

스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교

김영광 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

심미적인 재료로 널리 사용되고 있는 복합레진은 중합과정에서 발생하는 수축으로 인해 여러 임상적 문제를 유발할 수 있다. 중합수축을 최소화하기 위한 방법의 하나로 복합레진의 성분을 변화시키는 방법이 연구되어 왔다. 본 연구의 목적은 기질 조성의 변화를 통한 중합수축의 감소를 위해 최근 개발된 복합레진과 나노필러를 이용한 복합레진을 대상으로 중합과정에서 발생하는 수축량 및 수축응력을 측정하고 각 재료의 압축강도와 미세경도를 측정한 다음 그 결과들을 기존의 복합레진과 종합적으로 비교하여 평가해 보고자 하는 것이었다.

시편은 각 군당 20개씩 준비하였으며 실험에 사용된 복합레진으로는 Bis-GMA 기질에 TEGDMA와 UDMA를 혼합한 Denfil™(Vericom, 한국), 0.4-0.7 μm의 필러를 기준으로 나노필러를 첨가한 Charmfil®(Dentkist, 한국), 기질의 TEGDMA의 상당부분을 UDMA와 Bis-EMA(6)로 대체한 Filtek™ Z250(3M-ESPE, USA), 그리고 나노필러만을 이용한 Filtek™ Supreme(3M-ESPE, USA)를 선정하였으며, 광중합기인 Curing Light 2500(3M, USA)를 이용하여 각각 40초간 광조사하였다.

광조사 후 1초 간격으로 10분간 수축응력과 선 수축률을 스트레인 게이지를 이용하여 측정된 다음 그래프로 분석하였고, 중합 1분 후와 10분 후의 수축응력과 선 수축률을 통계분석하였다. 또한 만능시험기와 미세경도기를 이용하여 중합 24시간 후 각 군의 압축강도와 미세경도를 측정하여 통계분석하였다.

수축응력 양상을 관찰해 본 결과 각 군에서 모두 중합 초기에 일시적인 재료의 팽창을 나타내었고, 그 후 수축응력이 약 1분간 급격히 증가한 다음 서서히 증가속도가 감소하는 양상을 보였다. 1분 후에는 각 군간에 통계학적 유의성은 없었다. 10분 후에는 IV군과 II군 간에 유의한 차이가 존재하였다(p<.05). 1분간 측정된 회귀분석에서는 III군의 기울기가 가장 적었고, II군, I군, IV군의 순이었다. 중합수축률 측정 실험에서는 중합 초기의 일시적인 팽창과 약 1분간의 급격한 수축 증가를 나타내었고 그 후 서서히 증가속도가 감소하는 양상을 보였다. 1분 후에는 IV군과 III군간에 유의한 차이가 있었다(p<.05). 10분후에서는 IV군이 I군과 III군에서 유의한 차이가 있었으며 II군과 III군간에도 유의한 차이가 있었다(p<.05). 1분간 측정된 회귀분석에서는 II군의 기울기가 가장 적었으며, IV군, III군, I군의 순이었다. 압축강도 실험에서는 III군, II군, IV군, I군의 순으로 높게 나타났으며, III군이 IV군과 I군에 유의한 차이가 있었다(p<.05).

미세경도 실험에서는 모든 군에서 상면에 비해 하면의 미세경도가 통계학적으로 유의차 있게 낮은 것으로 나타났다(p<.05).

이상의 결과를 종합하여 볼 때, hybrid 필러를 이용한 레진에서 상대적으로 낮은 수축률과 우수한 물성을 보였으며, 나노 필러를 사용한 복합레진의 경우, 기존의 hybrid 필러를 이용한 레진에 비하여 수축응력을 감소시키지는 못하였다. 나노필러를 이용한 복합레진은 개발의 초기단계이며, 물성의 증가를 위한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

주요어 : 나노필러 복합레진, 스트레인 게이지, 중합수축, 수축응력

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 안서동 산29

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

Tel : 041-550-1931,2 Fax : 041-555-2329

E-mail : jskim@dku.edu

I. 서 론

치과영역의 대표적인 심미성 수복재료인 복합레진은 재료공학의 발전과 더불어 물성이 점차 개선되고 있으며, 그 기능과 적용범위가 점차 넓어지고 있다.

특히 소아치과 영역의 경우 유전치, 유구치는 물론 혼합치열기의 미성숙 영구전치 및 대구치에 널리 사용되는 재료로 그 용도가 더욱 광범위하다 할 수 있다. 그러나 복합레진은 라디칼 중합과정에서 불가피한 수축을 하게 되는데, 이는 체적의 불안정이라는 근본적인 문제점 외에 수복물 및 집착치면에 발생한 응력이 변연누출, 기계적 파절, 치수자극, 2차 우식 등과 같은 위해 결과를 야기하여 임상적 문제점들을 유발할 수 있다⁴⁾.

기존의 연구결과에 따르면 복합레진의 중합수축은 선중합 수축률의 경우 0.2~0.99%⁵⁾를 나타내며, 부피중합 수축의 경우 1.63~2.47%⁶⁾의 수축률을 나타낸다고 하였다. 이러한 중합수축은 중합반응의 정도, 단량체의 크기, 수복물의 조성, 충전 및 중합방법, 치질과의 결합력, 와동의 크기와 형태 등의 요인들에 따라 달라질 수 있다고 하였다⁷⁻¹⁰⁾. 임상적으로 매우 중요한 의미를 지니는 수축응력을 최소화하려는 노력의 일환으로, 시술과정에서의 수축양상을 조절하는 방법과 복합레진 자체의 조성변화를 통해 수축을 최소화하는 방법⁷⁾ 등이 지속적으로 연구되고 있다.

중합수축을 줄이기 위한 방법으로는 필러의 함량이나 기질의 조성, 광기시제와 같은 수복물의 조성을 변화시키는 방법과 적층 충전법이나 2단계 중합법과 같이 중합 및 충전방법을 변화시키는 방법으로 나눌 수 있는데 최근에는 수복물의 기질 조성을 변화시킨 제품과 함께 필러의 크기를 다양하게 조절한 제품들이 임상에 소개되어 주목받고 있다.

