[UCI]I804:24011-200000241034

2011년 2월

석사학위 논문

Silorane계 복합레진의 중합수축응력의 평가

조선대학교 대학원

치 의 학 과

류 승 지

Silorane계 복합레진의 중합수축응력의 평가

Evaluation of polymerization shrinkage stress in silorane-based composites

2011년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

류 승 지

Silorane계 복합레진의 중합수축응력의 평가

지도교수 민 정 범

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2010년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

류 승 지

류승지의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 황 호 길 인

위 원 조선대학교 교수 김 희 중 인

위 원 조선대학교 교수 민 정 범 인

2010년 11월 30일

조선대학교 대학원

목 차

표 목 차 ····· ii
도 목 차 ····· iii
영문초록 ····· iv

Ⅰ. 서론 ····· 1

Ⅱ. 실험재료 및 방법 ····· 3

Ⅲ. 실험성적 ····· 7

Ⅳ. 총괄 및 고안 ····· 9

Ⅴ. 결론 ····· 12

Ⅵ. 참고 문헌 ····· 13

표 목 차

Table 1. Composites used in this study ····· 4

Table 2. Values (MPa / Mean ± SD) of shrinkage stress in each group at each measuring time ····· 8

도 목 차

Figure 1. Structure of strain gauge ····· 3

Figure 2. Schematic diagram of specimen and preparation ····· 5

Figure 3. Analysis of stress in a thick walled acrylic ring ····· 6

Figure 4. Change of shrinkage stress (MPa) in each group for 800 seconds ····· 7

ABSTRACT

Evaluation of polymerization shrinkage stress in silorane-based composites

Ryu, Seung-Ji
Advisor : Prof. Min, Jeong-Bum, D.D.S., Ph. D.
Department of Dentistry
Graduate School of Chosun University

The purpose of this study was to evaluate the polymerization shrinkage stresses among conventional methacrylate-based composite resins and silorane-based composite resin.

The strain guage method was used for the determination of polymerization shrinkage strain. Specimens were divided by 3 groups according to various composite materials. Conventional methacrylate-based composite resin; Filtek Z-250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) and Filtek P-60 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA); and silorane-based resin; Filtek P-90 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Measurements were recorded at each 1 second for the total of 800 seconds including the periods of light application. The results of polymerization shrinkage stress were statistically analyzed using One way ANOVA, and Tukey test ($p = 0.05$).

The results were as follows:

1. All groups showed transient expansion just after irradiation of curing light.

Shrinkage stress was increased rapidly at the early phase of polymerization and after 200 seconds reduced slowly as time elapsed.

2. The polymerization shrinkage stress of silorane-based composite resin showed lower than conventional methacrylate-based composite resin ($p < 0.05$).
3. Shrinkage stress in methacrylate-based composite resin groups did not show significant difference ($p > 0.05$).

The use of silorane-based composite resin may reduce polymerization shrinkage stress and subsequently reduce marginal leakage, which increase the risks of cuspal deflection, secondary-caries formation, and pulpal inflammation. But elastacity of modulus also should be considered before clinical application and we need to study more about silorane-based composite resin.

Ⅰ. 서 론

1960년대 중반에 치과 수복용 복합레진이 도입된 이후 많은 재료의 발전이 이루어져, 복합레진의 물성이 개선되었고 수명과 적응증도 확대되었다. 이러한 발전에도 불구하고 복합레진의 중합수축은 아직 해결되지 않은 주요 단점으로 남아있다.[1-4] Van der Waals 힘으로 약하게 결합되어 있던 단량체 분자가 중합되면서 강력한 공유결합으로 교차결합을 이루며 사슬모양의 다량체 고분자 구조로 전환되면서 고분자 내의 단량체 사이의 거리가 줄어 체적수축이 일어나게 된다.[2,5] 현재 사용되는 대부분의 복합레진은 methacrylate 계열이며 이러한 복합레진의 선형 중합수축은 0.2 - 2%, 체적 중합수축은 0.9 - 5.7%를 가진다고 보고되고 있다.[6,7] 이러한 중합수축은 복합레진의 내부응력과 접착 치질의 변위를 유발하게 된다.[5] 결과적으로 이것은 변연부 소실, 미세누출, 이차 우식, 법랑질의 미세균열, 치아 교두 굴곡 및 술후과민증을 야기시키는 주요한 원인이 될 수 있다.[8-11]

