

## 디지털 이미지 상관법을 이용한 Methacrylate기질과 Silorane기질 복합레진의 치아 수복 시 중합수축거동

박정훈\* · 최낙삼\*\*†

### Polymerization Shrinkage Behavior Measured by Digital Image Correlation for Methacrylate-based and Silorane-based Composites During Dental Restoration

Jung-Hoon Park\*, Nak-Sam Choi\*\*†

**ABSTRACT:** The polymerization shrinkage behavior of dimethacrylate-based composite (Clearfil AP-X, Kuraray) and silorane-based composite (Filtek P90, 3M ESPE) used for dental composite restorations was measured using digital image correlation method. The stress distribution on the surface of specimen was calculated by finite element analysis with equivalent elastic modulus and was compared with the measured shrinkage distribution. Camera images were monitored by a CCD camera during and after the irradiation of light. As a result of the DIC analysis, a non-uniform shrinkage distribution was observed in both composite resins, and the resin core inside the ring specimen had free flowability, leading to in greater shrinkage strain than the resin/ring interfacial region. It was observed that as the distance from the center of the resin increased, the radial average shrinkage strain decreased. The radial average shrinkage strain during light irradiation occurred to be 33% for P90 and 57% for AP-X of the entire strain at the end of the test. The shrinkage behavior of P90 and AP-X was measured to be significantly different from each other during light irradiation. In the resin near the resin/ring interface, it was confirmed that the tensile strain rapidly formed to increase after light irradiation, causing a tensile stressed, interface weak.

**초 록:** 치과용 복합레진 Filtek P90 (3M ESPE, USA)과 Clearfil AP-X (Kuraray, Japan)를 대상으로 디지털 이미지 상관법을 이용하여 광중합 시 발생하는 수축거동을 관찰하고 등가탄성계수를 적용한 유한요소해석을 통해 시편표면의 응력분포를 산출하여 수축률분포와 비교하였다. 광조사 중과 광조사 후의 촬영 조건을 달리하여 CCD 카메라를 이용한 시편의 변형사진을 획득하고 디지털 이미지 상관분석을 하였다. DIC 분석 결과 상기의 복합레진 모두에서, 비균일한 수축변형률 분포가 관찰되었으며 링시편 내부의 레진 중심부가 자유로운 유동성으로 레진/링의 계면부보다 큰 수축 변형률이 발생하였다. 레진의 중심으로부터 거리가 멀어질수록 반경방향 평균수축률은 감소하였으며, 광조사동안에 발생한 반경방향 평균수축률은 경화시험종료(10 min) 후 발생한 반경방향 평균수축률 값을 기준으로 P90은 33%, AP-X는 57% 수준이었다. P90과 AP-X가 광조사 중의 수축거동이 크게 달랐음을 확인하였다. 레진/링의 계면부에 가까운 레진에서는 광조사 후에 인장변형률이 급격히 커져서 계면부가 인장응력을 받아 취약하게 됨을 확인하였다.

**Key Words:** 치과용 복합레진(Dental composite resin), 디지털이미지상관(Digital image correlation), 중합수축(Polymerization shrinkage), Methacrylate기질 복합레진(Methacrylate-based composite resin), Silorane기질 복합레진(Silorane-based composite resin), 등가탄성계수(Equivalent elastic modulus)

Received 2 March 2020, accepted 21 May 2020

\*Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Hanyang University, Seoul, Korea

\*\*†Department of Mechanical Engineering, Hanyang University, Ansan, Korea, Corresponding author (E-mail: nschoi@hanyang.ac.kr)

## 1. 서 론

치과용 복합레진은 치아의 직접수복에 사용되는 치과재료로서 수복 후에 건전치질의 보존과 심미성이 우수한 재료[1]이다. 하지만, 치과용 복합레진은 반응성 단량체가 중합개시제에 의해서 서로 교차결합하여 20% 이상 다량체로 전환되어 반고체화 되면 중합수축과 내부응력이 발생하게 된다[2]. 복합레진의 중합수축 발생시에 접착의 탈락, 공극(void), 미세 틈(micro-gap)이 형성되며 변연누출, 시술후 과민증(postoperative sensitivity), 이차우식(secondary caries), 치수 병변이 발생 될 수 있다. 따라서 임상학적으로 치아수복 시 복합레진 수복재의 수축거동과 관련한 연구는 중요하다[1,3,4].

치과용 복합레진의 수복시 발생하는 임상적인 문제점을 극복하기 위해 수복을 여러 번에 나누어 실시하는 다층 수복법(incremental layering technique)을 적용하거나 중합에 사용하는 광원의 위치를 적절히 조절하여 저속경화(slow curing) 시키거나 흐름성이 높은 복합레진(flowable composite)과 같이 중합수축 초기에 발생하는 레진의 유동으로 응력을 상쇄하여 낮은 잔류응력을 가지도록 하거나, 흐름성이 높은 재료를 레진과 치아내벽 사이에 이장재로 적용하여 수축응력을 감소시킨다는 개념을 진료에 도입할 필요도 주장되고 있다. 또한, 치과용 복합레진 기질의 단량체를 변경하여 ring-opening 중합반응 기전을 가지는 Silorane과 같은 수축률이 작은 레진들을 개발하여 적용하려는 연구가 진행되고 있으며 개발된 복합레진의 특성을 평가하기 위해 다양한 연구가 진행되고 있다[5-9].

