

Silorane-기질 치아 수복용 복합레진의 중합수축과 중합수축응력

이인복*† · 박성환** · 권현정* · 구자욱*** · 최낙삼***

Polymerization Shrinkage and Stress of Silorane-based Dental Restorative Composite

In-Bog Lee*†, Sung-Hwan Park**, Hyun-Jeong Kweon*, Ja-Uk Gu***, Nak-Sam Choi***

ABSTRACT: The purpose of this study was to measure the volumetric polymerization shrinkage kinetics and stress of a silorane-based dental restorative composite and compare it with those of conventional methacrylate-based dental composites. Two methacrylate-based composites (Z250, Z350 flowable) and one silorane-based composite (P90) were investigated. The volumetric polymerization shrinkage of the composites during light curing was measured using a laboratory-made volume shrinkage measurement instrument based on the Archimedes' principle, and the polymerization stress was also determined with the strain gage method. The shrinkage of silorane-based composites (P90) was the lowest, and that of Z350 flowable was the highest. Peak polymerization shrinkage rate was the lowest in P90 and the highest in Z350 flowable. The time to reach peak shrinkage rate of P90 was longer than those of the methacrylate-based composites. The polymerization shrinkage stress of P90 was lower than those of the methacrylate-based composites.

초 록: 본 연구의 목적은 silorane 기질의 치아 수복용 복합레진의 중합수축과 수축응력의 동력학을 평가하고 전통적인 methacrylate 기질의 복합레진과 비교하기 위함이다. 두 종의 methacrylate 기질의 복합레진(Z250, Z350 flowable)과 silorane 기질 복합레진(P90)이 사용되었다. 아르키메데스 원리를 응용해 자체 제작한 중합수축 측정 장치를 사용하여 광중합 중 일어나는 복합레진의 체적 중합수축을 측정하였고 스트레인게이지로 중합수축응력을 측정하였다. Silorane 기질 복합레진인 P90의 중합수축과 최대 중합수축률이 가장 낮았고 methacrylate 기질 복합레진인 Z350 flowable이 가장 높았다. Methacrylate 기질의 복합레진과 비교하여 silorane 기질의 복합레진 P90이 최대 수축률에 이른 시간은 더 길었고 중합수축응력은 낮았다.

Key Words: Silorane, 복합레진(composite resin), 중합수축(polymerization shrinkage), 중합수축응력(polymerization shrinkage stress), 최대수축률(peak shrinkage rate)

1. 서 론

치과용 복합레진은 심미성을 지닌 수복 재료로 도입된 이후 꾸준히 물성이 개선되어 마모저항성 및 파절강도 등

이 향상되었고, 전치부 뿐만 아니라 아말감과 금인레이를 대체하여 구치부에도 사용이 크게 증가하고 있다. 그러나 복합레진의 중합수축과 그에 따른 수축응력은 여전히 개선되어야 할 과제로 남아 있다[1-3]. 복합레진의 중합수축

접수: 2013년 5월 10일, 수정: 2013년 6월 21일, 게재승인: 2013년 6월 22일

*†서울대학교 치의학대학원 보존학교실, Corresponding author (E-mail: inboglee@snu.ac.kr)

**서울대학교 대학원 치의학과 전공

***서울대학교 치의학대학원

***한양대학교 기계공학과

은 van der Waals 힘으로 약하게 결합되어 있던 단량체 분자들이 중합반응이 진행됨에 따라 강한 공유결합을 이루면서 고분자 구조로 전환되어 단량체 사이의 거리가 줄어든 결과이다[4]. 현재 사용되는 대부분의 복합레진은 methacrylate 계열이며 이들은 0.9-5.7%의 체적 중합수축률을 가진다고 보고되고 있다[5,6]. 이러한 중합수축은 치아와 수복물 사이에 응력을 발생시켜 교두굴곡, 법랑질의 미세파절 등의 원인이 되고, 접착의 실패를 야기하여 미세누출을 일으킴으로써 수복물 변연의 변색, 이차우식, 슬후과민증, 치수염 등의 원인이 된다. 결과적으로 수복물의 수명은 단축되고, 재수복을 필요로 하게 된다[7-9].

이러한 문제점을 예방하기 위하여 복합레진의 중합수축을 줄이기 위한 다양한 시도가 이루어져 왔다. 대표적으로 단위 부피당 반응기의 수를 줄이거나 다른 종류의 레진기질을 사용하는 방법이 있다. 단위 부피당 반응기의 수를 줄이는 것은 단량체의 분자량을 증가시키는 방법과 무기질 충전재의 함량을 증가시키는 방법이 있는데 두 방법 모두 명확한 한계를 갖는다. 단량체의 분자량을 증가시키는 것은 분자량이 증가함에 따라 레진 기질의 점도가 증가하는 등 바람직하지 못한 유변학적 특성을 야기하고, 무기질 충전재의 함량을 증가시키는 것도 충전재 표면이 레진기질과 물리화학적으로 조화롭게 결합될 수 있는 한도 내에서만 가능하다[10,11]. 따라서 중합수축이 낮은 레진기질을 개발하려는 노력이 이루어지고 있으며, 최근에는 siloxane과 oxirane을 결합한 silorane을 레진기질로 사용한 복합레진이 소개되었다. Silorane 기질 복합레진은 자유반응기에 의해 중합반응이 일어나는 methacrylate 계열의 복합레진과 달리, “cationic ring opening” 기전으로 중합반응이 일어나도록 하여 중합수축을 줄이도록 개발되었다[11,12].