복합레진의 중합수축을 줄이기 위해 레진기질을 변화시키거나 무기질 충진재 함량을 증가시키는 방법이 있다. 분자량을 증가시켜 단위 부피당 반응기의 수를 줄임으로서 중합수축을 줄일 수 있으나 분자량이 큰 단량체를 사용하는 경우 점도가 증가하는 등, 바람직하지 못한 유변학적 특성을 야기하므로 그 한계가 있다. 무기질 충진재의 함량을 증가시키는 방법은 충진재 표면이 레진기질과 물리화학적으로 조화롭게 결합될 수 있는 한도 내에서만 가능하다.[12,13] 따라서 중합수축이 낮은 레진기질을 개발하려는 노력이 이루어지고 있으며, 최근에는 siloxane과 oxirane을 결합한 silorane을 레진기질로 사용한 복합레진이 소개되었다.[12,14] Silorane 복합레진의 낮은 중합수축량은 “Cationic ring opening"에 의한 중합기전에 의한 것으로 제시되고 있다.[12,14,15] 중합과정 중 인접하는 단량체가 서로 결합하면서 상호간의 거리가 줄어 체적이 감소하는 methacrylate 계열의 복합레진과는 달리, silorane 복합레진은 oxirane ring을 가진 소수성의 siloxane backbone으로 구성되는데, 선형 반응기 (linear reactive groups)를 갖는 methacrylate 레진을 포함하지 않으며, 중합에 관여하는 부위인 oxirane의 ring 구조가 열려지면서 공간을 확보하게 되고, 이후에 일어나는 화학적 결합에서 유발되는 부피의 감소를 상쇄하게 된다.[16]

기존의 중합수축에 대한 연구는 주로 미세누출과 연관된 변연 접합성, 결합 강도에 대해 간접적으로 접근하는 방법, 그리고 중합수축량이나 수축응력을 직접 측정하는 방

법 등이 있다. 직접 측정법으로는 주로 mercury dilatometer나 water dilatometer를 사용하여 체적변화를 측정하거나 중합 전후의 비중변화를 정밀분석저울로 측정하였는데, 이들 방법은 매우 번거로운 작업을 필요로 하고 온도변화에 민감하여 정밀한 측정에 어려움이 있다. 이외에 직접 측정법에는 linometer를 이용하는 방법, 광탄성법, 유한요소분석법, 그리고 스트레인 게이지 (Strain gauge)를 이용하는 방법 등이 보고되고 있다.[17,18] 이중 본 연구에서는 1992년 Sakaguchi와 Douglas에 의해 소개된 스트레인 게이지를 이용하여 복합레진의 중합시 발생하는 수축 응력을 측정하였다.[19]

본 연구의 목적은 새로운 silorane 복합레진의 중합수축응력을 기존의 methacrylate 계열의 복합레진과 비교 분석하는 것이다. 본 연구의 귀무가설은 "Silorane 기질로 이루어진 복합레진의 중합수축 응력은 기존 methacrylate 기질의 복합레진과 차이가 없다" 이다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. Strain gauge의 구조와 동작 원리

스트레인 게이지는 물리적인 변형량 (Strain)을 전기적인 신호로 바꾸어 피측정물의 변형량을 측정하는 저항센서이다. 금속저항체를 당기면 길어지는 동시에 가늘어져 전기저항이 증가하고 반대로 압축되면 전기저항이 감소하는 것으로 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

전기저항 (R) = ρ L/A

여기서 L은 저항체의 길이, A는 단면적, ρ는 비저항이다. 따라서 같은 소재의 저항체인 경우 길이가 길어지고 단면적이 좁아질수록 큰 저항값을 가진다. 측정하고자 하는 물체에 부착시켜 길이 방향으로 이완, 수축시킬 경우 그 변형량에 비례하여 저항값의 변화가 생긴다. 특히 부착시키는 저항체가 얇고 가늘수록 피측정물과 같이 거동할 것이므로 물체의 변형량을 예상할 수 있다.

다음은 스트레인 게이지의 구조와 피측정물체에 부착시킨 상태에서의 단면도이다.