본 연구는 기질의 조성이 각기 다른 수준의 복합레진과 나노필러를 이용한 복합레진을 대상으로 중합과정에서 발생하는 중합수축의 수축량 및 수축응력을 스트레인 게이지법을 이용하여 측정하고 각 재료의 압축강도와 미세경도를 측정하여 종합적으로 비교, 평가하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

복합레진으로는 Bis-GMA 기질에 TEGDMA와 UDMA를 혼합한 Denfil™(Vericom, 한국), 0.4~0.7 μm의 필러를 기준으로 나노필러를 첨가한 Charmfil®(Dentkist, 한국), 기질의 TEGDMA의 상당부분을 UDMA와 Bis-EMA(6)로 대체한

Filtek™ Z250(3M-ESPE, USA), 그리고 나노필러만을 이용한 Filtek™ Supreme(3M-ESPE, USA)를 사용하였다. 아크릴릭 링 내면에는 Single Bond(3M-ESPE, USA)를 이용하여 집착하였으며, 모든 복합레진은 할로겐 램프를 이용하는 XL2500(3M Dental product, USA)을 이용하여 40초간 광중합하였다. 광중합기 광원의 광도는 Radiometer®(DentAmerica, USA)를 이용하여 400 mmW/cm²의 광도로 일정하게 유지하였다. 중합수축량과 수축응력을 측정하기 위한 스트레인 게이지로는 TML foil strain gauge®(SOKKI, Japan)를 사용하였고, 발생한 응력과 수축량은 TML digital strainmeter®(TC-31K, SOKKI, Japan)을 이용하여 측정하였다.

2. 연구 방법

(1) 군 설정 및 실험방법

복합레진을 그 주요 조성에 따라 Table 1과 같이 4군으로 나누었으며 각 군의재료에 대해 수축응력, 중합 전 수축률, 압축강도, 미세경도 등의 4가지 실험을 시행하였다.

(2) 실험 I. 수축응력의 측정

1) 시편제작

Fig. 1과 같이 내경 7 mm, 외경 10 mm의 아크릴릭 관을 높이 2 mm로 잘라 아크릴 링을 준비하였다. 내면을 Microetcher (Denville engineering Inc., USA)를 이용하여 30초간 sandblasting한 후 Fig. 2와 같이 외면에 스트레인 게이지를 Cyanoacrylate adhesive™(SOKKI, Japan)를 이용하여 부착한다. 내면에 Single Bond(3M-ESPE, USA)를 적용한 후, 복합레진을 충전하여 각 군당 20개의 시편을 준비하였다.

2) 광중합 및 스트레인의 측정

스트레인 게이지를 strainmeter에 연결한 후, 충전된 복합레진의 상방 1mm에서 40초간 광중합하였다. 광조사 시점부터 1초 간격으로 10분간 측정하였으며, 측정된 값은 Microsoft®의 Hyperterminal을 이용하여, 컴퓨터로 전송하였다.

Table 1. Grouping of various tested materials & their characteristic composition

Group	Material	Composition	
		Matrix	Filler size
I	Denfil™(Vericom, Korea)	TEGDMA+UDMA	1 μm
II	Charmfil®(Dentkist, Korea)	TEGDMA+UDMA	0.4-0.7 μm
III	Filtek™ Z250(3M, USA)	UDMA+Bis EMA(6)	0.01-3.5 μm
IV	Filtek™ Supreme(3M, USA)	UDMA+Bis EMA(6)	20-75 nm

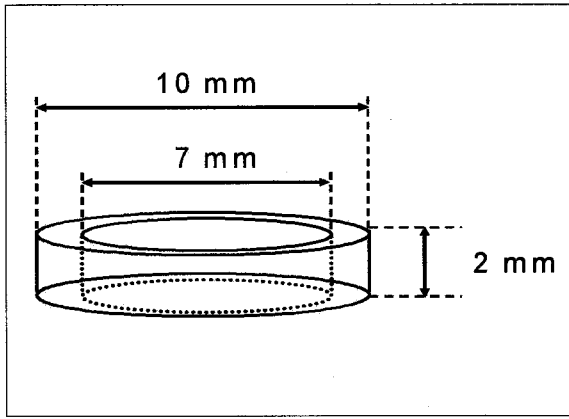


Fig. 1. Dimension & shape of fabricated acrylic ring.

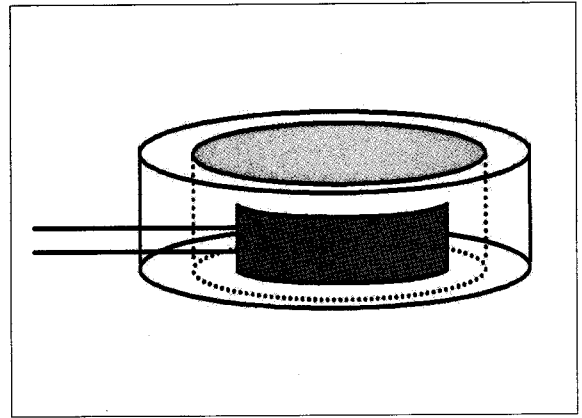


Fig. 2. Schematic drawing of strain gauge application for measuring strain stress.

3) 수축응력 산출

측정된 응력값을 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축 응력으로 환산하였다.

$$\text{Stress(MPa)} = \text{Strain}(\epsilon) \times \text{Elastic modulus (MPa)}$$

* Elastic modulus of Acrylic resin : 3.0×10^3 MPa

4) 수축응력의 평가

각 군의 1분간과 10분간의 수축응력 양상을 그래프로 비교, 분석하였다.

5) 통계 분석

각 군의 중합개시 1분과 10분에서의 수축응력 측정결과를 통계분석하기 위해 SPSS Ver. 9.0을 이용하여, One-way ANOVA test ($p < 0.05$) 및 Scheffe 검증 하였고, 1분에서는 Linear Regression test를 시행하였다.

(3) 실험 II. 중합 선 수축 측정

1) 시편 제작

실험 I에서 사용된 아크릴 링을 이용하였으며, 복합레진을 충전한 후 Fig. 3과 같이 시편의 하면에 스트레인 게이지를 적용시켜 각 군당 20개의 시편을 준비하였다.

2) 광중합 및 스트레인 측정

실험 I과 같은 방법으로 스트레인 게이지를 strainmeter에 연결한 후 1초 간격으로 10분간 측정하였다. 측정값은 컴퓨터로 전송하였다.