Silorane 기질 복합레진의 중합수축에 대한 최근의 연구[11,13,14]에 의하면 silorane 기질 복합레진의 중합수축률은 methacrylate 계열의 복합레진보다 낮은 값을 나타내는 것으로 보고되어 silorane 기질을 통하여 중합수축을 줄이고자 한 시도는 일견 성공적인 것으로 보인다. 하지만 중합수축응력에 대한 연구에서 Gao 등[15]은 silorane 기질 복합레진의 중합수축응력이 methacrylate 계열의 복합레진보다 낮은 것으로 보고한 반면, Boaro 등[14]은 높은 것으로 보고하여 상반된 결과를 보이고 있다. 따라서 silorane 기질을 통한 복합레진의 중합수축 감소효과 여부에 대해 판단을 내리기에는 아직 이르며, 중합수축 및 응력에 대한 추가적인 연구를 필요로 한다.

본 연구의 목적은 새로운 silorane 기질 복합레진의 중합수축의 동력학을 기존의 methacrylate 계열의 복합레진과 비교 분석하는 것이다. 본 연구의 귀무가설은 “Silorane 기질로 이루어진 복합레진의 중합수축률, 최대중합수축률, 최대중합수축시간, 그리고 중합수축응력은 기존 methacrylate 기질의 복합레진과 차이가 없다”이다.

2. 실험재료 및 방법

2.1 실험재료

Methacrylate 기질의 복합레진 2종(Z250, Z350 flowable)과 silorane 기질의 복합레진 1종(P90)을 대상으로 하였다(Table 1). 광조사기는 VIP Junior (Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA)를 사용하였고, 시편 표면에서 광의 세기는 600 mW/cm²이었다.

2.2 체적중합수축의 측정

중합수축의 측정에 사용된 장치의 구조는 Fig. 1과 같다. 광조사를 받은 복합레진은 중합이 진행됨에 따라 중합수축이 일어나 부피가 줄어들고 용기에 담긴 glycerin에 의한 부력이 감소하게 된다. 저울의 균형은 기울어지고 이는 빛 감지기(Photo sensor, dual photo transistor)에 의해 검출되어 servo amp에 입력, 즉각적으로 구동코일에 전류가 흘러 기울어진 균형을 원상복귀 시키는 토크를 발생시킨다. 이 때 흐르는 전류의 양을 전압으로 변환하여 저역통과필터를 거쳐 신호처리 후 데이터 획득장치(PCI 6024, National

Table 1. Composites used in this study

Composite (Lot No.)	Resin matrix	Filler (wt.%)	Manufacturer
Filtek Z250 Universal hybrid (N257101)	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA	0.01-3.5 μ m (average 0.6 μ m) Zr/silica particles (82 wt.%)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
Filtek Z350 Flowable (N283071)	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	5-20 nm Zr/silica nanoparticles 0.6-1.4 μ m nano-clusters (65 wt.%)	3M ESPE
Filtek P90 Silorane (N327380)	Silorane	0.01-3.5 μ m (average 0.47 μ m) quartz particles, yttrium fluoride (76 wt.%)	3M ESPE

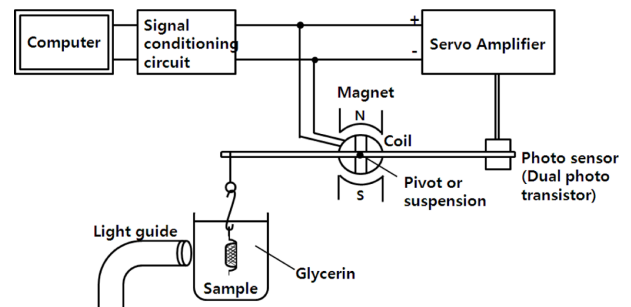


Fig. 1. Schematic diagram of the instrument for measuring polymerization shrinkage.

instrument Co., Mopac expwy, Austin, Tx, USA)를 통해 컴퓨터에 입력시킨다. 입력된 신호를 시간함수에 대한 부피 변화로 변환, 도시하여 역동적인 중합수축을 관찰할 수 있다[6,16].

복합레진 40-80 mg을 지름 4 mm의 알루미늄 시료 접시에 담아 저울에 장착한 후 영점을 조절하였다. Base line을 잡기 위해 데이터 획득 시작 후 30초 동안 광조사 없이 방치한 후 40초 동안 광조사 하였다. 총 10분 동안 100 mV/mg으로 조절된 출력전압을 33 data points/s로 기록하여 부피 변화를 Δm 로 구하였고 다시 부피 변화 ΔV 로 환산하였다. Glycerin의 온도는 $25 \pm 0.5^\circ\text{C}$ 로 조절하였고, glycerin의 밀도는 1.252 g/cm^3 로 계산하였다.