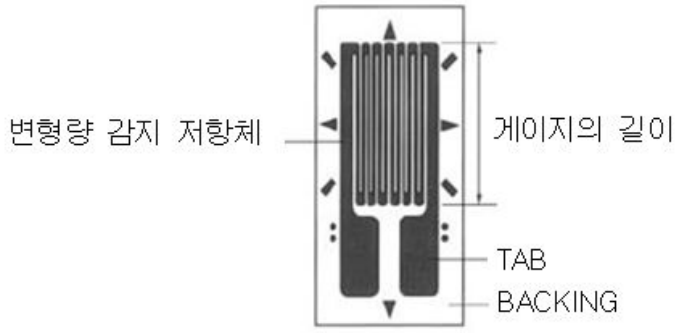

Figure 1. Structure of strain gauge.

A. 변형량 감지 저항체

스트레인 게이지의 가장 주요한 부분으로 보통 여러가닥의 세선을 한 방향으로 배열하여 직렬연결함으로써 감지량을 증대시킨다. 구리와 니켈의 합금인 콘스탄탄 금속 합금이 쓰였으며 두께는 대략 5 ㎛ 정도이다.

B. 보호재

변형량 감지 저항체를 물리적, 화학적인 손상으로부터 보호하기 위하여 뒤판 소재와 같은 소재로 보호 하거나 전용의 코팅 재료를 이용하여 보호한다.

2. 실험재료

본 연구에서 수복용 methacrylate 기질의 복합레진 2종은 Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)과 P60 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을 사용하였고, silorane 기질의 복합레진은 P90 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을 사용하였다 (Table 1). 외경 10 mm, 내경 7 mm, 높이 3 mm의 아크릴릭 주형을 준비하고 주형 내면과 복합레진을 접착하기 위한 접착제로는 각 수복재의 전처리제에 해당하는 제품으로 methacrylate 기질의 복합레진 2종은 Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를, silorane 기질의 복합레진은 P90 Adhesive system (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을 적용하고 할로겐 광조사기 Spectrum 800 (Dentsply Caulk, Milford, DE. USA)을 400 ㎽/㎠의 광강도로 사용하였다. 수축응력의 측정을 위해 TML foil strain gauge (FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)와 TML data logger (DTDS.THS-7120, SOKKI, Japan)를 사용하였다.

Table 1. Composites used in the study

Composites	Components	Manufacturer
Z250 (Batch No. N172254)	Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA, Silane treated ceramic	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
P60 (Batch No. N174524)	Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA, Silane treated ceramic	
P90 (Batch No. N132574)	3,4-Epoxycyclohexylcyclopolymethylsiloxane, Yttrium fluoride, Bis-3,4-Epoxycyclohexylethgylphenyl-methylsilane, Mixture of Epoxyfunctional Di-and Oligo-siloxane by-products, Mixture of Alpha-substituted by-products, Mixture of Epoxy-mono-silane by products, Silane treated Quart	

3. 실험방법

Z250, P60, P90 각 군당 10개의 시편을 준비하였다. 시편에 스트레인 게이지를 부착하고 각 재료의 제조사에서 추천하는 접착제 도포 후 10초간, 수복 재료 적용 후 40초간 할로겐 광조사기로 광중합한 뒤 중합수축응력을 측정하였다.

A. 시편 제작

외경 10 mm, 내경 7 mm, 높이 3 mm의 아크릴릭 주형을 준비하고 주형의 내면은 Microetcher (Denville engineering Inc., USA)을 이용하여 50 ㎛ aluminum oxide powder로 5초간 sandblasting 처리한 후, 30초간 35% 인산으로 산부식 시행하였다. 주형의 외면은 Cyanoacrylate adhesive (SOKKI, Japan)로 스트레인 게이지를 부착하였다 (Figure 2).

주형의 내면과 복합 레진을 접착하기 위한 접착제로 methacrylate 기질의 복합 레진 2종은 Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를, silorane 기질의 복합레진은 P90 Adhesive system (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을 적용하고 할로겐 광조사기를 사용하여 10초간 광중합하였다.

B. 복합레진 충전 및 광중합

시편에 부착된 스트레인 게이지를 TML data logger에 연결시키고 광중합 전의 초기값을 설정한다. 중합시간은 모든 군의 에너지 총량을 동일하게 하기위해 400 ㎽/㎠의 광강도로 설정하여 40초간 광중합하였다.