치과용 복합레진의 요구스펙은 ISO와 ANSI/ADA No. 27 등의 규격환경에 규정되어 있으며 국내에서는 한국산업표준 KS P ISO 4049 [10](치과-폴리머계수복재)에 2급으로 분류되어 생체 적합성뿐만 아니라 물리적, 화학적 성질인 굴곡강도, 중합깊이, 물 흡수도, 용해도에 대한 기준이 마련되어 있다. 이 중 물리적 성질에는 세부적으로 작업시간, 경화시간, 광민감도, 중합깊이, 굴곡강도, 흡습도 및 용해도, 색조, 색안정성 및 방사선 불투과성등이 포함되어 있다. 복합레진은 자연광에 노출되어도 재료의 균질성을 잃지 않아야 하며 중합깊이는 광조사면으로부터 2 mm 이상이고 제조사의 기준 깊이보다 0.5 mm 이상 차이하면 안된다. 굴곡강도는 파절 저항성에 영향을 미치므로 수복처리 24시간 경과 후 50 MPa 이상을 요구하고 있다. 하지만 이러한 기준은 복합레진이 경화 후 갖는 성질을 기초로 제정되어 있으며 때문에 레진경화 중에 발생하는 수축거동을 평가하는 기준은 아직 제정되어 있지 않다.

복합레진의 중요한 특성인 중합수축량을 측정하기 위해 dilatometer 법이 활용되고 있다[11]. LVDT transducer를 이용하는 방법은 레진에 유리판덮개를 놓고 굴곡하중을 주어 LVDT transducer를 통해 중합수축량을 측정한다[12].

복합레진은 점토와 같은 반고체 성질을 가지고 있으며 중합체 분자내의 이동이 가능한 젤화점 이전에 복합레진의 흐름이 발생하여 수축응력의 상쇄된다. 젤화점 이후에 굳어져 고체 상태로 변하게 되는데, 이때 복합레진의 탄성계수가 급격히 증가하여 복합레진과 치아의 접착 계면부에서 중합수축응력이 발생된다.

본 연구에서 레진의 수축거동을 측정하기 위해 디지털 이미지 상관(Digital image correlation, DIC) 기법을 사용하며 측정대상의 전체면의 변형이 비접촉식으로 동시에 측정 가능하다[11]. DIC분석은 디지털카메라로 촬영된 변형 전과 후의 사진의 각 픽셀의 밝기정도를 상관함수로 계산하여 가장 상관도가 큰 지점을 파악하고 변형과 이동을 추적하여 변형분포를 측정하는 방법으로 국부적인 변형을 분포나 수축거동을 관찰 할 수 있다. DIC분석에 필요한 사진을 획득함에 있어 Li 등[12]은 subset window 크기, 패턴입자의 크기, 광원의 세기, 시편크기에 따라 해석의 정확도가 다름을 보였으며, 이는 DIC분석을 통한 치아복합레진의 수축률 측정시에 주의해야 할 점이다. Chuang 등[13]은 광 조사 후 레진수축에 따라 치아에 작용하는 응력을 유한요소법을 통하여 분석하고 DIC결과와 비교하였다. Vesna 등[14]은 3D DIC법을 사용하여 복합레진의 국부적인 수축거동을 분석하고 수축거동이 위치에 따라 불균일함을 보였다. Furukawa 등[15]은 다양한 와동형식에 따른 복합레진의 중합 수축 거동을 DIC를 통하여 관찰하였다. 본 논문 저자들은 이전 연구[16]에 소개한 바와 같이 DIC분석에 최적인 이미지촬영조건을 획득하였으며, 광조사 시작부터 광조사 후의 복합레진이 경화되는 전 과정에 대한 중합수축거동을 시간 단계별로 관찰하여 전체중합과정 관찰에 성공하였다.

본 연구에서는 수축률이 크게 다른 Filtek P90 (3M ESPE, USA)과 AP-X (Kuraray, Japan)를 선택하여 저자들의 이전 연구[16]를 통해 제시한 중합과정 전체의 수축변형거동을 레진특성에 따라 DIC법을 이용하여 비교관찰한다. 또한 시편 표면에 작용하는 응력분포를 등가탄성계수를 적용한 유한요소법을 통해 산출하여 DIC측정 결과와 비교한다. 즉, 치아 수복시 복합레진의 수축률이 크게 다를 경우, 광조사 중과 시편링내에서 복합레진의 수축변형분포가 어떻게 달라지고 링/레진의 계면부에서 급격한 인장변형의 발생상태를 DIC측정으로 가시화하고자 한다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 시편 제작 및 수복과정

본 연구에서는 methacrylate기반의 복합레진 Clearfil AP-X와 중합에 따른 수축변형이 현저히 작도록 개발된 silorane 기반의 복합레진 Filteck P90을 대상으로 광경화 실험을 수행하였다. 각 레진의 성분과 제조사에서 제공한 부피수축률을 Table 1에 나타내었다. 외경 6 mm, 내경 4 mm, 높이

**Table 1.** Dental composites used in this study

Composite	Resin Matrix	Filler	Shrinkage (vol.%)
Clearfil AP-X	Bis-GMA TEDGMA	3 $\mu\text{m}$ Barium glass, Silica particle (85.5 wt%)	1.9
Filtek P90	Silorane	0.01-3.5 $\mu\text{m}$ (average 0.47 $\mu\text{m}$ ) quartz particles, yttrium fluoride (76 wt%)	0.88