중합 후 경화된 시료의 무게를 측정하였다. 비중병을 이용하여 측정하여 놓은 각 복합레진의 밀도를 이용하여 시편의 중합 전 초기 부피를 구하였다. 중합수축률은 $100 \times \Delta V/V_{\text{initial}}$ (%)로 주어지고 이 때 ΔV 는 광조사 시작 t초 후의 체적 수축량을 의미하며 V_{initial} 은 중합 전 시편의 초기 체적을 의미한다.

각 복합레진의 중합수축률(Polymerization shrinkage), 최대중합수축률(Peak shrinkage rate), 그리고 최대중합수축률 시간(Time to peak shrinkage rate)을 구하였다.

2.3 중합수축응력의 측정

외경 8 mm, 내경 7 mm, 높이 2 mm의 황동 재질의 관통형 링을 준비하여 링의 내면은 $50 \mu\text{m}$ aluminum oxide powder로 10초간 sandblasting 처리하였고, 링의 외면에는 cyanoacrylate adhesive를 이용하여 원주 방향으로 strain

gage(Linear S-series 350Ω , CAS, Seoul, Korea)를 부착하였다(Fig. 2a and b). 링의 내면과 복합레진을 접착하기 위한 접착제로 methacrylate 기질의 복합레진 2종은 Scotchbond Multi-purpose adhesive system(3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을, silorane 기질의 복합레진은 P90 Adhesive system(3M ESPE)을 링의 내면에 적용하고 10초간 광조사 하였다. 링에 부착된 strain gage를 DAQ board(NI USB-6016, National instrument Co.)에 연결하고, Table 1에 표기된 복합레진 중 하나를 링에 충전하였다. 충전된 링을 움직이지 않도록 2개의 슬라이드글라스 사이에 위치시키고 측정을 시작하였다. Base line을 잡기 위해 초기 30초 간 광조사 없이 방치한 후 40초 동안 광조사 하였다. Wheatstone bridge와 instrumentation amplifier를 이용하여 strain gage 측정 회로(Fig. 2c)를 꾸미고 출력 전압을 100배로 증폭한 후 저역통과필터를 거쳐 잡음을 제거하였다. 광조사 개시 후 10분 동안 2 data points/s로 기록하였다. 출력 전압은 strain 값으로 변환되어 저장되었다. 측정된 strain을 ϵ , 링의 외경을 b, 링의 내경을 a, 링의 종탄성계수를 E라고 할 때 링의 내면에 가해지는 복합레진의 수축응력 σ_{cs} 는 $-\frac{b^2-a^2}{2a^2} E\epsilon$ 으로 주어진다[17,18].

모든 측정에 대하여 시편의 수는 5였고 각 복합레진의 중합수축과 응력에 대한 재료간의 차이를 비교하기 위해 유의수준(Significance level) $\alpha = 0.05$ 로 one-way ANOVA (Analysis of variance)로 통계처리 하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 복합레진의 중합수축의 동력학

각 복합레진의 광중합 개시 후 10분(base line 30초를 포함하여 총 650초)동안 시간의 흐름에 따른 체적 중합수축량의 변화는 Fig. 3a와 같다. 광조사 시작 후 급격히 중합수축이 증가하다가 점차 증가율은 줄어들었고 광조사가 끝난 시점부터 증가율은 다시 증가하였다(Fig. 3b). 이후 중합수축은 서서히 지속되었다. 10분 후 각 복합레진의 중합수축률은 Table 2와 같다. P90은 1.50%로서 가장 작은 중합수축률을 나타냈고, Z350 flowable이 3.92%로 가장 큰 값을 나타냈다(ANOVA 해석 결과 확률값 $p < 0.05$ 로 레진별 중합수축률 측정값은 통계적 차이를 확실히 보여줌).

단위시간당 중합수축률의 변화를 관찰하기 위해 중합수축량의 시간에 대한 미분값 $dVol\%/dt$ 를 Fig. 3c에 나타냈다. 최대중합수축률은 P90이 $0.03\%/s$ 로 가장 낮았고, Z350 flowable이 $0.27\%/s$ 로 가장 높았다. 광조사 시작 후 가장 큰 중합수축률을 보이는 시점인 최대중합수축률시간은 P90이 11.2초로 가장 느렸고, Z250이 4.5초로 가장 빨랐다.

