

## 측정장치의 compliance 유무가 복합레진의 중합수축응력의 측정에 미치는 영향

서덕규<sup>1</sup> · 민선홍<sup>2</sup> · 이인복<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 치과대학 치과보존학교실, <sup>2</sup>서울대학교 치의학대학원 치과보존학교실

### ABSTRACT

### EFFECT OF INSTRUMENT COMPLIANCE ON THE POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS MEASUREMENTS OF DENTAL RESIN COMPOSITES

Deog-Gyu Seo<sup>1</sup>, Sun-Hong Min<sup>2</sup>, In-Bog Lee<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

<sup>2</sup>Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to evaluate the effect of instrument compliance on the polymerization shrinkage stress measurements of dental composites. The contraction strain and stress of composites during light curing were measured by a custom made stress-strain analyzer, which consisted of a displacement sensor, a cantilever load cell and a negative feedback mechanism. The instrument can measure the polymerization stress by two modes: with compliance mode in which the instrument compliance is allowed, or without compliance mode in which the instrument compliance is not allowed.

A flowable (Filtek Flow: FF) and two universal hybrid (Z100: Z1 and Z250: Z2) composites were studied. A silane treated metal rod with a diameter of 3.0 mm was fixed at free end of the load cell, and other metal rod was fixed on the base plate. Composite of 1.0 mm thickness was placed between the two rods and light cured. The axial shrinkage strain and stress of the composite were recorded for 10 minutes during polymerization, and the tensile modulus of the materials was also determined with the instrument. The statistical analysis was conducted by ANOVA, paired t-test and Tukey's test ( $\alpha < 0.05$ ).

There were significant differences between the two measurement modes and among materials. With compliance mode, the contraction stress of FF was the highest: 3.11 (0.13), followed by Z1: 2.91 (0.10) and Z2: 1.94 (0.09) MPa. When the instrument compliance is not allowed, the contraction stress of Z1 was the highest: 17.08 (0.89), followed by FF: 10.11 (0.29) and Z2: 9.46 (1.63) MPa. The tensile modulus for Z1, Z2 and FF was 2.31 (0.18), 2.05 (0.20), 1.41 (0.11) GPa, respectively. With compliance mode, the measured stress correlated with the axial shrinkage strain of composite; while without compliance the elastic modulus of materials played a significant role in the stress measurement. [J Kor Acad Cons Dent 34(2):144-152, 2009]

**Key words:** Dental composites, Polymerization shrinkage stress, Instrument compliance, Negative feedback system, Tensile modulus

-Received 2009.2.12., revised 2009.2.27., accepted 2009.3.3.-

---

\*Corresponding Author: In-Bog Lee  
Department of Conservative Dentistry  
School of Dentistry, Seoul National University  
275-1 Yeongeong-Dong, Jongno-Gu, 110-768, Korea  
Tel: 82-2-2072-3953 Fax: 82-2-2072-3859  
E-mail: inboglee@snu.ac.kr

## I. 서 론

복합레진의 중합수축은 van der Waals 힘으로 약하게 결합되어 있던 단량체 분자가 중합되면서 강력한 공유결합으로 교차결합을 이루며 사슬모양의 다량체로 전환이 되면서 발생한다.<sup>1,2)</sup> 선형 중합수축은 0.2-2%, 체적 중합 수축은 0.9-5.7% 정도로 보고되고 있다.<sup>3,4)</sup> 이러한 중합수축은 복합레진의 내부 응력과 접착 치질의 변위를 유발하게 된다.<sup>2)</sup> 결과적으로 이것은 변연부 소실, 미세 누출, 이차 우식 유발, 법랑질의 미세균열, 치아 교두 굴곡 및 슬후과민증을 야기시키는 주요한 원인이 될 수 있다.<sup>5-8)</sup> 따라서 치과용 복합레진이 사용된 이래로 중합수축량과 응력을 줄이는 것은 항상 중요한 관심사였다. 중합수축응력은 복합레진 재료 자체의 특성과 중합하는 과정에 영향을 주는 요인에 의해 결정된다. 무기질 충전재의 함량과 단량체의 분자량은 복합레진의 체적 중합수축과 탄성계수에 영향을 미친다.<sup>1,9-11)</sup> 중합 방법 및 중합개시제의 함유량은 중합률과 반응속도에 영향을 미친다.<sup>12)</sup> 복합레진의 흐름성 (flow), 와동의 기하학적 형태 (C-factor: bonded surface/free surface)<sup>13)</sup> 및 적용 방법<sup>14,15)</sup> 등도 중합수축응력에 영향을 미치는 주요한 요소이다.