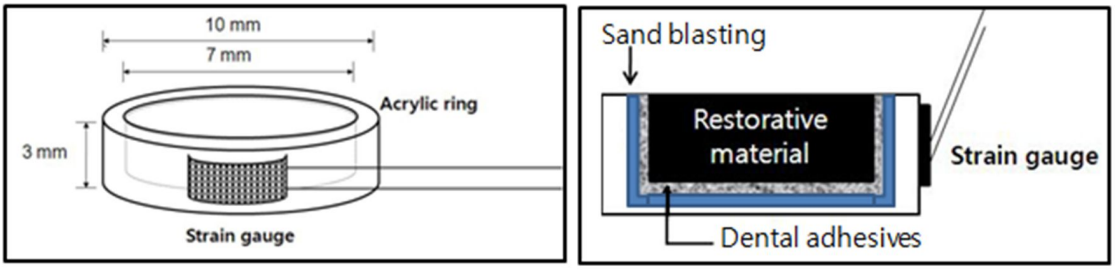

Figure 2. Schematic diagram of specimen and preparation.

C. 수축응력의 측정

광중합 시점부터 1초 간격으로 800초 간의 스트레인 값을 측정한 후 분석을 위해 TML data logger (DTDS.THS-7120, SOKKI, Japan) software를 통해 컴퓨터에 데이터를 전송하였다. 데이터는 저장 후 엑셀 프로그램으로 변환, 그래프화하여 분석하였다. 스트레인 값은 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축응력으로 환산하여 기록하였으며 다음의 수식을 사용하여 구하였다 (Figure 3).[20]

Hooke's law :

Polymerization contraction stress (PCS) = Shrinkage x Young's modulus

PCS (σ) = Strain (ε_0) x E (Young's modulus of the ring material = 3.3 GPa)

$\sigma_{co} = P2r_i^2 / (r_0^2 - r_i^2)$ ····· (A1)

$\Delta C_0 / C_0 = \varepsilon_0 = \sigma_{co} / E$ ····· (A2)

$PCS = P = (r_0^2 - r_i^2) / 2r_i^2 E \varepsilon_0$ ····· (A2 → A1)

PCS (MPa) = 0.52 x E (GPa) ε_0 (μm/m)

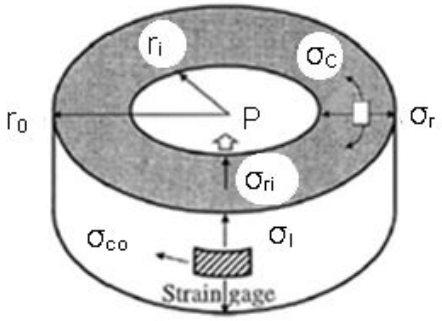

Figure 3. Analysis of stress in a thick-walled acrylic ring.

D. 통계 분석

각 군의 중합개시 100초, 200초, 300초, 400초, 500초, 600초, 700초, 800초 등 시간 경과에 따라 각 군간의 수축응력 차이를 비교, 평가를 위해 One way ANOVA를 사용하였으며 Tukey test로 사후 검정을 하였다 ($p = 0.05$).

Ⅲ. 실험 성적

모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 수축률이 감소하는 경향을 보였다 (Figure 4). 모든 군에서 수축응력이 시간에 따라 계속 증가하였고, silorane 기질의 복합레진 P90이 methacrylate 기질의 복합레진 Z250, P60의 수축응력보다 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$). 그러나 methacrylate 기질의 복합레진인 Z250과 P60 두가지 재료간 수축응력에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