본 연구에서는 silorane 기질 복합레진과 methacrylate 계열 복합레진의 중합수축의 동력학을 비교하기 위해 자체 제작한 체적중합수축 측정장치를 활용하였다. 이 체적중합

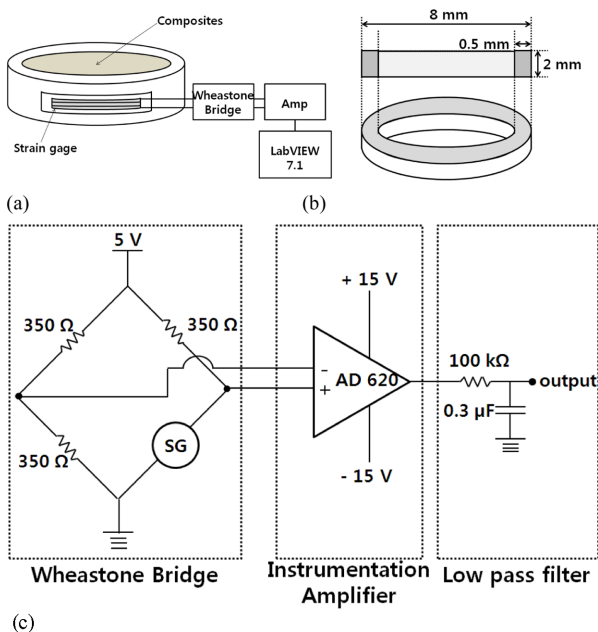


Fig. 2. (a) Schematic diagram of polymerization shrinkage stress measurement with strain gage. (b) Dimension of the brass ring. (c) Circuit diagram for the strain measurement.

수축 측정장치는 mercury dilatometer, water dilatometer 등 기존의 측정장치와는 달리 온도 변화에 민감하지 않고 소

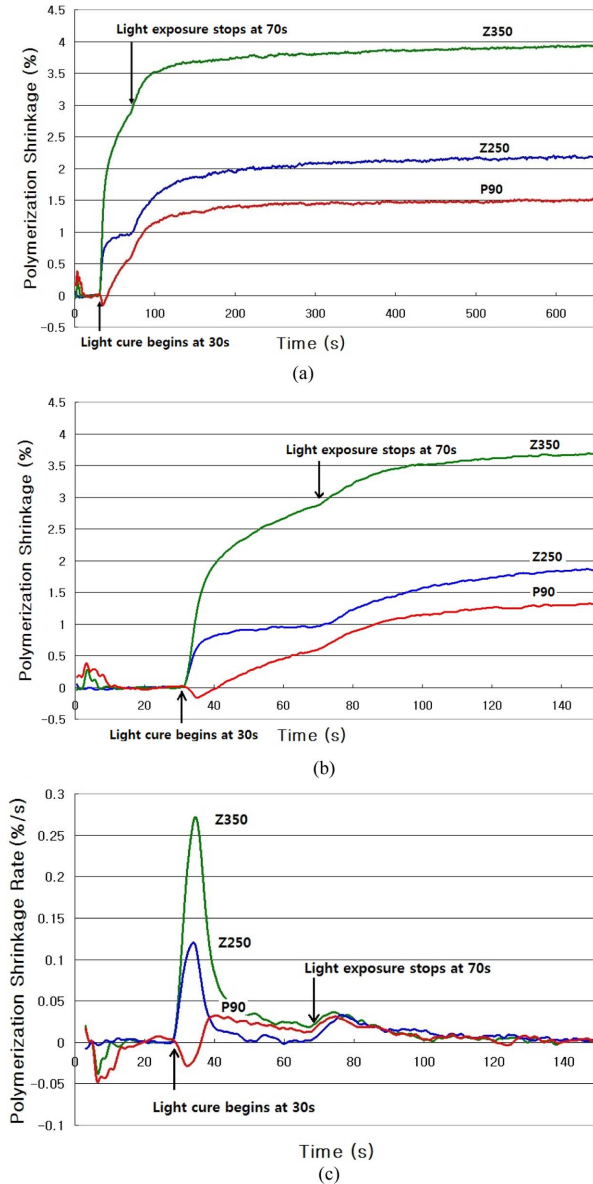


Fig. 3. (a) Polymerization shrinkage (%) vs time (s) for 10 min. (b) Initial polymerization shrinkage (%) vs time (s). (c) Initial polymerization shrinkage rate (%/s) vs time (s).

Table 2. Polymerization shrinkage (%) at 10 min, peak shrinkage rate (%/s), time to peak shrinkage rate (s), and polymerization shrinkage stress (MPa) of composites

Composite	Polymerization shrinkage (%)	Peak shrinkage rate (%/s)	Time to peak shrinkage rate (s)	Polymerization shrinkage stress (MPa)
Z250	2.19 (0.15) ^b	0.12	4.5	9.11 (0.18) ^b
Z350 flowable	3.92 (0.11) ^a	0.27	4.9	12.17 (0.24) ^a
P90	1.50 (0.10) ^c	0.03	11.2	8.09 (0.36) ^c

Numbers in parenthesis are standard deviations (n = 5).

Same superscript letters in the column mean that there is no statistical difference.

량의 시료로도 중합수축의 측정이 가능하다는 장점을 갖는다[6,16].