3) 중합 선 수축률 측정

아래의 공식을 대입하여, 광중합시의 중합 선 수축률을 산출하였다.

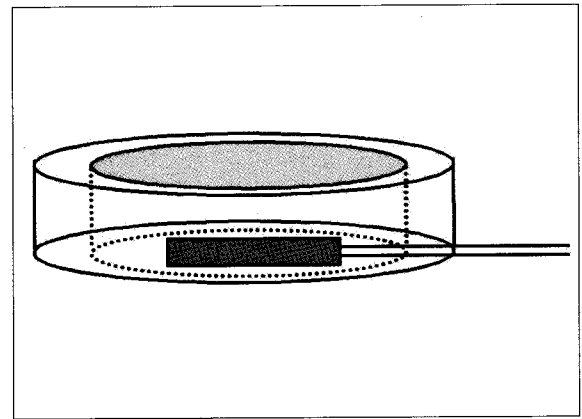


Fig. 3. Schematic drawing of strain gauge application for measuring linear polymerization shrinkage.

Percentage Linear shrinkage

$$\left(\frac{\Delta L}{L} \times 100\right) = \left(\frac{\Delta R}{R}\right) / K \times 100$$

(ΔL = change in length, L = original length,

ΔR = change in resistance, R = original resistance,

K = gauge factor)

4) 수축양상의 평가

각 군의 1분간과 10분간의 수축양상을 그래프로 비교, 분석하였다.

5) 통계 분석

각 군의 중합개시 1분과 10분 후의 중합 선 수축률 측정결과와 통계분석을 위해 SPSS ver. 9.0을 이용하여, One-way ANOVA test 및 Scheffe test를 시행 하였으며, 1분까지의 수축양상은 Linear Regression test를 시행하였다.

(4) 실험 III. 압축강도의 측정

1) 시편 제작

폴리에틸렌으로 제작된 내경 3 mm, 높이 5 mm의 주형 내에 각 군의 복합레진을 충전한 다음, 상면과 하면을 각각 40초간 광중합하였다. 이와 같은 방법으로 각 군당 20개씩의 시편을 준비하였다.

2) 압축강도의 측정

광중합 24시간 경과 후 만능시험기(경성시험기, 한국)를 이용하여, Load scale 500kg, crosshead speed 5 mm/min의 조건으로 압축하여 파절순간의 load를 측정하였다.

3) 통계 분석

SPSS ver. 9.0을 이용하여 One-way ANOVA test 및 Tukey 검증을 시행하였다.

(5) 실험 IV. 미세경도 측정

1) 시편 제작

내경 5mm, 높이 2mm의 스테인리스강 주형 내에 각 군의 복합레진을 충전한 후, 상면에서 40초간 광중합하였으며, 각 군당 20개씩 총 80개의 시편을 준비하였다.

2) 미세경도 측정

광중합 24시간 경과 후 Hardness Testing Machine (Akashi, Japan)을 이용하여 하중 50g, 접촉시간 10초의 조건하에서 각 시편의 상면과 하면의 미세경도를 측정하였다.

3) 통계 분석

SPSS ver. 9.0을 이용하여 Paired T-test를 시행하였다.

III. 연구 성적

1. 수축 응력 측정

Fig. 4는 10분 간의 수축응력을 나타낸 그래프로써, 모든 군에서 광조사 후 약 1분간 급격한 수축률을 보인 다음 완만하게 진행되는 양상을 보였다. II군인 Charmfil이 적은 수축응력을 보였으며, IV군인 Supreme이 높은 수축응력을 나타냈다.

Fig. 5는 1분간 수축응력을 나타낸 그래프로 IV군인 Supreme은 초기에 상대적으로 적은 수축 응력을 보이며, 점차 수축응력이 증가하였다. Table 2는 이를 회귀분석한 결과로서 III군이 가장 완만한 수축응력의 증가를 보였으며, IV군이 가장 급격한 수축응력의 증가를 보였다.

Table 3은 1분과 10분에서의 수축응력의 평균과 표준편차를

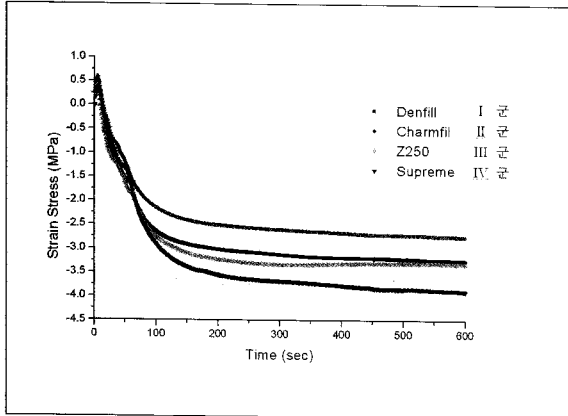


Fig. 4. Line graph representing strain stress(MPa) change in each group during 10 minutes.

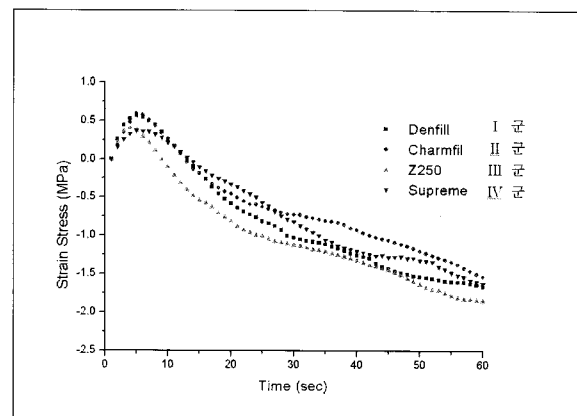


Fig. 5. Line graph representing strain stress(MPa) change in each group during 1 minute.

Table 2. Regression analysis of strain stress(MPa) in each group during 1 minute

Group	Material Used	Regression equation
I	Denfil	$y = -2.826E-03 x + 4.021E-03$
II	Charmfil	$y = -2.614E-03 x + 6.229E-03$
III	Z250	$y = -2.275E-03 x + 2.089E-03$
IV	Supreme	$y = -2.906E-03 x + 1.324E-03$

Table 3. Strain stress value(Mean ± SD) of each group

Group	1 minute	10 minutes
I	-1.665 ± 0.912	-3.215 ± 0.751
II	-1.546 ± 0.391	-2.732 ± 0.422
III	-1.850 ± 0.515	-3.326 ± 0.797
IV	-1.624 ± 0.585	-3.900 ± 0.504

나타낸 것이다. 1분에서는 II군이 가장 적은 수축응력을 보인 반면, III군에서 가장 높은 수축응력을 보였다. 10분에서는 II군이 가장 적은 수축응력을 보인 반면, IV군에서 가장 높은 수축응력을 보였다.