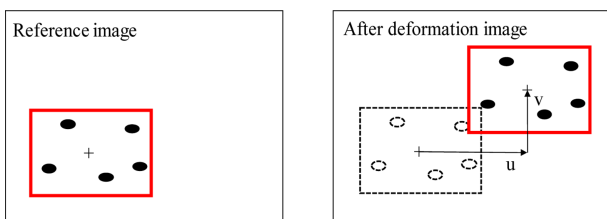
2 mm의 링 형상의 기판에 레진을 충전하여 중합수축률을 측정하였으며, 의치에 사용되는 재료로서 복합레진과의 접착이 용이한 투명한 polymethylmethacrylate (PMMA)를 레이저 가공으로 제작한 것이다. 먼저, 제작된 링기판을 알콜을 사용하여 세척 후, 접착제를 링의 내면에 마이크로 브러시(micro brush)를 사용하여 도포 후 바람으로 건조시킨다. 건조 후, 접착제에 LED irradiator (Morita Pnecure, Japan)를 사용하여 10 s 간 광조사 하여 부분경화 시켰다. 이후, 링 내부에 복합 레진을 충전하여 시편의 윗면까지 채우고 표면을 압착하여 평탄하게 만든 뒤 수성페인트 스프레이를 이용하여 DIC분석을 위한 무작위 패턴링을 만들었다. 이때, 에어스프레이를 통해 페인트 미세입자를 도포하여 시편표면의 페인트입자의 크기를 작게 조절하였다.

**2.2 디지털이미지 상관법**

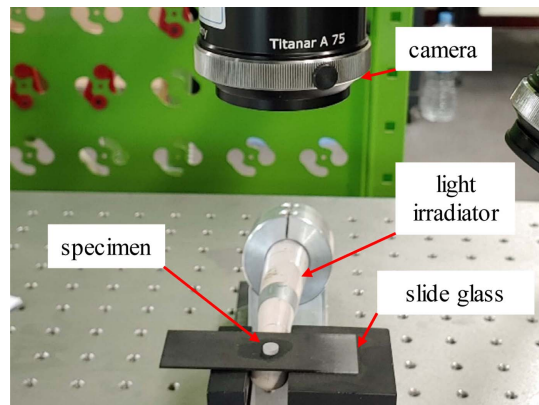
Fig. 1은 DIC측정의 개요도이다. 디지털 이미지 상관법은 재료 표면의 불규칙한 패턴을 만들어 변형전과 변형후의 이미지를 디지털 카메라로 획득한 뒤 패턴의 변위를 비교 해석함으로써 변형을 분포를 계산하는 방법이다[17,18].

Fig. 2와 같이 실험 장치를 구성하였으며 광조사는 시편 표면으로부터 2 mm 위치에서 광원의 세기를 1000 W로 광조사시간은 20 s로 설정하였다. 중합수축변위의 분포는 DIC 카메라 시스템(ARAMIS 2M LT, GOM, Germany)을 통하여 측정하였다.

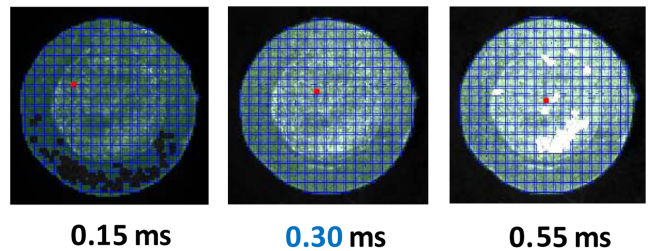
LED조사기에서 나오는 강력한 광원세기로 인하여 광조사가 끝난 후의 이미지를 광조사 중과 동일 조건으로 촬영이 불가능했다[16]. Fig. 3은 노출시간에 따른 DIC해석 가능한 영역을 나타낸 사진이다. 노출시간이 0.15 ms 부터 0.55 ms 까지 0.05 ms씩 증가시켜 전체 영역중 해석가능한 영역의



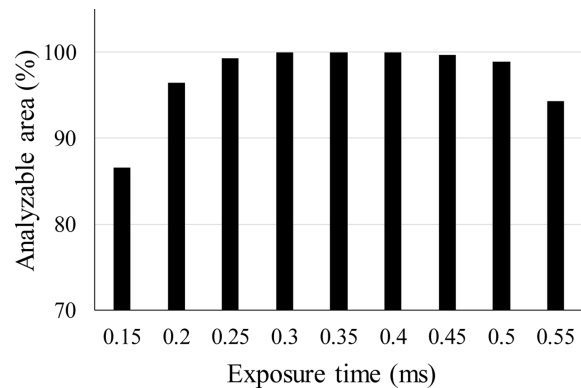
**Fig. 1.** Schematic of digital image correlation method



**Fig. 2.** Schematic of the camera measurement for DIC



**Fig. 3.** DIC photo images acquired according to the various exposure times



**Fig. 4.** Percentages of analyzable area according to the various exposure times

비율을 Fig. 4에 표로 나타내었다. 본 저자들의 이전 연구[16]에서 사전실험을 통하여 제시한 광 조사중의 최적 노출시간은 0.3 ms이었으며 획득된 이미지의 픽셀 사이즈는 1624 × 1236 pixels이었다. 획득한 사진들로부터 DIC 분석을 하기 위해 설정한 facet의 사이즈는 17 × 17 pixels, facet 스텝은 8 × 8 pixels이며 총 facet의 수는 321 × 244개였다.