기존의 연구[6,16]와 달리 본 연구에서는 부력을 유발하는 매개체로 증류수 대신 glycerin을 사용하였다. Glycerin은 알코올의 일종으로서 강한 점성, 습윤성 및 흡습성을 특징으로 하는데 본 연구에서 glycerin을 사용한 이유는 다음과 같다. 첫째, 복합레진의 중합에 영향을 미칠 수 있는 수분의 영향을 차단하고자 하였다. 기존의 연구에서 복합레진은 증류수에 의해 둘러싸여 있기 때문에 복합레진의 친수성 기질은 수분의 영향에서 자유로울 수 없다. 따라서 보다 근본적으로 수분의 영향을 차단하기 위하여 glycerin으로 증류수를 대체하였다. 둘째, 측정 과정에서 증류수의 증발로 인한 오차를 줄이고자 하였다. 본 연구에서 사용된 측정장치는 미세한 부력변화에 의해 편위된 저울을 감지하여 음폐환을 통하여 원래의 영위치로 되돌려 주는 과정에서 데이터를 획득하게 된다. 이 때 부력변화 이외에 저울을 편위시키는 외부요소가 존재한다면 측정결과에 오차를 유발할 수 있는데, 증류수의 증발은 용기 내의 수면의 높이를 낮춤으로써 복합레진의 중합과 관계없이 시편을 매단 wire에 작용하는 부력에 영향을 미칠 수 있다. 측정이 이루어지는 동안 증류수의 증발은 미미하겠지만, 측정 과정이 약간의 진동이나 바람에도 영향을 받을 수 있는 0.01 mg 수준의 미약한 신호를 다루고 있다는 점을 고려하면 증류수의 증발은 측정 결과에 영향을 미칠 수 있다. 따라서 끓는점이 290°C로서 상온에서 증기압이 0에 가까운(0.0025 mmHg at 50°C) glycerin을 사용하여 증발에 의한 오차를 줄이고자 하였다.

측정 결과 중합수축량은 P90이 1.50%로 가장 낮게 나타났는데, 이는 동일 제품의 silorane 기질 복합레진의 중합수축량에 대하여 Papadogiannis 등[13]이 보고한 1.34%와도 유사하였고, Weinmann 등[11]이 “bonded disc method”를 사용하여 측정한 0.99%와는 차이를 보였다. 측정 장치와 조건이 모두 다르다는 점을 고려할 때 위의 결과에서 절대치의 비교 보다는 각각의 연구에서 silorane 기질 복합레진의 중합수축량이 가장 낮게 나타났다는 점에 주목할 필요가 있겠다. 이와 같은 silorane 기질 복합레진의 낮은 중합수축은 “Cationic ring opening”에 의한 중합기전에 의한 것으로 알려져 있다[11-13]. 중합과정 중 선형 반응을 갖는 단량

체가 서로 결합하면서 상호간의 거리가 줄어 수축이 일어나는 methacrylate 계열의 복합레진과는 달리, silorane 기질 복합레진은 중합에 관여하는 부위인 oxirane의 ring 구조가 열리면서 공간을 확보하게 되어 단량체 사이의 결합에서 일어나는 체적의 감소를 일부 상쇄하게 되는 것이다.

Z250의 중합수축량(2.19%)이 Z350 flowable(3.92%)보다 낮은 중합수축량을 보인 이유는, Table 1에 보인 바와 같이 상대적으로 큰 분자량을 가진 UDMA가 Z250의 레진 기질에 함유되어 있고 보다 많은 양의 filler가 포함되어 있어서 단위 부피당 반응기의 수가 줄어들었기 때문인 것으로 생각된다.

단위 시간 당 중합수축률은 단순히 시간에 따라 축적되는 중합수축량 보다 중합수축의 역학적 과정을 더 정확하게 나타내준다[13]. Fig. 3c에서 중합수축률은 광조사 개시 후 초기에 급격히 증가하여 최대값에 이른 후 빠르게 감소하지만, 광조사가 끝난 후에도 중합수축은 약하게 지속된다. 가장 큰 중합수축률을 보이는 시점인 최대중합수축률 시간(Time to peak shrinkage rate)은 Z250이 4.5초, Z350 flowable이 4.9초를 나타냈고, P90은 11.2초로 methacrylate 계열 복합레진에 비해 현저히 긴 것으로 나타났다. 최대 중합수축률에 이르는 시간은 중합수축의 역학적 과정을 분석할 때 매우 중요한 요소로서 이 값이 긴 경우 중합과정에 의해 성장하는 고분자 사슬의 유동성이 비교적 오랫동안 유지되어 재료의 탄성계수가 서서히 증가한다고 할 수 있다[19]. 따라서 수축량과 탄성계수의 영향을 받는 수축응력 또한 서서히 증가하게 된다.