복합레진의 중합수축응력을 측정하는 데는 두 가지 방법이 있다. 하나는 compliance를 허용한 상태의 load cell을 사용하는 것이고, 다른 하나는 부궤환 (negative feedback)을 적용해 측정장치의 compliance를 배제하여 측정하는 것이다. Bowen과 Hegdahl은 범용측정장치 (universal testing machine, UTM)을 이용하여 중합수축력을 측정하였다.<sup>16-18)</sup> Bouschlicher도 역시 UTM을 이용하여 compliance를 허용한 요건에서 C-factor등을 달리한 연구 결과를 보고하였다.<sup>19)</sup> 또한 이러한 non-rigid system에서의 연구는 load cell의 compliance의 조건을 달리하거나 시편의 geometry를 다양하게 하는 등, 치아와 유사한 상황을 재현하기 용이한 각각의 측정장치 개발을 통하여 Watts나 Kunzelmann과 Chen, Bowman과 Lu 등에 의하여 이루어져왔다.<sup>20-23)</sup> 한편 Feilzer, De Gee, Davidson은 1987년 부궤환 기전이 적용된 유압식 UTM을 사용하여 측정장치의 compliance를 배제한 채 중합수축응력을 측정하여 시편의 형태 (C-factor)가 중합수축응력의 크기에 미치는 영향을 고찰하였다.<sup>13)</sup> Ferracane, Braga, Condon등 역시 compliance를 허용하지 않은 부궤환 기전을 적용하여 무기질 충전재의 양, 중합률에 따른 중합수축응력에 대한 영향을 보고하였으며, 적층 충전시의 flowable 레진의 중합수축응력의 감쇄 가능성에 대하여서도 연구하였다.<sup>24-26)</sup>

그러나 compliance의 유무에 따른 연구 방법의 차이에 따라 측정값에도 많은 차이를 보였다. 중합수축응력은 연구자에 따라 다양한 결과를 보였는데 compliance를 허용한

요건에서 Watts 4.9-7.8<sup>20)</sup>, Lu 1.6-5.2<sup>23)</sup>, Chen 2.5-4.6<sup>22)</sup> / 1.3-3.4 MPa<sup>21)</sup>의 결과를 나타냈으며, 부궤환을 적용한 조건에서는 Kleverlaan 3.3-23.5<sup>2)</sup>, Braga 3.8-8.3<sup>24)</sup> / 5.4-8.8<sup>25)</sup>, Condon 4-7 MPa<sup>26)</sup>로 보고하였다. 특히 동일한 재료와 두께, 측정 시간을 보였던 Watts (C-factor=4.0)<sup>20)</sup>와 Kleverlaan (C-factor=2.0)<sup>2)</sup> 기준으로 연구 결과를 비교해 보면 P60: 5.5 vs 14.6, Z250: 5.5 vs 13.9, Point4: 7.0 vs 11.9 MPa로 분명한 차이를 알 수 있다. 더욱이 Watts의 경우 더 높은 C-factor로 시편의 flow가 제한되었음에도 불구하고 더 낮은 중합수축응력을 보인 것은 compliance가 실험 결과에 얼마나 큰 영향을 미치는지 짐작할 수 있게 한다.

이와 같이 복합레진의 중합수축응력을 측정하는 방법에 있어서 상반된 견해가 있고 그 중 측정 시스템의 compliance는 논란의 주요한 요소였다. 수축응력이 발생하는 동안 load cell, mounting rods, adhesive layer등 측정 시스템을 구성하는 요소들은 피할 수 없는 약간의 compliance를 가지고 있어 쉽게 휘어지며 결과적으로 중합수축응력 일부를 해소시키게 된다. 그러나 부궤환 시스템이 사용된 경우 거리 센서와 actuator에 의해 초기 설정한 시편의 두께를 일정하게 유지함으로써 측정장치의 compliance를 배제할 수 있다. 일부 연구자들은 이러한 휘어짐이 없는 상황은 실제의 치아가 갖는 compliance 능력이 배제됨으로써 중합수축응력을 과대 평가하게 될 가능성을 지적하였다.<sup>20,27)</sup> 반면에 부궤환 기전이 적용되지 않은 경우에는 측정장치의 compliance로 인해 복합레진이 큰 저항 없이 쉽게 수축함으로써 부궤환 기전이 적용된 경우보다 낮은 측정값을 나타내게 된다.<sup>20,27)</sup> 따라서 이렇게 서로 다른 조건에서 측정된 결과에 대한 해석은 중합수축응력에 영향을 미치는 주요 요인들에 대한 의견을 달리하게 하였다. 즉 중합수축응력은 복합레진의 선형중합수축량과 탄성계수의 곱으로 결정됨에도 불구하고 연구자에 따라 수축률과 탄성계수 중 어느 요인이 수축응력의 발현에 더 주요하게 작용하는지에 대한 의견이 각각 다르다. 이 등<sup>8,28)</sup>은 compliance가 서로 다른 load cell을 이용하여 복합레진의 중합수축을 측정할 결과 측정장치의 compliance가 낮아질수록 높은 수축응력 값으로 측정됨을 보고하였다.