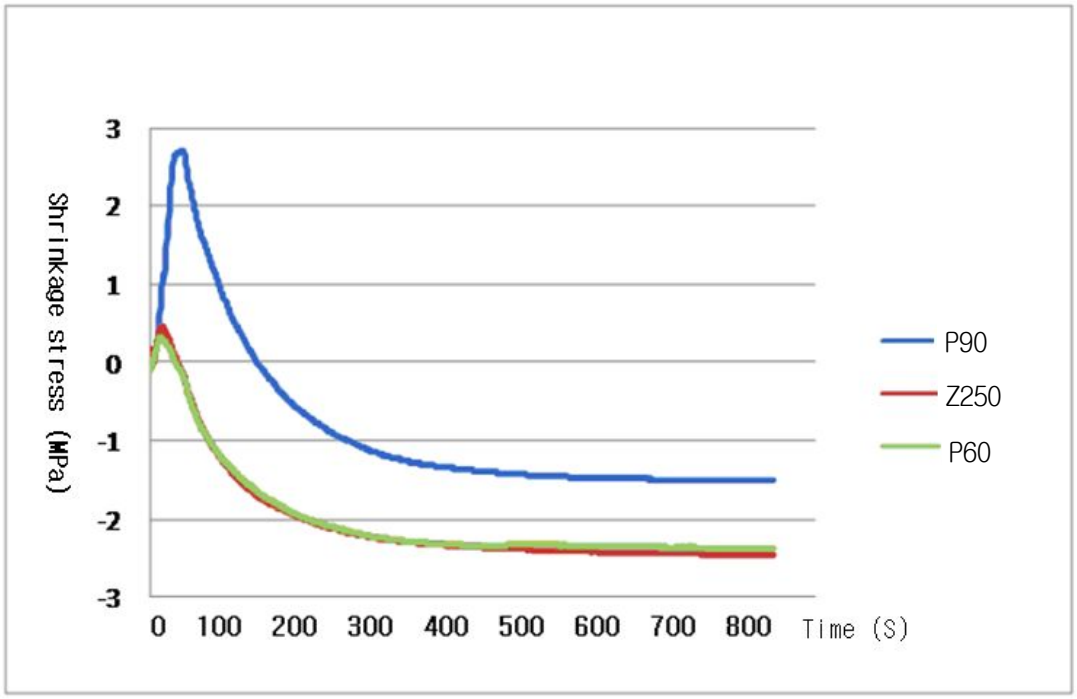

Figure 4. Change of shrinkage stress (MPa) in each group for 800 seconds.

Table 2. Values (MPa / Mean ± SD) of shrinkage stress in each group at each measuring time

	P60	P90	Z250
100sec	-1.14 ± 0.28[a]	0.66 ± 0.72[b]	-1.17 ± 0.34[a]
200sec	-1.87 ± 0.29[a]	-0.74 ± 0.55[b]	-1.95 ± 0.37[a]
300sec	-2.15 ± 0.30[a]	-1.21 ± 0.49[b]	-2.24 ± 0.38[a]
400sec	-2.26 ± 0.31[a]	-1.39 ± 0.46[b]	-2.36 ± 0.38[a]
500sec	-2.31 ± 0.32[a]	-1.46 ± 0.45[b]	-2.41 ± 0.39[a]
600sec	-2.29 ± 0.34[a]	-1.49 ± 0.44[b]	-2.44 ± 0.39[a]
700sec	-2.39 ± 0.34[a]	-1.50 ± 0.43[b]	-2.46 ± 0.39[a]
800sec	-2.37 ± 0.34[a]	-1.51 ± 0.43[b]	-2.48 ± 0.40[a]

a,b : Different letters show significant difference among groups ($p < 0.05$)

Ⅳ. 총괄 및 고안

복합레진의 중합과정 중 수반되는 중합수축의 감소 혹은 제거를 위해 “수축이 없는” 또는 “팽창하는” 복합레진을 만들려는 많은 노력을 기울였음에도 아직까지 중합수축을 완전히 해결해주는 복합레진은 없다.[21,22] 전형적인 Bis-GMA를 포함하는 복합레진의 대안으로 Epoxy resin이 제시되었으나 중합시간이 길어서 임상에 적용될 수 없었고, Spiroorthocarbonates (SOC) 계열의 중합팽창하는 단량체 (expanding monomer)를 기존의 methacrylate 계열이나 epoxy 계열의 단량체에 추가시켜 중합수축을 감소시키려는 노력이 시도되었으나, 줄어든 중합수축은 methacrylate 계열의 복합레진과 비교하여 SOC 단량체가 고분자로 전환되는 중합률이 떨어짐으로서 일어나는 결과일 가능성이 높아서 상품화되지는 못했다.[21-23] 최근에 개발된 silorane 기질의 복합레진 P90은 methacrylate 계열의 복합레진에 비해 중합률이 떨어지지 않는 것으로 보고되었고, 물리적 성질이 떨어지지 않는다면 기존의 methacrylate 기질의 복합레진을 대치할 수 있을 것으로 기대된다.[14,24]