Glycerin의 점도(viscosity)는 $1.2 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 로 증류수의 $8.94 \times 10^{-4} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 에 비하여 훨씬 크기 때문에, 중합수축에 의한 복합레진 시편에 작용하는 부력의 감소로 인하여 저울의 균형이 깨지기까지는 약간의 시간 지연이 발생할 수 있다. 결국 측정결과는 보다 완만해지고 느려지게 되므로 최대중합수축률은 작아지고, 최대중합수축시간은 커지게 된다. 또한 glycerin이 광조사기의 열에 의해 열 팽창하여 복합레진 시편을 매달고 있는 wire가 잠긴 높이에 영향을 줄 수 있다. 이러한 효과는 광조사 과정에서 중합수축에 의한 부력의 감소를 상쇄하는 방향으로 작용하여 중합 초기 수축 곡선(Fig. 3a)의 형태를 보다 완만하게 만들게 된다. 광조사가 종료되는 시점에서 glycerin의 열팽창에 의한 효과가 사라지면서 급격히 수축이 증가하는 양상으로 나타나는 수축 곡선(Fig. 3b and c)의 형태를 통해 이러한 사실을 확인할 수 있다. 증류수를 이용한 이전의 연구[6,16]에서도 이러한 효과가 나타나고 있지만 본 연구에 비해 미미하며 이는 물($207 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$)과 glycerin($615 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$)의 열팽창계수 차이에서 비롯되는 것으로 생각된다.

3.2 복합레진의 중합수축응력

각 복합레진의 10분 후 중합수축응력은 Table 2와 같고, Z350 flowable이 가장 큰 수축응력을, P90이 가장 작은 수축

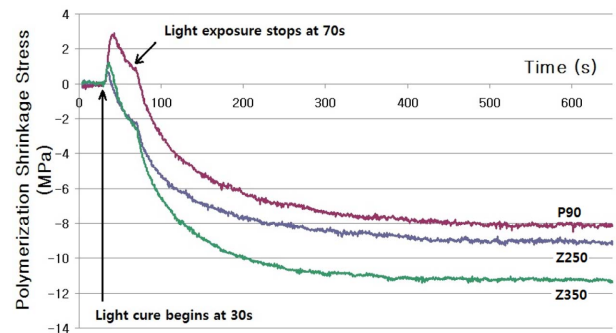


Fig. 4. Polymerization shrinkage stress (MPa) vs time of the three composites.

Table 3. Time (s) to reach the specific values of the polymerization shrinkage stress of composites

Composite	Time to reach (s)		
	1 MPa	3 MPa	5 MPa
Z250	16.9	44.0	65.3
Z350 flowable	19.3	41.9	53.1
P90	49.6	70.9	112.5

응력을 나타냈다($p < 0.05$). 시간에 따른 변화를 살펴보면, 3종의 복합레진 모두에서 광조사가 시작된 직후 일시적으로 팽창하였다가 수축하기 시작하여 수축응력이 점차 증가하였고 증가 속도는 둔화되어 10분 경과 후에는 거의 평형에 도달하였다(Fig. 4). 각 복합레진이 일정한 값의 수축응력에 도달하기까지의 시간을 비교해 보면 Table 3과 같다. 1 MPa에는 Z250, Z350 flowable, P90의 순서로 도달하였고, 3 MPa, 5 MPa에는 Z350 flowable, Z250, P90의 순서로 도달하였다.

복합레진은 중합이 진행됨에 따라 중합수축이 일어날 뿐만 아니라 복합레진 자체의 탄성계수가 꾸준히 증가하게 된다. 이러한 두 가지 요소가 조합된 결과 복합레진과 링의 내면 사이에서 수축응력으로 작용하게 되고, 링의 변형을 유발하게 되는 것이다. 응력은 주어진 변형률과 탄성계수의 곱에 의해 결정된다는 Hooke의 법칙을 이용하면 이 값으로부터 링의 내면에 가해지는 수축응력을 구할 수 있다. 하지만 복합레진과 링의 내면 사이에 부분적으로라도 탈락이 일어난다면 복합레진의 중합수축 효과는 완전히 링에 전달되지 않게 된다. 따라서 수축응력을 측정함에 있어 가장 중요한 점은 복합레진과 링 내면 사이의 접촉부위에서 탈락이 일어나지 않도록 하는 것이었다. 이를 위해 링의 내면은 충분히 sandblasting 처리하였고, 임상에서와 동일하게 각각의 복합레진에 사용되는 접착제를 적용하였으며, 복합레진을 빈틈없이 충전하였다. 그럼에도 불구하고 측정 과정에서 데이터가 갑자기 불연속적으로 나타나는 등 접착부의 탈락이 일어난 것으로 의심된 경우 시험결과에서

제외하였다.

측정 결과 silorane 기질 복합레진은 다른 2종의 methacrylate 계열 복합레진에 비해 낮은 중합수축응력을 나타냈다. 이는 P90의 중합수축응력이 Z250에 비해 낮게 측정된 Gao 등 [15]의 연구와는 일치했지만, P90의 중합수축응력이 Z250보다 높게 나타난 Boaro 등[14]의 결과와는 상이했다. 이처럼 결과가 서로 다른 이유는 측정 장치와 조건(Compliance 등)이 표준화되지 않았기 때문인 것으로 생각된다.

본 연구에서 중합수축응력 측정 시 링의 재질로 사용한 황동의 탄성계수는 90 GPa로서 범랑질(84.1 GPa)과 유사하고 상아질(18.3 GPa) 보다는 크다[20,21]. 측정장치의 compliance가 낮아질수록 수축응력이 높게 측정된다고 보고한 연구[22-24]에 비추어 볼 때, 본 연구에서 측정된 중합수축응력은 범랑질과 상아질로 구성된 실제 치아에서 일어날 수 있는 복합레진의 중합수축응력 보다는 약간 클 것으로 생각된다.