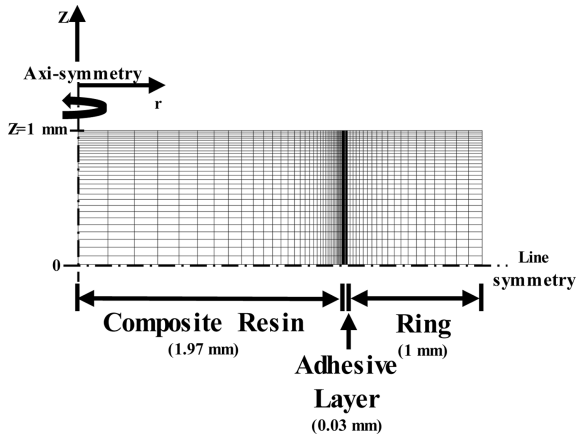
**2.3 등가탄성계수를 이용한 FEM**

시편의 표면에서 발생하는 응력을 계산하기 위하여, 경화과정 중에 발생하는 탄성계수변화를 한 개의 값으로 통



**Table 2.** Material properties of dental composite resins and PMMA for finite element calculation

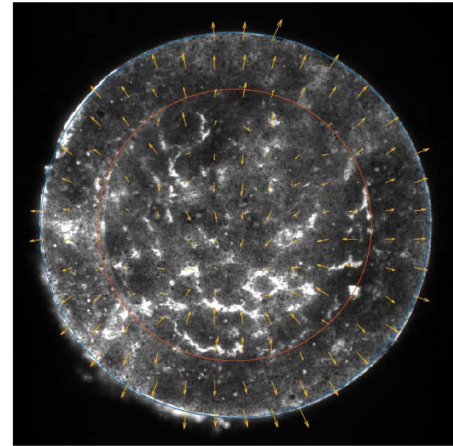
Properties	Clearfil AP-X		Filtek P90		PMMA
	Resin	Bond	resin	Bond	
Elastic modulus [MPa]	186 (equivalent)	4400	153 (equivalent)	2300	3200
Poisson's ratio	0.26	0.24	0.3	0.3	0.3
Polymerization Shrinkage [vol.%]	- 1.9	-	- 0.88	-	-

**Fig. 5.** Modeling of a dental restoration ring models for 3D finite element calculation

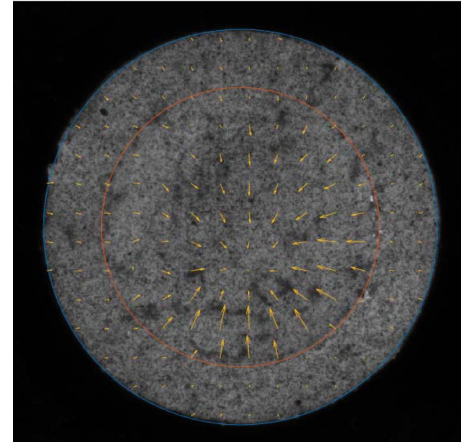
일한 등가탄성계수[19]를 측정하여 FEM 3차원 계산모델에 적용하였다. Fig. 5에 나타난 FE mesh는 axi-symmetric 모델이며 실제 시편의 4분의 1 모델이다. 이 모델 메쉬는 2280개의 요소와 7175개의 노드점으로 구성하였다. 복합수지, 접착제 층 및 외부 링 사이의 계면은 완전한 접착 조건을 갖는다고 가정하였으며 FEM에서 가정된 포아송 비 및 선형 수축률을 Table 2에 나타냈다. Table 2의 탄성계수를 제외한 기계적 특성값은 경화 된 상태의 기준이며 겔 상태의 시간에 따른 변화거동을 반영하지는 않는다. 일정한 선형 수축변형률을 링 모델의 복합레진에 적용하기 위해 등가 열수축 변형률[20]을 적용 하였다. FE 모델 표면의 반경방향 응력값은 시편의 중심으로부터 수지 - 접착제 계면 ( $r = 1.97 \text{ mm}$ )에서 1 노드 떨어진 거리의 수지 쪽까지 획득하였다.

### 3. 결과 및 고찰

Fig. 6는 P90 시편의 광조사가 끝나기 직전(약 20 s)과 경화시험종료 직후(10 min)에 촬영한 사진과 그 위에 DIC를 통해 측정한 변위분포를 가시화 시켜 표시한 것이다. 화살표벡터의 길이는 그 위치에서의 변위량을 실제 발생한 변위벡터보다 6배 확대시켜 상호비교를 쉽게 보이도록 하였다. 광조사가 끝나기 직전까지는 레진의 중앙부는 수축거동을 보였으나 링부분과 레진 가장자리부에서는 광원에서



(a)

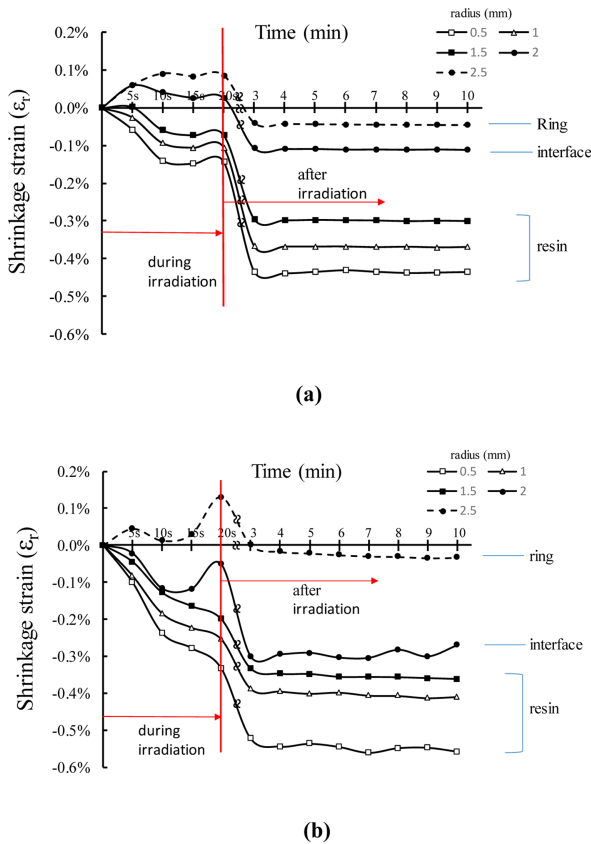


(b)