실험 결과 시간에 따른 중합수축률이 광조사 초기에 빠르게 증가하였다가 감소하는 양상을 볼 수 있었다. 중합수축률은 시간에 따라 축적되는 단순한 중합수축량보다 중합수축의 역학적 과정을 더 정확하게 나타내준다.[14] 광조사 개시 후 초기에 급격히 중합수축률이 증가하여 최대값에 이른 후 점진적으로 중합수축률이 줄었고, 광조사가 끝난 후에도 약하지만 계속하여 중합수축이 일어나는 것을 관찰 할 수 있다.

중합수축응력 값에서 +는 팽창을, -는 수축을 의미하며 그래프상에서 +는 중합과정 중에 나오는 열 (중합기, 레진자체의 발열량)에 의한 ring의 팽창 등이 영향을 미치는 요소로 고려된다. 실험 결과에서 초기 반응만을 고려한다면 광조사기에서 발생되는 열에의한 팽창이 동일한 조건이었음으로 silorane에서 나타나는 복합레진의 발열반응이 더 많을 것으로 예측된다.

수축응력은 Hooke의 법칙에 따라 주어진 변형량과 탄성계수의 곱에 의해서 결정된다.[25] 복합레진의 중합이 진행됨에 따라 중합수축량과 탄성계수가 모두 변화 (증가)하므로 단순히 최종 중합수축량과 탄성계수의 곱만으로 중합수축응력을 예측하는 것은 타당하지 못하다. 실제적으로 광조사 시작부터 시간의 흐름에 따라, 각 시점에서의 측정된 탄성계수에 각 시점에서의 중합수축에 의한 시편 두께의 변화량을 곱하면 각 시

점에서 증가된 수축응력이 되며, 이를 초기 시간부터 최종 측정 시간까지 모두 더해준 값이 실제 시편에 누적되는 중합수축응력이 된다. 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\sigma = \int_0^t (E_{Specific_Time} \times d\varepsilon_{Specific_Time_Segment})$$

여기서 일정 구간의 중합수축량 ($d\varepsilon$: shrinkage strain at a specific time segment)과 탄성계수 (E: elastic modulus at a specific time)의 곱을 총 측정 시간에 걸쳐 적분한 값으로 주어진다. 따라서 낮은 중합수축량을 보이고 탄성계수가 비슷하다면 수복 후의 중합수축응력도 낮을 것으로 예측된다.

Compliance가 일정 부분 허용되는 실험에서는 탄성계수보다 중합수축량의 정도가 중합수축응력의 측정 결과에 미치는 영향이 지배적이라는 점과, 부궤환 (negative feedback)을 적용하여 compliance를 원천적으로 제거한 실험의 경우에는 복합레진 자체의 탄성계수의 효과가 중요하게 작용한다.[26] 본 연구에서 측정된 중합수축응력은 silorane이 1.51 ± 0.43 MPa로 Z250의 2.48 ± 0.40 MPa와 P60의 2.37 ± 0.34 MPa보다 작은 중합수축응력을 보였다. 측정 방법의 compliance 영향은 중합수축응력을 분석하는데에 있어 중요한 핵심 요인이라고 할 수 있으나 본 연구에서는 compliance가 배제된 경우로 수축응력에 주요소로 작용할 것으로 예상되는 복합레진 탄성계수의 영향이 배제되었다는 한계가 있다.