시간에 따른 중합수축응력 변화(Fig. 4, Table 3)를 살펴보면 1 MPa에 가장 먼저 도달한 복합레진은 Z250인 반면, 3 MPa에 먼저 도달한 것은 Z350 flowable이다. 시간에 따른 중합수축량 변화(Fig. 3)에서 Z350 flowable이 일관되게 Z250보다 크게 나타났던 것과는 다른 결과이다. 이는 중합 과정에서 각 복합레진의 탄성계수가 증가하는 속도가 다르기 때문에 나타난 결과로서 중합수축량의 변화와 중합수축응력의 변화가 항상 비례하지는 않는다는 것을 보여준다. 위의 결과에서 중합 초기 탄성계수가 증가하는 속도는 Z250이 Z350 flowable 보다 더 크다는 것을 유추해 볼 수 있고 이는, Min 등[24]의 보고와도 일치한다.

중합수축응력은 일정 구간의 중합수축률과 탄성계수의 곱을 총 측정 시간에 걸쳐 적분한 값으로 주어진다[24]. 따라서 중합수축률이 낮고 탄성계수의 증가속도가 느릴수록 수축응력은 줄어들게 된다. 본 연구의 결과 silorane 기질 복합레진인 P90은 다른 2종의 methacrylate 기질의 복합레진보다 최대중합수축률이 낮은 것으로 나타났다. 또한 P90의 최대중합수축시간은 가장 긴 것으로 나타났는데, 이는 재료의 탄성계수가 상대적으로 서서히 증가했다는 것을 의미한다[19]. 이를 통해 P90이 가장 낮은 중합수축응력을 나타낼 것으로 예상할 수 있었고, strain gage를 이용한 중합수축응력 측정 결과는 이러한 예상과 일치하였다. 비록 시간에 따른 탄성계수의 변화에 대한 정량적인 평가가 이루어지지 못하였지만, 이상의 결과를 통해 silorane 기질 복합레진이 중합수축에 관한 한 가장 바람직한 수축 양상을 보인다고 할 수 있다.

본 연구 결과 silorane 기질 복합레진은 methacrylate 계열 복합레진보다 중합수축 및 중합수축응력이 작은 것으로 나타나 귀무가설은 기각되었다. Silorane 기질 복합레진은 현재 통용되고 있는 methacrylate 계열 복합레진의 중합수축 문제에 대한 대안으로서의 가능성을 충분히 가지고 있다

고 할 수 있다. 하지만 P90은 점도가 높아서 충전 시 외동 내면에 잘 밀착시키기가 어렵고 조작성이 떨어진다는 한계가 존재한다[25]. 따라서 앞으로의 연구에서는 중합수축역학에 관한 것뿐만 아니라 점탄성과 같이 복합레진의 조작성에 영향을 미치는 유변학적 특성과 계면적합도에 대한 연구도 이루어질 필요가 있을 것으로 생각된다.

4. 결 론

본 연구에서는 치아의 수복에 사용되는 silorane 및 methacrylate 기질의 광중합 복합레진의 체적중합수축 및 중합수축응력을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 중합수축량은 silorane 기질 복합레진인 P90이 1.50%로 가장 낮았고, methacrylate 기질의 복합레진인 Z350 flowable이 3.92%로 가장 높았으며 최대중합수축률은 P90이 0.03%/s로 가장 낮았고, Z350 flowable이 0.27%/s로 가장 높았다.
2. Silorane 복합레진인 P90의 최대중합수축률시간은 11.2초로서 methacrylate 복합레진인 Z250의 4.5초, Z350 flowable의 4.9초보다 2배 이상 느렸다.
3. 중합수축응력은 silorane 기질의 복합레진인 P90이 8.09 MPa로 methacrylate 기질의 복합레진 Z250(9.11 MPa)과 Z350 flowable(12.17 MPa) 보다 낮았다.
4. 중합수축량과 중합수축응력의 시험평가로 판단할 때 silorane 기질의 복합레진이 methacrylate 기질의 복합레진보다 치아를 수복하기 위해 바람직한 결과를 보였다.

후 기

본 연구는 2012년도 교육과학기술부의 재원(No. 2012R1A2A2A02010147)으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구입니다.

참고문헌

1. Davidson, C.L., and Feilzer, A.J., "Polymerization Shrinkage and Polymerization Shrinkage Stress in Polymer-based Restoratives," *Journal of Dentistry*, Vol. 25, 1997, pp. 435-440.
2. Peutzfeld, A., "Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems," *European Journal of Oral Sciences*, Vol. 105, 1997, pp. 97-116.
3. Braga, R.R., and Ferracane, J.L., "Alternatives in Polymerization Contraction Stress Management," *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, Vol. 15, 2004, pp. 176-184.
4. Kleverlaan, C.J., and Feilzer A.J., "Polymerization Shrinkage and Contraction Stress of Dental Resin Composites," *Dental Materials*, Vol. 21, 2005, pp. 1150-1157.
5. Song, Y.X., and Inoue, K., "Linear Shrinkage of Photo-activated Composite Resins During Setting," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 28, 2001, pp. 335-341.

