, Greener EH : Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins. J Dent Res, 63:1093-1095, 1984.
58. Antonucci JM, Toth EE : Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry. J Dent Res, 62:121-125, 1983.
59. Rueggeberg FA, Craig RG : Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in light-curing composite. J Dent Res, 67:932-937, 1988.
60. Yearn JA : Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J, 35:218-225, 1985.
61. Asmussen E : Restorative resins: Hardness and strength vs quality of remaining double bonds. Scand J Dent Res, 90:484-489, 1982.
62. DeWald JP, Ferracane JL : A comparison of four modes of evaluation depth of cure of light-activated composites. J Dent Res, 66:727-730, 1982.
63. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A : Light-polymerization the principles and practical tips for its correct use. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 102:574-588, 1992.
64. 이용근, 임범순, 김철위 : 광도 및 광원 차이가 치과용 광중합 콤포짓트레진의 중합깊이에 주는 영향, 대한치과기재학회지 28(2):153-167, 2001.
65. 김효석, 이난영, 이상호, 오유향 : 적층충전법이 복합 레진의 중합수축에 미치는 영향. 대한소아치과학회지, 32: 481-490, 2005.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학번	20087423	과정	박사
성 명	한글: 강 지 선 한문: 姜 志 宣 영문: Kang Ji Sun				
주 소	충남 서산시 음암면 부장리 수림미소가 아파트 103동 901호				
연락처	E-mail : gangzi@nate.com				
논문제목	한글 PRG filler를 함유한 Giomer의 중합 수축 응력에 대한 평가				
	영문 Evaluation of polymerization shinkage stress of giomer containing PRG filler				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건 아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함.
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집과 형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포・전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물 이용의 허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음.
7. 소속 대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송・출력을 허락함.

동의여부 : 동의(○) 반대( )

2010년 2월

저작자: 강 지 선 (인)

조선대학교 총장 귀하