**Fig. 6.** Displacement distributions of a composite resin-filled ring specimen for P90 measured by DIC (a) just before the end of light irradiation and (b) at a cured state for 10 minutes

나오는 열과 중합열로 인하여 팽창하는 거동을 보였다. 광조사가 멈춘지 9분 40초가 지난 최종경화시간에서 시편의 중심을 기준으로 강력한 수축거동이 발생하여 중합으로 인한 레진의 수축거동이 시편 전면에서 확실하게 관찰되었다.

Fig. 7은 각 반지름  $r$  위치별로 측정된 반경방향 평균수축률( $\bar{\epsilon}_r$ )을 광조사 시작부터 경과시간에 따라 나타낸 것이다.  $\bar{\epsilon}_r$ 는 다음식으로 측정하였다.



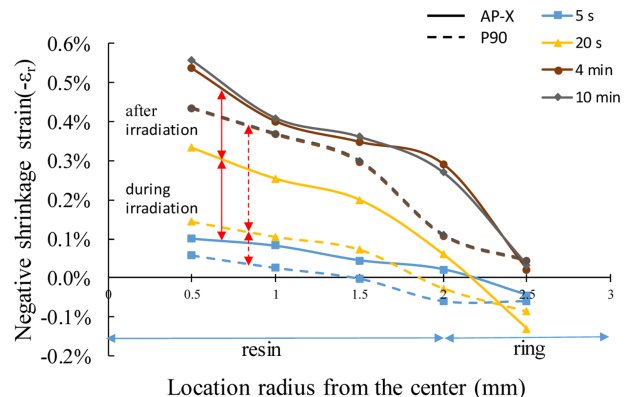
**Fig. 7.** Average radial shrinkage strain of (a) P90 and (b) AP-X [16] as a function of time during and after LED irradiation

$$\bar{\epsilon}_r = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( \frac{\Delta r_i}{r_i} \right) \quad (1)$$

여기서  $r_i$ 는 복합레진 중심으로부터 반경거리,  $\Delta r_i$ 는 그 거리  $r_i$ 를 일정한 값으로 할 때 생기는 원주를  $N$  등분하여 지정한 위치의 변위이다. 원주를 등분한 값( $N$ )은 각각  $r = 0.5$  mm일 때  $N = 46$ ,  $r = 1.0$  mm일 때  $N = 94$ ,  $r = 1.5$  mm일 때  $N = 142$ ,  $r = 2.0$  mm일 때  $N = 184$ ,  $r = 2.5$  mm일 때  $N = 234$ 이었다. P90(Fig. 7a)과 AP-X(Fig. 7b)의 두 레진 모두, 레진부의 중앙에 가까운 위치( $r = 0.5$  mm)에서 가장자리부( $r = 2.0$  mm) 까지 반지름의 위치가 증가함에 따라  $\bar{\epsilon}_r$  값의 크기가 크게 감소하였다. 복합레진 P90의 자연수축률이 Table 1에서 볼 수 있듯이 AP-X의 46% 수준으로 작으므로,  $r$  위치별 수축변형률거동을 측정한 결과(Fig. 7(a))를 보면, 광조사가 끝나기 직전(20 s)에  $r = 0.5$  mm 부분의  $\bar{\epsilon}_r$ 은  $-0.14\%$ 로 수축변형이 컸고  $r = 2.5$  mm의 기관링부분은  $+0.08\%$ 로 오히려 약간 팽창한 상태였다. 광조사 후 3 min 경과시 중합수축변형은 거의 완성되었으며, 10 min에서는  $r = 0.5$  mm 부분의  $\bar{\epsilon}_r$ 은  $-0.43\%$ 으로 최대 수축변형을 보였고  $r = 2.5$  mm 부분에서는  $-0.04\%$ 로 수축변형률이 미미하였다. 복합레진 AP-X의 경우 Fig. 7(b)와 같이 광조사가 끝