전술한 바와 같이 현재까지의 연구들은 compliance를 가지거나 배제한 측정장치 중 하나를 선택하여 중합수축응력을 측정하였고, 동일한 장비를 가지고 두 경우를 비교한 연구는 없었다. 이에 본 연구에서는 두 가지 방법으로 중합수축응력을 측정할 수 있도록 새로 개발한 장비를 이용하여 flowable과 hybrid 복합레진에 대하여 부궤환 시스템을 적용한 경우와 적용하지 않은 경우, 복합레진의 종류와 측정장치의 compliance 여부가 중합수축응력의 측정에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

## II. 실험재료 및 방법

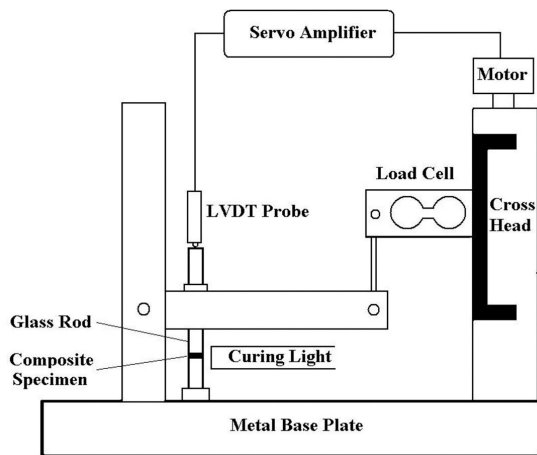
### 1. 복합레진 중합수축응력의 측정

본 실험에 사용된 광중합 복합레진은 전구치 수복용 hybrid 복합레진인 Z100 (Z1)과 Z250 (Z2), 그리고 flowable 복합레진인 Filtek Flow (FF)이었고 각 재료의 성분과 제조회사는 Table 1과 같다.

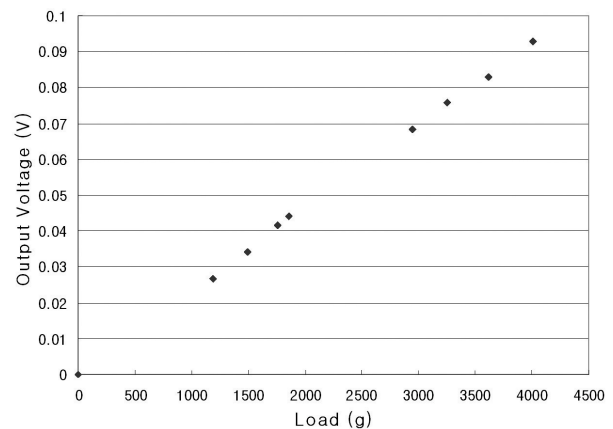
#### 1) 측정장치의 동작원리

거리 센서인 LVDT (linear variable differential transformer, AX-1, Solartron Metrology, West Sussex, UK) probe와 cantilever load cell, 서보증폭기와 서보모터를 이용하여 부궤환 동작이 가능한 stress-strain analyzer를 제작하였다 (Figure 1). 수직 축을 따라 상하로 이동할 수 있는 crosshead에 load cell과 cantilever를 수평으로 연결하고 cantilever에 지름 3 mm의 금속 막대를 고정하였다. 측정장치의 금속 base에도 동일한 지름의 금속 막대를 고정하여 load cell의 cantilever에 연결된 금속 막

대와 일직선상에 놓이도록 하였다. 금속 막대 사이의 시편의 두께는 LVDT probe로 지속적으로 측정되고 부궤환 기전에 의해 초기 설정한 거리를 일정하게 유지시킬 수 있다. 만일 측정된 시편의 두께가 초기값과 약간의 차이를 보이면 서보앰프가 서보모터를 동작시키고 cross head에 장착된 lead screw를 회전시켜 즉시 원래의 시편 두께를 유지한다. 사용된 LVDT probe는  $\pm 1$  mm 범위에서  $0.1 \mu\text{m}$ 이하의 정밀도로 길이 변화의 측정이 가능하다. LVDT probe의 calibration은 micrometer를 이용하여 출력전압  $10 \text{ V/mm}$  ( $10\text{mV}/\mu\text{m}$ )가 되도록 조정하였다. On/Off 스위치로 간단히 장치의 부궤환 회로를 연결 혹은 차단할 수 있어 쉽게 측정 장치의 compliance유무를 조절할 수 있도록 하였다. 부궤환을 사용하지 않는 Off모드에서는 중합수축에 의한 시편의 두께 변화(axial strain)와 load cell의 변형(stress)은 각각 LVDT에 의해 측정되고 이로부터의 출력 신호는 신호처리 회로와 저역통과 필터를 거쳐 잡음이 제거된 후 National instrument사 (Mopac Expwy, Austin, Tx, USA)의 Data Acquisition Board인 PCI-6024를 거쳐 디지털 신호로 바뀐 후 같은 회사의 데이터 획득 및 분석



**Figure 1.** Schematic diagram of a custom-made stress-strain analyzer using a negative feedback mechanism for the measurement of polymerization stress



**Figure 2.** Relationship between applied loads and output voltages from load cell.

**Table 1.** Materials used in the study.

Material	Matrix	Filler	Manufacturer
Z100	BisGMA	Zirconia, Silica	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
(Lot 6CK, A3)	TEGDMA	0.01-3.5 $\mu\text{m}$ , 66 vol.%	
Filtek Z250	BisGMA	Zirconia, Silica	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
(Lot 8MXJ, A3)	UDMA	0.01-3.5 $\mu\text{m}$ , 60 vol.%	
	BisEMA		
Filtek Flow	BisGMA	Zirconia, Silica 47	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
(Lot 8FW, A3)	TEGDMA	0.01-6 $\mu\text{m}$ , 47 vol.%	

소프트웨어 Labview를 이용하여 파일로 저장되었다. 부궤환을 사용하는 On 모드에서는 미리 설정한 시편의 초기 두께를 일정하게 유지하기 위해 중합수축에 따른 시편 두께의 변화를 LVDT의 신호에 따라 서보앰프가 활성화되어 서보모터가 회전함으로써 순간적으로 시편 두께의 변화를 상쇄시켜 compliance의 영향을 배제하였으며 위와 같은 방식으로 strain과 stress가 파일로 저장되었다.