Table 4와 Table 5는 중합개시 1분과 10분에서 각 군간의 수축응력 측정결과를 통계처리한 결과로, 1분에서는 군간 유의차가 없었으나(p>.05), 10분에서는 II군과 IV군 사이에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05).

2. 중합 선 수축률의 측정

Fig. 6은 10분간 중합 선 수축률을 나타낸 것으로, 모든 군에

서 약 1분간 급격한 중합 선 수축을 보이며, 그 후 완만하게 진행되는 양상을 보였다. III군인 Z250이 가장 적은 중합 선 수축률을 보였으며, IV군인 Supreme에서 가장 높은 중합 선 수축률을 보였다.

Fig. 7은 1분간 중합 선 수축률을 그래프로 나타낸 것으로, 모든 군에서 중합초기 일시적인 재료의 팽창을 보였으며, 그 후 급격한 수축을 나타내었다. Table 6은 이를 회귀분석한 것으로, II군에서 가장 완만한 수축률을 보였고, I군이 가장 급격한 수축률을 보였다.

Table 7은 1분과 10분에서의 중합 선 수축률의 평균값과 표준편차를 나타낸 것이다. 1분과 10분 모두 III군의 수축률이 가장 낮았고, IV군에서 가장 높았다.

Table 4. Statistical comparison of strain stress of each group : 1 minute

	I	II	III	IV
I				
II	-			
III	-	-		
IV	-	-	-	

Table 5. Statistical comparison of strain stress of each group : 10 minutes

	I	II	III	IV
I				
II	-			
III	-	-		
IV	-	*	-	

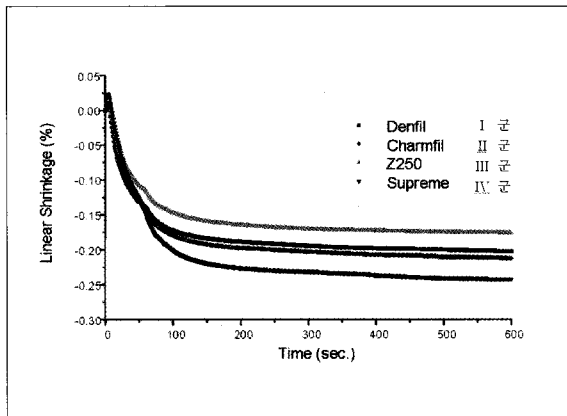


Fig. 6. Line graph representing linear polymerization shrinkage (%) change in each group during 10 minutes.

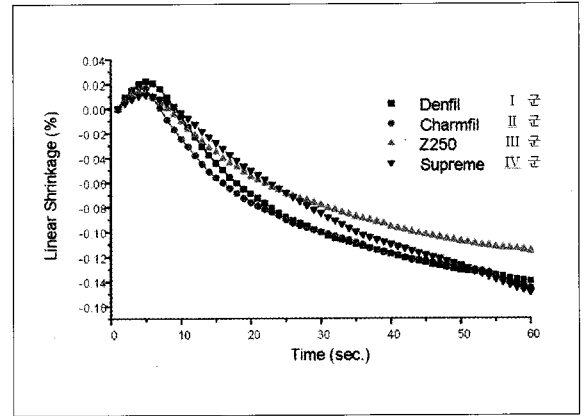


Fig. 7. Line graph representing linear polymerization shrinkage (%) change in each group during 1 minute.

Table 6. Regression analysis of Linear percentage shrinkage(%) in each group during 1 minute

Group	Material Used	Regression equation
I	Denfil	$y = -0.039 x + 0.395$
II	Charmfil	$y = -0.033 x + 0.378$
III	Z250	$y = -0.037 x + 0.139$
IV	Supreme	$y = -0.036 x + 0.391$

Table 7. Linear percentage shrinkage(%) value(M±SD) of each group

Group	1 minute	10 minutes
I	$-0.140 \pm 3.877 \cdot E02$	$-0.203 \pm 3.943 \cdot E02$
II	$-0.145 \pm 3.493 \cdot E02$	$-0.213 \pm 3.451 \cdot E02$
III	$-0.116 \pm 2.401 \cdot E02$	$-0.176 \pm 2.685 \cdot E02$
IV	$-0.148 \pm 3.695 \cdot E02$	$-0.242 \pm 3.760 \cdot E02$

Table 8. Statistical comparison of linear percentage shrinkage(%) between groups : 1 minute

	I	II	III	IV
I				
II	-			
III	-	-		
IV	-	-	-	

Table 9. Statistical comparison of linear percentage shrinkage(%) between groups : 10 minutes

	I	II	III	IV
I				
II	-			
III	-	-		
IV	-	-	-	

Table 10. Compressive strength(Mean±SD) of each group

Group	Material Used	Compressive strength (MPa)
I	Denfil	166.84 ± 19.77
II	Charmfil	178.07 ± 35.26
III	Z250	196.17 ± 40.27
IV	Supreme	167.36 ± 29.48

Table 11. Statistical comparison of compressive strength values between groups

	I	II	III	IV
I				
II	-			
III	*	-		
IV	-	-	*	

Table 12. Mean microhardness values of each group and the result of paired t-Test.

Group	Microhardness(VHN)(Mean± SD)		Paired t-Test
	Top	Bottom	
I	67.43±4.10	63.03±3.94	P=0.000
II	52.58±0.78	46.34±1.22	P=0.000
III	78.75±2.26	71.32±2.36	P=0.000
IV	61.39±1.69	52.43±3.77	P=0.000

Table 8과 Table 9는 1분과 10분에서 각 군간의 중합 선 수축률 측정 결과를 통계분석 한 것으로, 모두 군간 유의차는 발견되지 않았다 (p>.05).