Papadogiannis 등은 silorane 복합레진 P90의 중합수축량을 1.34%로, Weinmann 등은 0.99%로 보고하였으나 각 연구자마다 서로 다른 측정기와 실험조건 (조사광의 세기, 광조사 시간 및 측정시 경과된 시간 등)에서 얻어진 결과이므로 절대 비교를 할 수는 없지만 각 제품별 상대적인 중합수축량의 정도는 유사하였다.[12,14]

Cidreira Boaro 등은 silorane의 중합수축량이 1.4%로 Z250의 중합수축량 1.7%보다 작았지만 탄성계수가 silorane이 6.8 GPa, Z250은 5.6 GPa로 silorane 탄성계수가 더 높은 값을 보여 최종 중합수축응력이 silorane은 4.3 MPa, Z250은 3.3 MPa로 더 높았음을 보고하였다.[27]

중합수축량과 탄성계수는 음의 상관관계를 지닌 요인이지만 어떤 요인이 중합수축응력에 더 큰 영향을 미치는 지에 대해서는 논란이 있다. Condon과 Ferracane은 복합레진의 무기질 충전재의 함량이 높을수록 중합수축응력이 높았다고 보고하였으며 복합레진의 탄성계수가 중합수축응력의 주된 영향요인이라 하였다.[28] 반면 Watts 등은 복합레진의 무기질 충전재의 함량이 높아질수록 탄성계수는 증가하나 중합수축량이 작아지기 때문에 중합수축응력은 감소한다고 하였다.[29] 이렇게 상반된 주장을 이해하는 데

있어 측정 장치의 compliance에 관련한 실험 방법의 차이가 중요한 열쇠라 할 수 있다.[26]

최대중합 수축시간도 중합수축 역학의 분석시 매우 중요한 요소인데, silorane 복합레진은 methacrylate 계열의 복합레진과는 분명한 차이를 보였다.[30] Methacrylate 계열인 P60은 22초 Z250은 28초인 반면 silorane은 57초를 나타냈는데, 최대중합 수축시간이 긴 경우는 중합과정에 의해서 성장하는 고분자 사슬의 유동성이 유지되어 재료의 탄성계수가 상대적으로 서서히 증가되는데, 이는 수축응력을 줄여주는 장점이 될 수 있다.[31] 중합수축량이 낮고 최대수축시간이 길수록 중합수축응력을 줄이는 데 유리하고[39] 이러한 측면에서 silorane 복합레진이 가장 바람직한 수축 양상을 보였다.

Silorane 복합레진은 “siloxane"과 ”oxirane" 기질로 구성되는데 “cationic ring opening" 중합 기전은 ”oxirane" 부위에서 일어나며 camphorgunine, iodonium salt, 그리고 electron doner로 구성된 광중합 시스템에 의해서 유발된다. Silorane에 적절한 광중합 시간은 늦은 최대중합 수축시간과 연관되어 있으며, “ring opening" 중합과정에 수반되는 양이온 (cation)의 형성에 어느 정도의 시간이 필요하기 때문으로 사료된다.[24,32] 제조사가 권장하는 P90의 광조사 시간은 40초로서, P90의 최대수축시간은 다른 제품과 비교하여 느리지만 광조사 개시 후 40초 이내에 대부분의 중합이 완료되는 것을 관찰할 수 있다. Plasma Arc 광중합기나 Laser 광중합기는 silorane 복합레진의 중합에 필요한 시간동안 사용하기에는 열 발생이 너무 많아서 추천되지 않는다.[15,32]

본 연구의 결과 silorane 복합레진은 methacrylate 계열의 복합레진보다 중합수축응력이 작아 귀무 가설은 거부되었다. 중합수축량, 탄성계수 및 흐름성은 무기질 충전재의 함량과 크기, 레진기질의 성분 및 pre-polymerized 여부 등과 연관성을 갖고 중합수축응력에 영향을 미친다.[5] 복합레진의 탄성계수와 중합수축량은 무기질 충전재의 함량뿐 아니라 크기, 레진 기질, 중합개시제의 특성 및 빛의 투과성등 다양한 요소가 교차하여 수축응력을 나타낸다 할 수 있다. 게다가 다양한 크기의 무기질 충전재가 혼합되고, 기질은 다양한 종류와 비율로 조합되기 때문에 중합수축응력을 좌우하는 것을 이들로부터 직접 연관 짓기는 쉽지 않다. 오히려 이들로부터 직접 반영되는 흐름성 (flow)과 중합 중 시간에 따른 탄성계수의 변화를 알아보는 것은 중합수축응력의 기전을 보다 잘 이해할 수 있을 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결론

본 연구에서는 새로운 silorane 복합레진의 중합수축응력을 기존의 methacrylate 계열의 복합레진과 비교 분석하기 위하여 스트레인 게이지법을 이용하여 수축응력을 측정하였다. 본 연구에서 다음과 같은 결과를 얻었다;