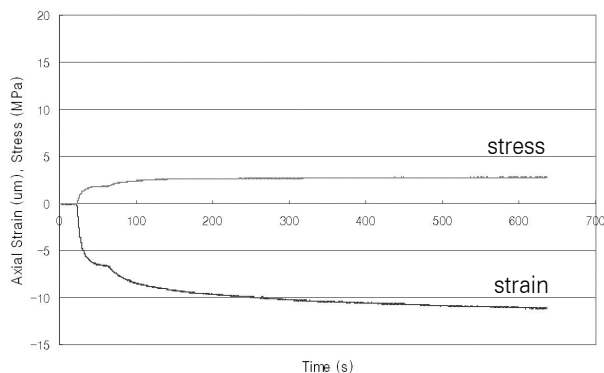
### 2) 측정장치의 calibration과 compliance의 측정

시편이 놓여지는 금속 막대의 상단에 0-4 kg의 금속 추를 1 kg 단위로 증가시켜 올려놓으며 load cell의 출력전압과 (mV)와 적용된 힘(N) 사이의 관계를 구하였다 (59.9385 MPa/V, Figure 2).

장착된 금속 막대의 상단에 여러 단계의 힘을 가한 후, 측정된 load cell의 stress-strain 관계로부터 load cell의 compliance를 구하였다 (0.47  $\mu\text{m}/\text{N}$ ).

### 3) 중합수축 응력의 측정

직경이 3.0 mm인 원통형 금속 막대의 단면은 50  $\mu\text{m}$  aluminum oxide로 sandblasting 한 후 silane (porcelain primer, Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA)을 도포하고 건조시켰다. 복합레진을 금속 막대 사이에 두께 1.0 mm로 적용하였다 (C-factor: 1.5). Base line을 얻기 위해 데이터 획득을 시작한 20 초 후 광조사를 시작하였다. 두 개의 LED 광중합기 (500 mW/cm<sup>2</sup>, Elipar Freelight2, 3M Co., St. Paul, MN, USA)를 이용하여 양 측면 1 mm 거리에서 40 초 동안 동시에 광조사 하였다. 광중합을 개시 후 600 초 동안 시편의 axial shrinkage와 load cell의 변위를 기록하였다. 각 재료에 대하여 4회씩 반복하였다.



**Figure 3.** A representative curve of axial strain and stress of Z100 measured with compliance (0.47  $\mu\text{m}/\text{N}$ ).

상기한 과정을 부궤환을 적용하지 않은 Off 모드 (with compliance)와 적용한 On 모드 (without compliance)에 대하여 각각 시행하였다.

### 2. 인장 탄성계수의 측정

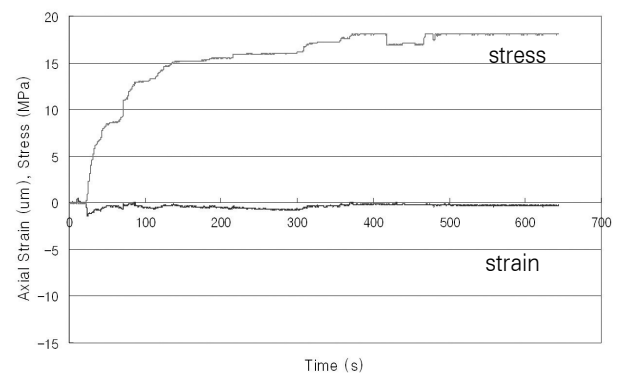
실험 1 이 완료된 경화된 시편에 인장응력을 가한 후 변위를 측정하여 응력-변위 곡선으로부터 각 복합레진의 인장 탄성계수를 구하였다.

### 3. 통계분석

통계분석은 SPSS 13.0 프로그램 (SPSS inc., Chicago, USA)을 이용하여 동일한 compliance적용 조건에서 세 가지 재료에 대해 일원분산분석 (ANOVA)을 시행하였고, 동일 재료 내에서 compliance 조건에 따라 paired t-test를 시행하였다. 각 통계는 Tukey's test로 95% 유의수준에서 사후 검정하였다.