3. 압축강도의 측정

Table 10은 중합 24시간 후 측정된 각 군의 압축강도의 평균과 표준편차를 나타낸 것이다. III군이 가장 높은 압축강도를 나타내었으며, II군과 IV군, I군 순으로 낮아졌다. Table 11은 결과를 통계처리한 것으로 I군과 III군, III군과 IV군 간에 유의한 차이가 있었다 (p<.05).

4. 미세경도의 측정

Table 12는 중합 24시간 후 각 군의 상면과 하면에서의 미세경도의 평균과 표준편차 그리고 상면과 하면의 미세경도 차이를 분석한 paired t-test 결과를 나타낸 것이다. 각 군의 상면과 하면의 비교에서, 상면은 하면에 비하여 유의하게 높은 미세경도를 나타내었다 (p<.05).

IV. 총괄 및 고안

이상적인 수복재는 심미적이면서도, 중합과정에서 발생하는 미세한 팽창을 통해 재료와 치질간에 미세누출이 일어나지 않아야 한다고 알려져 있다⁷⁾. 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 심미수복재인 복합레진은 광중합시 발생하는 재료의 수축을 완전히 배제할 수 없는 단점을 지니고 있어 이를 극복하기 위한 연구가 지속적으로 이루어지고 있다. 과거에는 필러의 함량을 증가시키켜 중합수축을 최소화하려는 시도가 있었다. 그러나 복합레진에 포함되어있는 필러는 양이 증가할수록 물성은 증진되지만, 점도 및 조작성 등이 불량해지는 단점이 지적되었다. 또한, 점도가 높아진 복합레진에서는 중합수축시 발생하는 수축응력이 상대적으로 높게 나타나, 미세누출의 가능성이 더욱 높아지는 것으로 알려져 있다.

최근의 중합수축을 최소화하기 위한 노력은 재료내에 포함되어있는 기질과 필러를 새로 개발하는 방법과 필러의 함량 뿐만 아니라 기질의 성분을 변화시켜 물성 및 조작성의 증가와 함께 중합수축시 발생하는 응력을 최소화하기 위한 노력이 이루어지고 있다. 중합수축은 수복재의 기질을 구성하는 단량체가 공유결합에 의해 중합체를 형성하는 과정에서 분자간 거리가 감소되어 나타나는 현상이므로, 단량체의 구조나 크기를 변화시켜 수축량을 감소시킬 수 있다고 보고된 바 있다. Bis-GMA만을 단독으로 사용하는 것보다 TEGDMA를 같이 사용할 경우, 분자량이 작아 필러의 함유량을 높일 수 있는 반면, 이중결합의 수가 많아져 복합레진이 단단해지고 중합시 발생하는 수축량도 커지게 된다¹¹⁻¹³⁾. 이러한 단점을 보완하고자 UDMA와 Bis-EMA(6)를 기질로 사용함으로써, 이중결합의 양을 줄여 수축량을 감소시키고, 조작성을 증가시키기 위한 노력이 있었다.

필러의 입자는 작아질수록 심미성은 증가하나 물성이 감소하는 단점이 있었지만, 기질의 발전 및 필러 크기를 복합적으로 사용하여 필러의 함량을 증가시켜 물성의 감소없이 심미적인 재료를 사용할 수 있게 되었다.

최근에는 필러의 크기를 획기적으로 줄여 나노사이즈 단위까지 사용하게 되었으며, 이러한 필러를 나노필러라고 한다. 나노필러를 이용한 복합레진의 경우, 필러의 크기가 작아, 적은 양을 복합레진에 첨가하더라도, 복합레진 내에서 차지하는 부피는 커지게 된다. 적은 양으로 표면적이 넓어 기질과의 결합양은 차이가 없는 반면, 흐름성은 좋아져, 중합수축시 발생하는 응력의 양을 줄일 수 있다는 장점이 있다.

I군인 Denfil은 기질로 Bis-GMA, TEGDMA, UDMA 순으로 사용하였으며, 필러사이즈는 평균 1 μ m이며, 무게비는 82%이고 부피비는 60%를 갖는 복합레진이다. II군인 Charmfil은 0.4-0.7 μ m의 필러를 기준으로 나노필러를 첨가하였으며, 나노필러에 silane처리를 하였다. 필러의 무게함량은 78%이고, 기질로, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA의 순으로 복합적으로 사용하였다. III군인 Z250은 기질의 TEGDMA를 대부분 UDMA와 Bis-EMA(6)로 대체하였으며, 평균 0.6 μ m의 크기에 무게비 82%, 부피비 60%의 필러를 사용하였다. IV군인 Supreme은 순수하게 나노필러만을 사용하였다. 기질은 Z250과 동일하며, 크기 20-75nm의 필러에 silane처리하였으며, 78.5%의 무게비를 갖는다. Supreme은 무게비를 증가시키기 위하여 나노클러스터라는 나노필러를 약하게 결합시킨 형태의 입자를 사용하였고, 크기는 0.6-1.4 μ m의 크기를 갖는다.

중합수축량을 측정하기 위한 다양한 방법들이 소개되었으며, 각각의 장단점을 가지고 있고, 측정방법에 따라 수축량이 달라질 수 있다고 알려져 있다. 수은을 이용한 팽창계의 경우 위해 가능성이 있으며 온도변화에 민감하고 광선의 출입을 차단하므로 광중합형 재료를 대상으로 한 측정에는 어려움이 있고, 팽창계는 물을 흡수하는 시료의 경우 정확도가 감소하고 온도에 민감한 단점이 있다⁴⁾. 부력법은 온도에 민감하지 않으나 시편에 기포가 부착하는 경우 정확도가 감소하고⁶⁾ linear displacement transducer를 이용할 경우 측정기의 중력이나 하중 등의 영향으로 수축률을 정확하게 측정하지 못하는 단점이 보고되었다^{5,14)}. 본 연구에서 사용된 스트레인 게이지법은 Sakaguchi와 Douglas¹⁵⁾가 1989년에 처음 소개하였으며, 정확한 선 수축률의 측정이 가능하고 중합과정을 실시간으로 측정할 수 있는 장점이 있다. 뿐만 아니라 복합레진의 수축과정에서 발생하는 응력을 측정할 수 있다¹⁶⁾. 또한 1984년 Davidson과 de Gee⁸⁾의 연구에 의하면 전체적인 축합수축 과정은 pre-gel phase와 post-gel phase의 두 단계로 나눌 수 있는데, 이 중 pre-gel shrinkage는 재료자체의 흐름성으로 인한 응력 상쇄로 실질적인 수축응력이 발생되지 않는 반면, 재료의 강직성이 증가하여 탄성계수를 나타내는 post-gel shrinkage의 경우 수축응력으로 인한 임상적 문제들을 야기한다고 하였다. 그러므로 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage만의 측정이 가능하며 동시에

정확한 수축응력의 측정이 가능하다는 점도 스트레인 게이지법의 큰 장점으로 보고된 바 있다^{17,18)}.