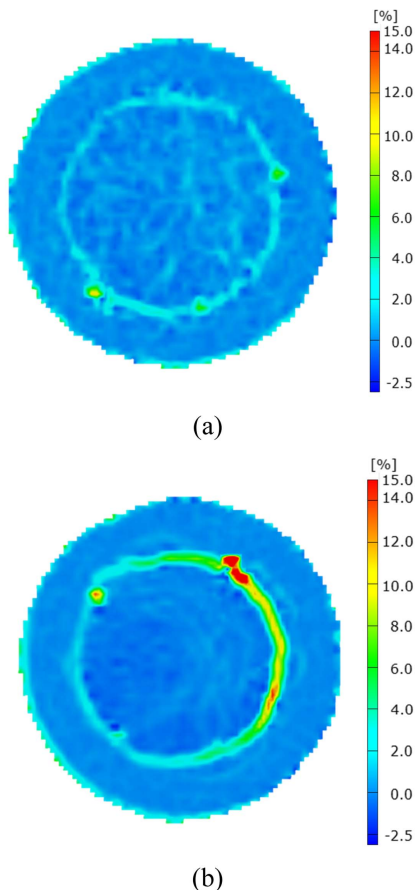
나기 직전(20 s)에서  $r = 0.5$  mm 위치인 중앙부의  $\bar{\epsilon}_r$ 은  $-0.33\%$ 로 수축변형률 역시 가장 컸으며  $r = 2.0$  mm인 레진 가장자리부는 수축률이 작아지면서 큰 변동을 보였다.  $r = 2.5$  mm 위치인 기관링부분에서  $\bar{\epsilon}_r$ 은  $+0.13\%$ 로 오히려 팽창하였다. 광조사후 3 min에서 중합수축의 90%가 완성되었으며, 경화시험이 끝난 시점(10 min)에서는 반지름 0.5 mm 위치인 부분의  $\bar{\epsilon}_r$ 은  $-0.56\%$ 으로 가장 큰 수축변형률을 보였고  $r = 2.0$  mm의 레진가장자리부도  $-0.30\%$ 의 큰 수축변형을 보였다.  $r = 2.5$  mm의 기관부분에서는  $-0.03\%$ 로 미미하게 수축하였음을 확인하였다. 두 레진 모두 기관링( $r = 2.5$  mm)에서는 광조사 초기에 변형이 양의 방향으로 증가하였는데, 레진의 중합열과 LED광원의 열전달의 영향을 받아 복합레진과 기관링이 함께 팽창하면서 일어난 열확장 변형이다.  $r = 2$  mm의 계면부에서 P90의 경우는 광조사후 5 s까지 급격하게 팽창한 뒤 광조사가 끝날 때(20 s)까지 거의 일정하게 팽창량이 유지되었다. 이는 P90의 구성 성분인 Silorane이 경화 시 초기 링 모양의 분자구조가 열리는 “cationic ring opening” 현상[21]으로 인해 체적이 일시 증가하였지만 5 s 후에 경화 시 발생하는 수축량 때문에 서로 상쇄되었기 때문이라 사료된다. AP-X의 경우는 “cationic ring opening” 현상이 없으므로 계면부를 포함한 레진부에서 광조사 초기부터 경화 수축거동이 명료하였으며 시간에 따른 변동은 열전달거동의 예기치 않은 변동에 기인한다고 생각된다. PMMA링의 열팽창계수가 복합레진에 비해 2배 정도 크므로 복합레진의 가장자리부에서 생긴 변형이 링의 열팽창 영향으로 일시적으로 인장방향으로 상승할 수 있는 것이다.

Fig. 8은 시편의 중심에서 떨어진 거리  $r$  위치에 따라 산출된 평균수축변형률  $\bar{\epsilon}_r$ 의 변화거동을 나타낸다. 광조사 초기 5 s 경과 후,  $r$  위치가 0.5 mm 부터 2.5 mm까지 증가함에 따라 AP-X는  $-0.10\%$ 에서  $+0.04\%$ , P90은  $-0.058\%$ 에서  $+0.05\%$ 로  $\bar{\epsilon}_r$ 이 수축거동에서 팽창거동으로 바뀌어 분포하였다. 또한, 광조사 후 10 min 경과 시에,  $\bar{\epsilon}_r$ 의 분포는



**Fig. 8.** Average radial shrinkage strain according to radius locations from the specimen center

$r = 0.5 \text{ mm}$  부터  $2.5 \text{ mm}$ 까지 AP-X는  $-0.56\%$ 에서  $-0.03\%$ , P90은  $-0.43\%$ 에서  $-0.05\%$ 로 현저히 작은 값으로 저하하였다. AP-X는 광조사중의 20 sec 동안에 큰 폭의 수축변형률이 발생하였지만 P90은 광조사가 끝난 후에 대부분의 수축이 이루어져 경화수축의 시간 거동이 크게 달랐음을 알았다. 광조사 과정(20 s)에서 반경방향 평균수축률은 양 레진 모두 시편의 중심으로부터 거리가 멀어질수록 감소하는 경향이 뚜렷하였다. 경화시험 종료시(10 min) 반경방향 평균수축률은 AP-X는  $r$ 이  $0.5\sim 1.0 \text{ mm}$  구간을 따라 수축률이 가장 컸으나 P90은  $r$ 이  $1.5\sim 2.0 \text{ mm}$  구간을 따라 수축률의 감소가 크게 나타났다. 또한,  $r = 0.5 \text{ mm}$ 에서 광조사 중(20 s)에 발생한  $\bar{\epsilon}_r$ 은 AP-X, P90 각각  $-0.32\%$ ,  $-0.14\%$ 이고 경화종료(10 min) 후 발생한  $\bar{\epsilon}_r$ 은 AP-X, P90 각각  $-0.56\%$ ,  $-0.43\%$ 로 나타났다. 광조사동안에 발생한  $\bar{\epsilon}_r$ 은 최종경화 후 기준으로 AP-X는 57%, P90은 33% 수준으로 AP-X의 수축 속도가 P90보다 약 2배로 빨랐다. AP-X는 중합반응이 광조사중에 빠르게 일어났지만 P90은 광조사이후에 대부분의 중합이 진행된 것이다. 이는 silorane의 중합과정에 수반되는 양이온의 형성에 어느 정도의 시간이 필요[22]하기 때문이며, AP-X에 비하여 더 끈적한 성질을 가진 P90은 중합과정중



**Fig. 9.** Principal strain( $\epsilon_1$ ) distributions on ring specimens in a cured state for (a) P90 and (b) AP-X [16] measured by DIC

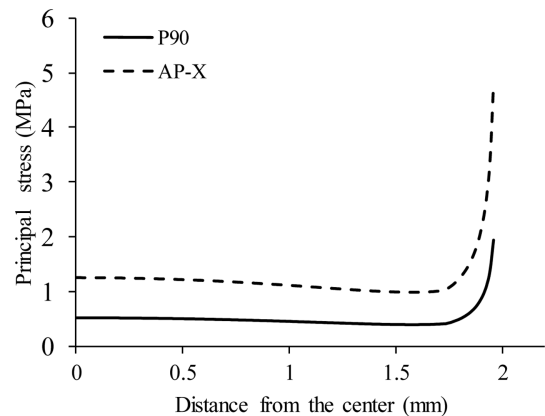
에 분자사슬의 자유로운 이동을 억제 받았기 때문으로 생각된다.