## III. 결 과

중합 수축에 따른 시편의 축방향 변위와 응력은 Table 2 와 같다. 부궤환을 적용하지 않았을 때 (with compliance) 복합 레진의 중합수축응력과 변위의 양은 FF > Z1 > Z2의 순서로 나타났다. 광조사 시작 후 초기에는 급격한 stress와 strain의 증가를 보인 후 60초 이후에는 완만한 증가를 보이다가 500초 이후에는 거의 일정한 수준을 보이고 있다 (Figure 3). Figure 4는 부궤환을 적용하였을 때 (No compliance) 중합수축응력의 변화를 나타내며 시편 두께의 변이가 0.2  $\mu\text{m}$ 이하로 zero compliance에 가까움을 보여주



**Figure 4.** A representative curve of axial strain and stress of Z100 measured without compliance.

고 있다. 부궤환 시스템을 적용하여 측정장치의 compliance를 없앤 경우, Z1, Z2 과 FF 모두에서 적용하지 않은 경우보다 3.25-5.87 배 높은 중합수축응력을 나타냈다. Z1 이 가장 큰 중합 수축 응력을 보였고, FF가 Z2보다 중합수축 응력이 약간 크게 나타났으나 통계학적인 유의차이는 없었다 (Table 2). 경화된 복합레진의 인장 탄성계수는 Z1이 2.31 GPa 로 가장 높았고 FF가 가장 낮았다 (Table 3).

#### IV. 총괄 및 고찰

복합레진의 중합수축에 의한 응력의 발생은 부적절한 변연 적합이나 이차 우식 및 술 후 동통을 유발할 수 있다.<sup>5)</sup> 중합수축량, 탄성계수 및 흐름성은 무기질 충전재의 함량과 크기, 레진기질의 성분 및 pre-polymerized 여부 등과 연관성을 갖고 중합수축응력에 영향을 미친다.<sup>2)</sup> 이번 연구에서는 flowable과 universal hybrid 복합레진의 중합수축응력을 측정 비교하였다. 일반적으로 flowable 레진은 무기질 충전재의 함유량이 낮아 중합 수축량이 크고 경화된 레진의 탄성계수는 낮다.<sup>24)</sup> Hybrid 계통의 복합 레진은 충전재의

함량이 상대적으로 높아 중합수축률이 작고 탄성계수는 크다.<sup>2)</sup> 이와 같은 중합수축률과 탄성계수는 음의 상관관계를 지닌 요인이지만 어떤 요인이 중합수축응력에 더 큰 영향을 미치는 지에 대해서는 논란이 있다. Condon과 Ferracane<sup>26)</sup>은 복합 레진의 무기질 충전재의 함량이 높을수록 중합수축응력이 높았다고 보고하였으며 복합레진의 탄성계수가 중합수축응력의 주된 영향요인 이라 하였다. 반면 Watts등은 복합레진의 무기질 충전재의 함량이 높아질수록 탄성계수는 증가하나 중합수축률이 작아지기 때문에 중합수축응력은 감소한다고 하였다.<sup>29)</sup> 이렇게 상반된 주장을 이해하는 데 있어 측정 장치의 compliance에 관련한 실험 방법의 차이가 중요한 열쇠라 할 수 있다. 전자는 측정 장치의 compliance에 의한 영향을 줄이기 위해서 부궤환을 적용하여 시편의 수축을 허용하지 않았으며, 후자는 load cell과 시편의 수축에 대한 보상 기전을 적용하지 않아 compliance가 허용된 조건이었다.

측정 방법의 compliance의 영향은 중합수축응력을 분석하는 데에 있어 매우 중요한 핵심 요인이라고 할 수 있으며, 따라서 본 연구에서 동일한 장비를 통해 compliance 유무

**Table 2.** The measured axial strains ( $\mu\text{m}$ ) and shrinkage stresses (MPa) of three resin composites with compliance or without compliance (n=4).

Composite	With Compliance(0.47 $\mu\text{m}/\text{N}$ : 299.1 MPa)		No Compliance(with feedback)	
	Axial Strain	Stress	Axial Strain	Stress
Z100	-10.73 (0.32)	2.91 (0.10) <sup>b</sup>	< 0.2	17.08 (0.89) <sup>a</sup>
Z250	-7.53 (0.57)	1.94 (0.09) <sup>c</sup>	< 0.2	9.46 (1.63) <sup>b</sup>
FF	-11.77 (1.02)	3.11 (0.13) <sup>a</sup>	< 0.2	10.11 (0.29) <sup>b</sup>

Values with the same superscript letter in the same column are not statistically different.

**Table 3.** The measured free volume shrinkage (%) <sup>4,8,28)</sup> and tensile modulus (GPa) of three resin composites (n=4).

Composite	Free Volume Shrinkage	Tensile Modulus
Z100	2.71 (0.14)	2.31 (0.18)
Z250	2.23 (0.14)	2.05 (0.20)
FF	4.41 (0.10)	1.41 (0.11)

**Table 4.** The calculated linear shrinkage (%), estimated stress (MPa), and reduction in stress (%) between the estimated stress and measured stress in the experiment without compliance.