본 연구에서 사용한 스트레인 게이지인 TML foil strain gauge (FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)는 온도 보정기능을 지니고 있으며 비교적 작고 정확하여 치과분야에서의 실험에 적합한 제품으로 생각된다. 또한 스트레인 측정기인 TML digital strainmeter(TC-31K, SOKKI, Japan)는 부피가 작은 휴대용으로 측정이 간단하여 실험실에서의 사용이 용이하였다.

중합시 발생하는 수축응력은 수축량보다 임상적으로 더 중요한 의미를 가지며, 수축량이 증가한다고 반드시, 수축응력이 증가하는 것은 아니다⁷⁾. 중합 수축응력의 측정은 수축량의 측정에 비하여 더욱 어렵다고 알려져 있으며, 현재까지 tensiometer를 이용하는 방법^{8,19)}, 광탄성법^{10,20)}, 유한요소 분석법²¹⁾, 스트레인 게이지법¹⁷⁾ 등을 이용한 연구들이 보고되었다. 본 연구에서는 1992년 Sakaguchi 등¹⁷⁾이 사용한 스트레인 게이지법을 이용하여 중합시의 수축응력을 평가하였다. 일반적으로 수복재와 치아간의 결합력보다 중합 수축응력이 큰 경우에는 접착면에서의 실패를 야기하게 되며, 접착면에서의 틈이 생기지 않더라도 재료 내부의 균열이나 인접치질의 변형을 초래할 수 있다⁷⁾. 1983년 Bowen 등²²⁾은 복합레진의 중합수축시 발생하는 응력은 중합 20분 후에 약 5.5-7.8 MPa 정도라고 보고하였으며, 1992년 Sakaguchi 등은 중합 14분 후에 1.8-2.6 MPa라고 보고하였으며, 2000년 Bouschlicher 등^{23,24)}은 중합 5분 후에 8-11 MPa 정도라고 보고하는 등 결과 간에 수치상의 차이가 있었다. 본 연구에서는 중합 10분 후의 수축응력이 I군에서 3.25 MPa, II군에서 2.73 MPa, III군에서 3.33 MPa, IV군에서 3.9 MPa의 수축응력을 보였다. 수축응력의 정도는 각각의 실험에 사용된 주형의 크기와 C-factor (configuration factor), 조사된 광량 및 광조사 시간, 실험 재료의 탄성계수, 중합 수축량, 중합반응의 속도 등에 의해 큰 영향을 받는 것^{7,25)}으로 알려져 있으며, 이러한 다양한 변수들에 의해 각 연구마다 다른 측정치가 나타났던 것으로 판단된다. C-factor는 수복재의 접촉되지 않은 면적에 대한 접촉된 면적의 비율로 표시하며, C-factor가 클수록 즉 접촉되어 있는 면적이 클수록 재료의 자유로운 수축이 많은 제한을 받게 되어 결국 높은 수축응력이 발생된다⁷⁾. 본 연구에서 사용된 아크릴릭 링의 경우 C-factor가 0.67이었는데, 일반적으로 2급 와동의 경우 C-factor가 2이고, 1급이나 5급 와동의 경우 C-factor가 5인 점을 감안한다면, 실제 임상에서는 훨씬 높은 수축응력이 발생할 것으로 사료된다. Davidson과 de Gee⁸⁾는 법랑질에서의 레진-치아간의 결합은 중합시의 수축응력에 저항할 만큼 충분한 결합력을 갖는다고 보고한 반면, Ree와 Jacobsen²⁶⁾은 중합수축이 치아와 레진 계면에서 물리적 응력을 발생시켜 부착성 결합을 파괴하고 결국 미세누출을 일으킬 수 있으며 결합강도 또한 저하시킬 수 있다고 보고하였다. 현재 상용되는 결합제들의 치질에 대한 결합강도가 20 MPa이상²⁵⁾으로 보고되고 있으나 이 결과가 실험실의 이상적인 조건에서 측정된 것임을 감안한다면 실제 임상에서는

더 낮은 결합력을 나타낼 것으로 예상되며, 부분적으로나마 수복재와 치아의 계면에 결합이 발생할 가능성이 있을 것이다. 결합력이 충분히 높다고 하더라도 수축응력이 재료의 내부나 인접 치질에 균열과 같은 결함을 야기할 수 있으므로⁷⁾ 수축응력으로 인한 부작용을 결합력의 개선으로 보완하려는 것은 한계가 있다고 사료된다. 따라서 중합에 따른 수축응력의 발생을 최소화하는 것이 중요하며 이를 위하여 수복물의 조성을 변화시키는 방법과 중합 및 충전방법을 변화시키는 방법이 대표적으로 사용되고 있다⁷⁾.

복합레진의 중합수축량은 일반적으로 측정방법에 따라 선 중합 수축의 경우 0.2~0.99%⁵⁾, 부피중합 수축의 경우 1.63~2.47% 정도의 수축률을 나타낸다고 하였다⁶⁾. 실험방법 중 수축이 자유로운 상태와 와동에 충전된 상태는 수축량이 다르게 나타나며 자유로운 수축상태에서 수축량이 크게 나타난다고 하였다¹⁾. 자유로운 수축상태에서 40초간 광조사 후 복합레진의 중합수축을 스트레인 게이지법으로 측정한 최근의 비교연구에서 Yap 등¹⁸⁾은 10분간 복합레진은 0.39%의 선 수축률을 나타낸다고 하였으며, linear displacement transducer를 사용한 2000년 이 등²⁷⁾의 연구에서는 중합 14분 후에 복합레진은 0.28-0.33%의 선 수축률을 나타낸다고 보고하였다. 본 연구에서는 중합 10분 후의 선 수축률은 I군에서 0.23% II군에서 0.21% III군에서 0.18%, IV에서 0.24%를 나타내었다. 이러한 결과상의 차이는 실험재료의 조성 및 실험방법상의 차이에 기인한 것으로 사료되며 이처럼 실험조건에 따라 그 결과가 상이하게 나타날 수 있으므로, 각각의 연구결과에 대한 절대적인 비교보다는 각각 실험에 따른 재료간의 비교가 더욱 의미가 있다고 판단된다.