Fig. 9은 ring형 기판에 복합레진 P90(Fig. 9a)와 AP-X(Fig. 9b)를 수복하고 본 실험조건으로 광조사하여 10 min 경과 후에 DIC 분석을 통하여 측정된 완전경화 된 상태의 주변형률분포를 나타낸 것이다. 주변형률은 DIC로 측정된 각 위치에서  $r$ 방향의 변형률( $\epsilon_r$ )과  $\theta$ 방향의 변형률( $\epsilon_\theta$ )을 통하여 식 (1) 산출된다. 여기서,  $\gamma_{r\theta}$ 는 DIC를 통하여 측정된 전단변형률로, 수축변형이 복합레진부의 내부에서 불균일하게 일어나므로 생기는 국부적 비틀림 현상을 나타낸다.

$$\epsilon_{1,2} = \frac{\epsilon_r + \epsilon_\theta}{2} \pm \frac{1}{2} \sqrt{(\epsilon_r - \epsilon_\theta)^2 + \gamma_{r\theta}^2} \quad (2)$$

복합레진 AP-X의 경우 주변형률( $\epsilon_1$ )은 불균일한 분포로 복합레진부 중앙근처에서 수축변형에 따른 음의 값을 나타냈으나, 계면부근( $r = 2 \text{ mm}$ )에서 주변형률은  $+4\sim +15\%$ 로 인장형으로 매우 크게 나타났다. 복합레진 P90의 경우도 계면부근에서 주변형률이  $+2\sim +10\%$ 로 선명한 인장변형으로 나타났다. 이는, 중합수축이 발생하여 복합레진과 PMMA 기판 사이의 경계면 부근에서 기판 링의 스프링반력으로 인장응력이 크게 발생하였겠지만[19], 레진부에서는 수축변형이 발생하면서 가장자리에서 주변형률이 인장형 변형으로 집중하여 크게 분포한 것이다.

Fig. 10은 등가탄성계수를 적용한 3차원 FEM으로 구한 시편 표면에서의 주응력을 시편중심으로부터 떨어진 거리에 따라 나타낸 그래프이다. 표면에서 발생하는 중합으로 인한 수축은 PMMA링과 복합레진부 사이계면근처에서 오목한 모양(concave shape)의 수지 변형을 야기시키면서 응력이 집중되었다. 이는 PMMA링의 스프링백 하중이 복합레진부에 부하될 때 복합레진 가장자리 근처의 계면부위에서 집중된 인장응력을 받아 계면박리(interfacial debonding)가 쉽게 시작될 수 있음을 의미한다. DIC를 통하여 측정된 표면의 주변형률(Fig. 9)이 계면근처에서 크게 발생하여 이



**Fig. 10.** Principal stress on the surface according to distance from the center



곳에서 응력집중현상이 나타났기 때문이라 사료된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 silorane 기질의 P90과 methacrylate기질의 Clearfil AP-X 치아 수복용 복합레진을 대상으로 광조사 시작부터 과정중 및 광조사후의 중합수축 전체 기간동안의 수축거동을 DIC를 통하여 측정하고 분석하였다. DIC분석 결과 복합레진부의 수축변형률은 중심부가 가장자리보다 P90의 경우 약 4.3배, AP-X의 경우 약 1.8배 컸다. 광조사 직후부터 초기 20초 구간에서, Silorane기질의 P90의 경우 “cationic ring opening” 현상으로 인하여 AP-X에 비해 느린 수축거동이 발생하였다. 경화시험 종료 후 최대수축변형률 ( $\bar{\epsilon}_r$ )은 레진중앙부분에서 나타났으며, P90은 약 -0.38%, AP-X는 평균 약 -0.68%로 P90의 수축변형률은 AP-X의 수축변형률의 약 56% 수준이었다. 시편의 중심으로부터 거리가 멀어질수록 평균 수축변형률은 감소하였으며, 광조사동안에 발생한  $\bar{\epsilon}_r$ 은 경화시험종료(10 min) 후 발생한  $\bar{\epsilon}_r$  기준으로, P90은 33%, AP-X는 57% 수준으로 P90과 AP-X의 수축속도가 광조사중에 크게 달랐다.

또한, 등가탄성계수를 적용한 3차원 FEM을 통하여 시편 표면에서의 주응력을 산출한 결과를 DIC를 통하여 측정된 주변형률을 비교하였는데, 복합레진-PMMA 계면근처에서 인장형으로 크게 측정된 주변형률거동은 응력집중현상으로 야기된 것으로 복합레진의 중앙보다 복합레진-PMMA 계면근처에서 균열이나 결함이 잘 발생될 수 있을 것으로 예상되었다.