Composite	Calculated Linear Shrinkage	Estimated Stress	Reduction in Stress
Z100	0.90	20.9	18.2
Z250	0.74	15.2	37.8
FF	1.47	20.7	51.2

Calculated Linear Shrinkage (%) = Free Volume Shrinkage/3

Estimated Stress (MPa) = Calculated Linear Shrinkage  $\times$  Tensile Modulus

Reduction in Stress (%) =  $100 \times (\text{Estimated Stress} - \text{Measured Stress})/\text{Estimated Stress}$

에 따른 두 가지 결과를 동시에 분석하는 것은 큰 의미가 있다. 부궤환을 적용하지 않고 compliance를 허용한 결과에서는 중합수축응력은  $FF > Z1 > Z2$ 의 순서였다. 이전 실험의 결과<sup>4,8,28)</sup> (Table 3)로부터 얻은 동일 재료의 중합수축률과 탄성계수를 비교해 보면, 측정장치의 compliance가 존재할 때의 중합수축응력은 중합수축률이 주 영향 요소를 파악할 수 있다.

부궤환을 적용하여 compliance를 허용하지 않았을 경우에는 Z1이 가장 큰 중합수축 응력을 나타냈으며 Z2와 FF 사이에는 통계학적인 유의차이가 없었다. Z2와 Z1은 같은 종류와 크기의 무기질 충전재를 사용하지만, Z2는 충전재 함량이 6% 더 적으며, UDMA 기질의 사용으로 상대적으로 적은 가교결합을 하여 Z1에 비해 낮은 중합수축률과 탄성계수를 갖게 되고 따라서 Z2는 with compliance 또는 no compliance의 두 조건 모두에서 낮은 중합수축응력의 결과를 보였다. Z1은 높은 충전재 함량뿐 아니라 TEGDMA의 사용으로 중합 시 이중결합이 증가하게 되고 이는 보다 높은 중합수축률과 탄성계수를 나타내게 되어 결과적으로 Z2 보다 중합수축응력을 크게 하는 것으로 볼 수 있다.<sup>30-33)</sup>

수축응력은 Hooke의 법칙에 따라 주어진 변형률과 탄성계수의 곱에 의해서 결정된다.<sup>24)</sup> 이에 따라 이론적으로 예측된 최대 수축응력은 Table 4와 같다. Z1과 FF는 20 MPa를 약간 상회하고 있으며 Z2도 15 MPa를 약간 넘는다. 그러나 실제로 측정된 값은 Z1의 경우 17.08 MPa, Z2는 9.46 MPa 이고 FF는 10.11 MPa로 예측값 보다 각각 18.2%, 37.8%, 51.2%의 감소를 보인다. 특히 FF의 감소는 괄목할 만 하다. 이러한 차이의 원인은 크게 두 요인이 작용한 결과로 보인다. 첫째, 복합레진의 flow와 둘째, 탄성계수가 증가하는 속도의 차이이다. 모든 복합레진에서 중합이 진행되며 어느 정도의 탄성계수에 이르기 전에는 flow에 의한 수축응력의 상쇄가 일어나고, FF와 같이 초기 점도가 낮은 경우는 더욱 그러하다 볼 수 있다. Z1의 경우 중합 반응속도가 빨라 탄성계수의 증가가 매우 빠른 재료로 알려져 있고 그 결과 flow에 의한 응력의 상쇄가 어려운 때문으로 보인다. 특히 with compliance의 조건에서는 FF 보다 낮은 응력을 보였던 Z1이 without compliance에서는 훨씬 큰 값을 보이는 바, 부궤환을 적용하여 compliance를 없앤 측정에서는 탄성계수뿐만 아니라 flow의 영향과 중합속도가 매우 큰 영향을 끼침을 알 수 있다.

복합레진의 중합이 진행됨에 따라 중합수축률과 탄성계수 모두 변화 (증가) 하므로 단순히 최종 중합수축률과 탄성계수의 곱 만으로 중합수축 응력을 예측하는 것은 타당하지 못하다. 실제로는 광조사 시작부터 시간의 흐름에 따라, 각 시점에서의 측정된 탄성계수에 각 시점에서의 중합수축에 의한 시편 두께의 변화량을 곱하면 각 시점에서 중

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

$$\sigma = \int_0^t (E_{Specific\_Time} \times d\epsilon_{Specific\_Time\_Segment})$$

여기서  $\sigma$ 는 중합수축응력,  $E$ 는 특정시점에서의 인장탄성계수,  $d\epsilon$ 는 특정시간 구간에서의 수축량을 의미한다.

부궤환을 걸지 않은 경우, 본 실험 장치의 compliance는  $0.47 \mu\text{m}/\text{N}$ 으로 이를 시편의 단면적으로 환산하면 299.1 MPa 로서 측정된 복합레진의 인장탄성계수 1.41-2.31 GPa 과 비교하면 4.7-7.7 배 정도 낮은 값이다. 따라서 복합레진의 중합이 진행됨에 따라 탄성계수가 증가하여 측정장치의 탄성계수를 넘어서게 되면 load cell이 휘어져 쉽게 응력을 해소하게 된다. 따라서 이 시점부터는 중합수축률이 큰 재료가 더 큰 수축응력 값을 지니는 것으로 기록된다. 반면 부궤환에 의해 compliance가 제거된 경우, 측정장치는 가상적으로 무한대의 탄성계수를 지니게 되고 따라서 복합레진의 탄성계수가 증가함에 따라 중합수축응력이 외적으로는 해소되기 어렵고 시편 내에 누적되어 매우 큰 측정값을 나타낸다. 인장탄성계수가 큰 Z1의 경우 compliance를 제거한 경우 그렇지 않은 경우보다 5.87 배의 측정값을 보인 반면, 탄성계수가 낮고 흐름성이 좋은 FF의 경우 단지 3.25배의 증가를 보였다.