재료의 물성에 대한 실험방법으로는 표면 조도, 탄성계수, 미세경도, 생체내 마모도, 압축강도 등을 들 수 있는데²⁸⁾, 본 연구에서는 압축강도와 미세경도에 대한 물성 실험을 시행하였다. 압축 강도는 수복재가 응력을 크게 받는 부위에서 주로 나타나는 수직응력에 대해 저항할 수 있는 성질을 나타내며, 함몰에 의한 미세경도 측정은 전환율과 중합 깊이를 나타내는 지시자로 자주 사용되는데²⁹⁾, 비교적 간단하고 재현성이 있으며 파괴적이지 않다는 장점을 가지고 있다³⁰⁾. 이러한 압축강도와 미세경도 측정만으로 재료의 물성 및 중합도를 직접적으로 판단할 수는 없지만 이들이 다른 기계적 성질들과 상호 연관성을 가지고 있기 때문에 간접적 판단 기준이 될 수 있다²⁸⁾. Vickers 경도는 금속 재료와 취성재료의 경도 측정에 적합하여, 치과 구조용 합금, 취약성을 갖는 치과용 접착제, 세라믹 및 치아조직 등의 경도 측정에 이용된다. Asmussen³¹⁾과 일반적으로 높은 미세경도 값은 더 많은 중합이 일어났음을 시사한다고 보고하였고, DeWald와 Ferracane³²⁾은 적절한 중합을 위한 레진의 두께는 중합시 하면의 미세경도 값이 상면의 값의 80~90%이어야 한다고 보고하였다. Leung 등³³⁾은 광중합 후 결과시간에 따른 중합 효과를 미세경도의 차이로 비교한 실험에서 복합레진은 중합 후 24시간까지는 지속적으로 중합되었으며 이 이후에는 거

의 차이가 없었다고 보고한 바 있어 본 연구에서는 이에 근거하여 시편제작 후 24시간 후에 압축강도와 미세경도를 측정하였다. 압축강도의 측정결과 III군이 I군과 IV군에 비하여 높은 측정치를 나타내었다. III군과 IV군간에는 기질의 차이가 없었으며, 필러의 함량도 크게 차이가 없음에도 불구하고 유의한 차이가 나타난 것으로 보아, 필러의 형태가 영향을 주었을 것으로 사료된다. 미세경도의 측정결과 모든 군에서 상면이 하면보다 높은 경도를 나타냈으나 모두 하면의 측정치가 상면의 80% 이상을 나타내어 DeWald와 Ferracane³²⁾의 기준을 만족시켰으며 I군에서 93.51, II군에서 88.14, III군에서 90.58, IV군에서 85.40을 나타냈다. 나노필러를 이용한 IV군은 다른군에 비하여 낮게 나타났으며, One-way ANOVA를 통한 통계분석에서, I군에 비하여 유의하게 낮은 수치로 나타났다. 본 연구에서 사용된 스트레인 게이지법을 이용한 중합수축률의 측정은 수축량이 직접적으로 전달되는 스트레인게이지와 광조사기 사이에 복합레진이 위치한다는 단점이 있으며, 복합레진에 따라 광투과도가 차이가 날 수 있기 때문에, 결과적으로 광투과도가 낮은 복합레진은 중합수축률이 실제보다 적게 측정될 수 있다는 단점이 있다. 이것을 토대로, IV군은 빛의 투과성 및 광조사시 깊이 에 따라 광중합 정도가 다른 복합레진에 비하여 낮았으며, 일반적으로 높은 미세경도 값은 더 많은 중합이 일어난다고 한 Asmussen³¹⁾의 주장을 근거로, 동일 광량시 중합수축은 더욱 높게 나타났을 것으로 추측할 수 있다.

본 연구에서 사용된 수축응력의 측정과정에서는 결과에 영향을 줄 수 있는 몇 가지 변수가 있었다고 생각된다. 먼저 아크릴링의 외면에 스트레인 게이지를 접착시키는 과정에서 완전히 접촉되지 않는 경우, 값이 산출되지 못하는 문제점이 있을 수 있다고 생각된다. 또한 아크릴의 열팽창계수가 치아보다 커서 광원으로부터 발생된 열에 의한 팽창에 더 민감할 수 있었다는 것도 하나의 변수로 생각해 볼 수 있다.

본 연구의 결과를 종합적으로 비교해보면, TEGDMA에 비하여 UDMA의 함량이 높은 II군과 III군이 상대적으로 낮은 수축률과 낮은 수축응력을 나타내었다. 반면, III군과 같은 기질을 사용하고 필러만을 나노필러로 대체한 IV군은 수축률과 수축응력 모두 높은 값을 나타내었으며, 압축강도도 낮았다.

나노필러를 이용한 복합레진은 필러의 양이 기존의 복합레진에 비하여 적게 적용하여도 동일하거나 더 뛰어난 강도를 나타낼 수 있다고 하였으며³⁴⁾, 필러에 silane 처리를 하지 않은 경우 수축응력 감소효과는 더욱 증가한다고 하였다³⁵⁾. IV군인 Supreme은 수복된 복합레진이 미세하게 연마될 때 탈락하는 필러의 크기를 줄여, 심미성을 잃지 않도록 디자인 된 것이다. 이를 위하여 나노필러와 함께 나노필러를 느슨한 결합형태로 구성한 나노클러스터를 같이 사용하였으며, 결과적으로 78.5%의 무게비를 나타내게 되었고, 함유된 필러의 양도 증가하게 되었다. 수축응력실험에서 1분까지는 네 군이 모두 비슷한 수치를 나타내었으나 10분까지 진행되는 과정에서 수축응력이 증가한 것이 필러의 높은 함량과 관계가 있을 것으로 추측된다. 이

것은 기존의 나노필러 복합레진의 제작 목적³⁶⁾과는 상반된 형태이다. 필러와 기질간의 결합을 위하여 silane 처리한 것 또한, 수축응력의 증가를 가져온 것으로 추측된다.