6. Lee, I.B., Cho, B.H., Son, H.H., and Um, C.M., "A New Method to Measure the Polymerization Shrinkage Kinetics of Light Cured Composites," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 32, 2005, pp. 304-314.
7. Feilzer, A.J., de Gee, A.J., and Davidson, C.L., "Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration," *Journal of Dental Research*, Vol. 66, 1987, pp. 1636-1639.
8. Venhoven, B.A.M., de Gee, A.J., and Davidson, C.L., "Polymerization Contraction and Conversion of Light-curing BisGMA-Based Methacrylate Resins," *Biomaterials*, Vol. 14, 1993, pp. 871-875.
9. Palin, W.M., Fleming, G.J.P., Nathwani, H., Burke, F.J.T., and Randall, R.C., "In vitro Cuspal Deflection and Microleakage of Maxillary Premolars Restored with Novel Low-shrink Dental Composites," *Dental Materials*, Vol. 21, 2005, pp. 324-335.
10. Stansbury, J.W., Trujillo-Lemon, M., Lu, H., Ding, X., Lin, Y., and Ge, J., "Conversion-dependent Shrinkage Stress and Strain in Dental Resins and Composites," *Dental Materials*, Vol. 21, 2005, pp. 56-67.
11. Weinmann, W., Thalacker, C., and Guggenberg, R., "Siloranes in Dental Composites," *Dental Materials*, Vol. 21, 2005, pp. 68-74.
12. Miletic, V., Ivanovic, V., Dzeletovic, B., and Lezaja M., "Temperature Changes in Silorane-, Ormocer-, and Dimethacrylate-based Composites and Pulp Chamber Roof During Light-curing," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Vol. 21, 2009, pp. 122-132.
13. Papadogiannis, D., Kakaboura, A., Palaghias, G., and Eliades, G., "Setting Characteristics and Cavity Adaptation of Low-shrinking Resin Composites," *Dental Materials*, Vol. 25, 2009, pp. 1509-1516.
14. Boaro, L.C., Goncalves, F., Guimaraes, T.C., Ferracane, J.L., Versluis, A., and Braga, R.R., "Polymerization Stress, Shrinkage and Elastic Modulus of Current Low-shrinkage Restorative Composites," *Dental Materials*, Vol. 26, 2010, pp. 1144-1150.
15. Gao, B.T., Lin, H., Zheng, G., Xu, Y.X., and Yang, J.L., "Comparison Between a Silorane-based Composite and Methacrylate-based Composites: Shrinkage Characteristics, Thermal Properties, Gel Point and Vitrification Point," *Dental Materials Journal*, Vol. 28, 2012, pp. 76-85.
16. Lee, I.B., "A New Method - Real Time Measurement of Initial Dynamic Volumetric Shrinkage of Composite Resins During Polymerization," *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, Vol. 26, 2001, pp. 34-140.
17. Riley, W.F., Sturges, L.D., and Morris, D.H., *Mechanics of Materials*, 5th ed., John Wiley & Sons, Inc. pp. 249-252, 1999.
18. Gu, J.U., Choi, N.S., and Arakawa, K., "Interfacial Fracture Analysis of Human Tooth-composite Resin Restoration Using Acoustic Emission," *Journal Korean Society for Composite Materials*, Vol. 22, 2009, 5-51.
19. Obici, A.C., Sinhoreti, M.A.C., De Goes, M.F., Consai, S., and Sobrinho, L.C., "Effect of the Photo-activation Method on Polymerization Shrinkage of Restorative Composites," *Operative Dentistry*, Vol. 27, 2002, pp. 192-198.
20. Craig, R.G., *Restorative Dental Materials*. 10th ed., Mosby, pp. 66, 1997.
21. O'Brien, W.J., *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed., Quintessence Publications, pp. 119, 2002.
22. Lee, S.H., Chang, J., Ferracane, J., and Lee, I.B., "Influence of Instrument Compliance and Specimen Thickness on the Polymerization Shrinkage Stress Measurement of Lightcured Composites," *Dental Materials*, Vol. 23, 2007, pp. 1093-1100.
23. Seo, D.G., Min, S.H., and Lee, I.B., "Effect of Instrument Compliance on the Polymerization Shrinkage Stress Measurements of Dental Resin Composites," *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, Vol. 34, 2009, pp. 145-153.
24. Min, S.H., Ferracane, J., and Lee, I.B., "Effect of Shrinkage Strain, Modulus and Instrument Compliance on Polymerization Shrinkage Stress of Light-cured Composites During the Initial Curing Stage," *Dental Materials*, Vol. 26, 2010, pp. 1024-1033.
25. Ende, A.V., Munck, J.D., Mine, A., Lambrechts, P., and Meerbeek, B.V., "Does a Low-shrinking Composite Induce Less Stress at the Adhesive Interface?," *Dental Materials*, Vol. 26, 2010, pp. 215-222.