본 연구의 결과는 compliance가 일정 부분 허용되는 실험에서는 탄성계수보다 중합수축률의 정도가 중합수축응력의 측정 결과에 미치는 영향이 지배적이라는 점과, 부궤환을 적용하여 compliance를 원천적으로 제거한 실험의 경우에는 복합레진 자체의 탄성계수의 효과가 중요하게 작용한다는 사실을 확인시켜 주었다. Braga와 Ferracane등<sup>24)</sup>은 부궤환 시스템을 사용한 연구에서 다수의 flowable 복합레진이 중합수축응력을 줄이기 위해 Z2 hybrid 복합 레진의 이장재로 사용되었을 때, 대조군으로 사용된 Z2 precured layer의 이장효과에 비해 중합수축응력을 상쇄하는 효과가 없다고 결론지었다. 이는 본 연구에서도 확인된 바와 같이 compliance가 없는 조건에서 Z2와 FF의 중합수축 응력에 차이가 없음에 기인한다 볼 수 있다. 그러나 Z1 과 같이 매우 높은 수축 응력을 보이는 재료의 이장재로서는 유효할 것으로 보인다.

Watts등<sup>20)</sup>은 부궤환 시스템의 장비가 비싸고 복잡하며 효율성이 떨어지는 단점의 지적과 함께 실제로 치아 경조직이  $20 \mu\text{m}$  정도의 치아 교두 굴곡을 보이며 어느 정도의 compliance를 가지는 상태이므로 이와 유사한 rigid cantilever load cell에 의한 중합수축 응력 측정의 의의를 주장하였다. 그러나 이것은 load cell의 다양한 compliance와 서로 다른 복합레진의 탄성계수 때문에 실험 조건마다 각 요인의 교차 간섭을 피할 수 없다. 또한 각각의 치아의 성질



이 다르고 와동의 형태가 다양하여 치아의 평균 compliance를 규정하여 이와 유사한 상황을 재현하는 것이 제한적인 면도 간과할 수 없다. 그렇기 때문에 이번 연구와 같이 동일 장치에서 compliance를 허용하는 경우와 부궤환 시스템을 사용하여 compliance를 허용하지 않은 경우의 실험 결과를 함께 비교하는 것은 중합수축응력에 대해 보다 정확한 결과의 해석을 가능하게 할 수 있다. 본 연구의 결과로서 근원심 (MOD) 와동과 같이 compliance가 보다 많이 허용될 수 있는 치아에서는 중합수축응력을 줄이기 위해서 중합수축률이 낮은 복합레진을 사용하는 것이 바람직하다고 볼 수 있으며, 1급이나 깊은 5급 와동과 같이 stiff한 (low compliance)의 상황에서는 탄성계수가 낮은 flowable 복합레진을 이장재로 사용하는 것은 wetting으로 와동벽과의 접착을 증진시킬 뿐 아니라 중합수축응력을 줄이는 데에 기여할 것으로 사료된다.

Kleverlaan과 Feilzer<sup>2)</sup>는 부궤환 시스템을 사용한 측정에서 중합수축응력이 탄성계수와 비례하며 중합수축량과는 반비례하는 경향을 보고하였다. 그리고 이것이 무기질 충전재의 함량에 따른 결과로 추론하였으나 이러한 경향에서 벗어난 재료의 특성을 이 한가지로만 설명하기는 어렵다. 이번 연구를 통해 compliance가 허용되는 조건에서 중합수축률이 중요함을, compliance가 허용되지 않는 조건에서 탄성계수와 flow가 주요한 요인임을 분명히 하였으나 복합레진의 탄성계수와 중합수축률은 무기질 충전재의 함량뿐 아니라 크기, 레진 기질, 중합개시제의 특성 및 빛의 투과성 등 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 있게 할 것으로 사료된다. 향후 이번에 개발한 장치를 이용하여 복합레진의 중합 시간 동안 점탄성 변화를 측정하는 것과, 교차 요인을 제거하기 위해 직접 제조한 실험적 복합레진을 통한 연구가 필요하다고 하겠다.

## V. 결 론

1. 부궤환 시스템을 적용하여 측정장치의 compliance를 없앤 경우, Z1, Z2 과 FF 모두에서 적용하지 않은 경우보다 3.25-5.87 배 높은 중합수축응력을 나타냈다.
2. 측정장치의 compliance가 존재하는 경우, axial strain과 중합수축응력은  $FF > Z1 > Z2$ 의 순서를 보였다.
3. 측정장치의 compliance를 없앤 경우, Z1이 가장 큰 중합수축 응력을 나타냈으며, FF와 Z2은 통계학적 유

의차이가 없었다.