1. 모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창하였다가 급속한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 수축률이 감소하는 경향을 보이다가 200초 이후에는 수축률이 완만해지는 양상을 보였다.
2. 모든 군에서 수축응력이 계속 증가하였고, silorane 기질의 복합레진 P90이 methacrylate 기질의 복합레진 Z250, P60 보다 낮은 수축응력 값을 보였다 ($p < 0.05$).
3. Methacrylate 기질의 복합레진인 Z250과 P60 두가지 재료간 수축응력에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

위의 결과로 미루어 볼 때 silorane 기질 복합레진의 사용은 methacrylate 기질 복합레진보다 중합수축응력이 더 작을 것으로 기대되지만 silorane 기질 복합레진의 탄성계수에 있어서 다소 불리한 특성이 보고되는 바, 임상적 적용에 앞서 이에 대한 충분한 고찰 및 추가적인 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116.
2. Bragg RR, Ferracane FL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15:176-184.
3. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25:435-440.
4. 이인복. 복합레진 수복과 상아질 접착제의 미해결 문제점과 임상적 중요성. *대한치과보존학회지* 2008;46:424-430.
5. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21:1150-1157.
6. Song YX, Inoue K. Linear shrinkage of photo-activated composite resins during setting. *J Oral Rehabil* 2001;28:335-341.
7. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil* 2005;32:304-314.
8. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 2000;12:291-299.
9. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996;21:17-24.
10. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;24:1501-1505.
11. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* 2007;23:288-295.
12. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberg R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21:68-74.
13. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and

composites. *Dent Mater* 2005;21:56-67.
14. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dent Mater* 2009;25:1509-1516.
15. Miletic V, Ivanovic V, Dzeletovic B, Lezaja M. Temperature changes in Silorane-, Ormocer-, and Dimethacrylate-based composites and pulp chamber roof during light-curing. *J Esthet Restor Dent* 2009;21:122-132.
16. Palin WM, Fleming GJP, Nathwani H, Burke FJT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-hrink dental composites. *Dent Mater* 2005;21:324-335.
17. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. J Dent 1991;19:312-316.
18. Sakaguchi RL, Douglas WH. Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res* 1989;68:977.
19. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization fo composite restorative materials. *J Dent* 1992;20:183-188.
20. Lindeburg MR. Civil engineering reference manual, 5th ed. Belmont, CA: Professional; 1989. p 12:27.
21. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116.
22. Bragg RR, Ferracane FL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15:176-184.
23. Chappelow CC, Pinzino CS, Power MD, Eick JD. Photocured epoxy/SOC matrix resin systems for dental composites. *Polymer Reprints* 1997;38:90-91.
24. Cadenaro M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Lenarda R. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent Mater* 2008;24:681-685.
25. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003;134:721-728.
26. 서덕규, 민선홍, 이인복. 측정장치의 compliance 유무가 복합레진의 중합수축응력의 측정에 미치는 영향. *대한치과보존학회지* 2009;34:144-152.
27. Leticia CCB, Flavia G, Thayse CG. Polymerization stress, shrinkage and

elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;7:-1715
28. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131:497-503.
29. Watts DC, Vogel K, Marouf AS. Shrinkage stress reduction in resin-composites of increasing particle concentration. *J Dent Res* 2002;81:A-308.
30. 권영철, 이인복. Silorane 복합레진의 중합수축의 동력학. *대한치과보존학회지* 2010;35:51-58.
31. Obici AC, Sinhoreti MAC, de Goes MF, Consai S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent* 2002;27:192-198.
32. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005;21:36-42.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20097351	과 정	석사
성 명	한글: 류승지 한문 : 柳昇知 영문 : Ryu, Seung-Ji				
주 소	광주광역시 동구 서석동 421 조대부속치과병원 보존과				
연락처	E-MAIL : ryusji@ naver.com				
논문제목	한글: Silorane계 복합레진의 중합수축응력의 평가 영문: Evaluation of polymerization shrinkage stress in silorane-based composites				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 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 편집·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 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(O) 조건부 동의( ) 반대( )

2010 년 11월 22일

저작자: 류 승 지 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하