본 연구를 통하여 성분이 다른 복합레진을 대상으로 중합수축시작부터 경화종료까지 치과용 복합레진과 PMMA 기판링의 수축 변형거동특성을 전체 면에 걸쳐 측정하고 국부적으로 분석하였다. 추후 실제 수복된 치아에 적용 가능하도록 실험방법을 보완하여 적용한다면 치아에 수복된 복합레진들의 실제 수축거동특성을 구하여, 수복 후 발생할 계면균열이나 결함을 예측하여 결함발생을 예방 할 수 있을 것이라 생각된다.

#### 후 기

본 연구는 한국연구재단이 지원하는 연구과제로 수행된 것이며, 지원에 대해 진심으로 감사드립니다.(No. 2012R1A2A2A02010147).

#### REFERENCES

- Gu, J.U., “Nondestructive Evaluation of Dental Composite Restoration,” Ph.D Thesis, Hanyang University, Korea, 2014.
- Alster, D., Feilzer, A.J., de Gee, A.J., and Davidson, C.L.,

- “Polymerization Contraction Stress in Thin Resin Composite Layers as a Function of Layer Thickness,” *Dental Materials*, Vol. 13, No. 3, 1997, pp. 146-150.
- Korean Academy of Conservative Dentistry, Operative Dentistry - Tooth Conservation & Restoration 3th Edition, Shinheung International, Seoul, 2010, pp. 4-6.
- Allan, D.N., “A Longitudinal Study of Dental Restorations,” *British Dental Journal*, Vol. 143, No. 3, 1977, pp. 87-89.
- Hansen, E.K., “Effect of Cavity Depth and Application Technique on Marginal Adaptation of Resins in Dentin Cavities,” *Journal of Dental Research*, Vol. 65, No. 11, 1986, pp. 1319-1321.
- Krejci, I., Sperr, D., and Lutz, F., “A Three-sited Light Curing Technique for Conventional Class II Composite Restorations,” *Quintessence International*, Vol. 18, No. 12, 1987, pp. 125-131.
- Lutz, F., Krejci, I., and Barbakow, F., “The Importance of Proximal Curing in Posterior Composite Resin Restorations,” *Quintessence International*, Vol. 23, No. 9, 1992, pp. 605-609.
- Weinmann, W., Thalacker, C., and Guggenberg, R., “Siloranes in Dental Composites,” *Dental Materials*, Vol. 21, No. 1, 2005, pp. 68-74.
- Papadogiannis, D., Kakaboura, A., Palaghias, G., and Eliades, G., “Setting Characteristics and Cavity Adaptation of Low-shrinkage Resin Composites,” *Dental Materials*, Vol. 25, No. 12, 2009, pp. 1509-1516.
- Korea Industrial Standards Commission, “Dentistry - Polymer-based Restorative Materials,” *KS P ISO 4049*, 2009.
- Iga, M., Takeshige, F., Ui, T., Torii, M., and Tsuchitani, Y., “The Relationship between Polymerization Shrinkage Measured by a Modified Dilatometer and the Inorganic Filler Content of Light-cured Composites,” *Dental Materials*, Vol. 10, No. 1, 1991, pp. 38-45.
- Feilzer, A.J., de Gee, A.J., and Davidson, C.L., “Increased Wall to Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers” *Journal of Dental Research*, Vol. 68, No. 1, 1989, pp. 48-50.
- Park, S.H., Krejci, I., and Lutz, F., “Microhardness of Resin Composites Polymerized by Plasma arc or Conventional Visible Light Curing,” *Operative Dentistry*, Vol. 27, No. 1, 2002, pp. 30-37.
- Bausch, J.R., Lange de, K., and Davidson, C.L., “Clinical Significance of Polymerization Shrinkage of Composite Resins,” *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 48, No. 1, 1982, pp. 59-67.
- Kleverlaan C.J., and Feilzer, A.J., “Polymerization Shrinkage and Contraction Stress of Dental Resin Composites,” *Dental Materials*, Vol. 21, No. 12, 2005, pp. 1150-1157.
- Park, J.H., and Choi, N.S.L., “Polymerization Shrinkage Distribution of a Dental Composite during Dental Restoration Observed by Digital Image Correlation Method,” *Composites Research*, Vol. 30, No. 6, 2017, pp. 393-398.
- Chu, T.C., Ranson, W.F., and Sutton, M.A., “Applications of Digital-image-correlation Techniques to Experimental Mechanics,” *Experimental Mechanics*, Vol. 25, No. 3, 1985, pp. 232-244.
- Li, J.Y., Lau, A., and Fok, A.S.L., “Application of Digital Image Correlation to Full-field Measurement of Shrinkage Strain of Dental Composites,” *Applied Physics & Engineering*, Vol. 14, No.

- 1, 2013, pp. 1-10.
19. Park, J.H., and Choi, N.S., "Equivalent Young's Modulus of Composite Resin for Simulation of Stress during Dental Restoration," *Dental Materials*, Vol. 33, No. 2, 2017, pp. e79-e85.
20. Rodrigues, F.P., Silikas, N., Watts, D.C., and Ballester, R.Y., "Finite Element Analysis of Bonded Model Class I 'Restorations' after Shrinkage," *Dental Materials*, Vol. 28, No. 2, 2012, pp. 123-132.
21. Wen, L., and Kraig, S.V., "Physical Properties of a New Silorane-based Restorative System," *Dental Materials*, Vol. 26, No. 4, 2010, pp. 337-344.
22. Ryu, S.J., Cheon, J.H., and Min, J.B., "Evaluation of Polymerization Shrinkage Stress in Silorane-based Composites," *Korean Academy of Conservative Dentistry*, Vol. 36, No. 3, 2011, pp. 188-195.