## 참고문헌

1. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 15(3):176-184, 2004.
2. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 21(12):1150-1157, 2005.
3. Song YX, Inoue K. Linear shrinkage of photo-activated composite resins during setting. *J Oral Rehabil* 28(4):335-341, 2001.
4. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil* 32(4):304-314, 2005.
5. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 12(6):291-299, 2000.
6. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 21(1):17-24, 1996.
7. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 24(11):1501-1505, 2008.
8. 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* 23(3):288-295, 2007.
9. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 15(2):128-137, 1999.
10. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13(Spec No):82D-84D, 2000.
11. Chantler PM, Hu X, Boyd NM. An extension of a phenomenological model for dental composites. *Dent Mater* 15(2):144-149, 1999.
12. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 17(24):2313-2318, 1996.
13. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66(11):1636-1639, 1987.
14. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 24(11):1501-1505, 2008.
15. Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int* 17(12):777-784, 1986.
16. 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(4):475-477, 1983.
17. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 74(3):439-445, 1967.

18. Hegdahl T, Gjerdet NR. Contraction stresses of composite resin filling materials. *Acta Odontol Scand* 35(4):191-195, 1977.
19. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10(2):88-96, 1997.
20. Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater* 19(1):1-11, 2003.
21. Chen HY, Manhart J, Kunzelmann KH, Hickel R. Polymerization contraction stress in light-cured compomer restorative materials. *Dent Mater* 19(7):597-602, 2003.
22. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 17(3):253-259, 2001.
23. Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin-composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *J Mater Sci Mater Med* 15(10):1097-1103, 2004.
24. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 134(6):721-728, 2003.
25. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 81(2):114-118, 2002.
26. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 131(4):497-503, 2000.
27. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 15(3):176-184, 2004.
28. Lee SH, Chang J, Ferracane J, Lee IB. Influence of instrument compliance and specimen thickness on the polymerization shrinkage stress measurement of light-cured composites. *Dent Mater* 23(9):1093-1100, 2007.
29. Watts DC, Vogel K, Marouf AS. Shrinkage stress reduction in resin-composites of increasing particle concentration (abstract 2444). *J Dent Res* 81:A-308, 2002.
30. Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res* 82(10):824-828, 2003.
31. La SH, Lee IB, Cho BH, Son HH. Effect of light intensity on the polymerization rate of composite resin using real time measurement of volumetric change. *J Kor Acad of Con Dent* 27(2):135-141, 2002.
32. 박준규, 임범순, 이인복\*. 5 급 와동의 복합레진 수복 시 발생하는 교두굴곡에 관한 연구. *대치보존지* 33(2):83-89, 2008.
33. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. Rheological characterization of composites using a vertical oscillation rheometer. *J Kor Acad of Con Dent* 29(6):489-497, 2004.



국문초록

## 측정장치의 compliance 유무가 복합레진의 중합수축응력의 측정에 미치는 영향

서덕규<sup>1</sup> · 민선홍<sup>2</sup> · 이인복<sup>2\*</sup><sup>1</sup>연세대학교 치과대학 치과보존학교실, <sup>2</sup>서울대학교 치의학대학원 치과보존학교실

본 연구에서는 측정장치의 compliance 유무가 복합레진의 중합수축응력 측정에 미치는 영향을 알아보았다. 변위센서, cantilever load cell과 부궤환 (negative feedback) 시스템을 적용하여 compliance를 허용하는 것과 허용하지 않는 두 가지 모드로 중합수축응력의 측정이 가능한 stress-strain analyzer를 제작하였다.

한 종의 flowable (Filtek Flow: FF) 복합레진과 두 종의 universal hybrid (Z100: Z1 and Z250: Z2) 복합레진이 사용되었다. Load cell의 끝과 base plate에 고정된 직경 3.0 mm 의 금속 막대에 silane을 처리하였다. 1.0 mm의 거리로 고정된 두 개의 금속 막대 사이에 복합레진을 적용한 후 광중합을 하였다. 복합레진의 수직 중합수축률과 중합수축응력을 10 분 동안 기록하였고 인장탄성계수도 구하였다. 통계처리는 일원분산분석과 paired t-test를 시행하였고 95% 유의수준에서 Tukey's test로 사후 검정하였다.

측정된 중합수축 응력은 재료와 compliance의 유무에 따라 큰 차이를 보였다. Compliance를 허용한 모드에서 중합수축응력은 FF: 3.11 (0.13)이 가장 컸으며 Z1: 2.91 (0.10), Z2: 1.94 (0.09) MPa의 순서였다. 측정장치의 compliance를 허용하지 않은 경우에는 Z1: 17.08 (0.89)이 가장 컸고 FF: 10.11 (0.29), Z2: 9.46 (1.63) MPa의 순이었다. 또한 Z1, Z2, FF의 인장탄성계수는 각각 2.31 (0.18), 2.05 (0.20), 1.41 (0.11) GPa 이었다. 중합수축응력은 compliance mode에서는 복합레진의 수직 중합수축률이 주요 영향 요인이었으며, compliance를 배제한 모드에서는 탄성계수의 효과가 지배적이었다.

**주요단어:** 복합레진, 중합수축응력, instrument compliance, 부궤환, 인장탄성계수