기질의 차이와 함께, 필러의 크기를 다양하게 적용한 여러 종류의 복합레진을 이용하여 수축률과 수축응력 및 물성등을 실험한 결과, 각 군간에 수치상의 차이가 있었으나, 선학들의 연구결과에서 크게 벗어나는 수준은 아니었으며, 순수 나노필러를 이용한 복합레진의 종류가 더욱 다양해진 후에야 나노필러 복합레진의 가치를 더욱 정확하게 평가할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

기질과 필러의 조성이 다른 여러 가지 광중합형 복합레진을 대상으로 중합과정에서 나타나는 수축량 및 수축응력을 스트레인 게이지법을 이용하여 측정하고 각 재료의 압축강도와 미세경도를 측정해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수축응력 측정 결과 각 군 모두 중합 초기에 일시적인 재료의 팽창을 나타내었고, 그 후 수축응력이 약 1분간 급격히 증가한 다음 서서히 증가속도가 감소하는 양상을 보였다. 1분 후에는 각 군간에 통계학적 유의성은 없으나(p>.05), 10분 후에는 IV군과 II군 간에 유의한 차이가 존재하였고 (p<.05) 1분간 측정된 회귀분석에서는 III군의 기울기가 가장 적었고, II군, I군, IV군의 순이었다.
2. 중합수축률 측정 실험에서 중합 초기의 일시적인 팽창과 약 1분간의 급격한 수축 증가를 나타내었고 그 후 서서히 증가속도가 감소하는 양상을 보였다. 1분 후에는 IV군과 III군간에 유의한 차이가 있었으며 (p<.05) 10분후에는 IV군이 I군과 III군에 유의한 차이가 있었고 II군과 III군간에도 유의한 차이가 있었다(p<.05). 1분간 측정된 회귀분석에서는 II군의 기울기가 가장 적었으며, IV군, III군, I군의 순이었다.
3. 압축강도 실험에서는 III군, II군, IV군, I군의 순으로 높게 나타났으며, III군이 IV군과 I군에 유의한 차이가 있었다 (p<.05).
4. 미세경도 실험에서는 모든 군에서 상면에 비해 하면의 미세경도가 통계학적으로 유의한 차이가 있게 낮은 것으로 나타났다(p<.05).

이상의 결과를 종합하여 볼 때, 다양한 크기의 필러를 혼용한 레진에서 상대적으로 낮은 수축률과 우수한 물성을 보였으며, 나노필러를 사용한 복합레진의 경우, 기존의 hybrid 필러를 이용한 레진에 비하여 수축응력을 감소시키지는 못하였다. 나노필러를 이용한 복합레진은 개발의 초기단계이며, 물성의 증가를 위한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25:435-440, 1997.
2. Eick JD, Welch FH : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quint Int*, 17:103-111, 1986.
3. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59:297-300, 1988.
4. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins : comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent*, 71:7-12, 1994.
5. 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.
6. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater*, 15:447-449, 1999.
7. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ : Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent*, 10:88-96, 1997.
8. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63:146-8, 1984.
9. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Setting stress in composite resin in relation to configuration of restoration. *J Dent Res*, 66:1636-9, 1987.
10. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, et al. : Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*, 12:309-319, 2000.
11. Davy KW, Karachandra S, Pandain MS, et al. : Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials*, 19:2007-2014, 1998.
12. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL : Polymerization contraction and conversion of light curing Bis-GMA based methacrylate resins. *Biomaterials*, 14:871-875, 1993.
13. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL : Light initiation of dental resins : dynamics of the polymeriza-

- tion. *Biomaterials*, 17:2313-2318, 1996.
14. 이용근, 윤태호, 김철위 : 치과용 심미수복재의 중합수축 및 열팽창에 관한 연구. *대한치과기재학회지*, 27:171-179, 2000.
 15. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res*, 68:977, 1989.
 16. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312-316, 1991.
 17. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al. : Effect of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*, 20:178-182, 1992.
 18. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, et al. : Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25:98-103, 2000.
 19. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL : The effect of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*, 79:812-817, 2000.
 20. Kinomoto Y, Torri M, Takeshige F, et al. : Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent*, 27:383-389, 1999.
 21. Katona TR, Winkler MM : Stress analysis of a bulk-filling class V light-cured composite restoration. *J Dent Res*, 73:1470-1477, 1994.
 22. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue : forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 106:475-7, 1983.
 23. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB : Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*, 12:23-32, 2000.
 24. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB : Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent*, 10:88-96, 1997.
 25. Haller B : Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*, 13:44-50, 2000.
 26. Rees JS, Jacobsen PH : The current status of composite materials and adhesive systems. 5. Clinical techniques for direct placement. *Restor Dent*, 6:4-7, 1990.
 27. 이용근, 윤태호, 임범순 등 : 광원 및 광조사 방법에 따른 심미충전재의 중합수축. *대한치과기재학회지*, 27:317-326, 2000.
 28. Bream M, Finger W, Doren VE, et al. : Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, 5:346-349, 1989.
 29. Yearn JA : Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J*, 35:218-225, 1985.
 30. Lysaght VE, Debellis A : Hardness testing handbook. First edition. American Chain and Cable Company, USA, 76-105, 1969.
 31. Asmussen E : Restorative resins: Hardness and strength vs quality of remaining double bonds. *Scand J Dent Res*, 90:484-489, 1982.
 32. 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.
 33. Leung R, Kahn RL, Fan PL : Comparison of depth of polymerization evaluation method for photo-activated composite. *J Dent Res*, 61:300, IADR Abstract # 1095, 1982.
 34. Gersappe D : Molecular mechanisms of failure in polymer nanocomposites. *The American Physical Society*, 89:1-4, 2002.
 35. Condon JR, Ferracane JL : Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater*, 256-60, 1998.
 36. Condon JR, Ferracane JL : Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*, 3807-3815, 2002.

Abstract

COMPARISON OF POLYMERIZATION SHRINKAGE AND STRAIN STRESS OF SEVERAL COMPOSITE RESINS USING STRAIN GAUGE

Young-Kwang Kim, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo

Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University

Polymerization shrinkage of photoinitiation type composite resin cause several clinical problems. The purpose of this study was to evaluate the shrinkage strain stress, linear polymerization shrinkage, compressive strength and microhardness of recently developed composite resins.

The composite resins were divided into four groups according to the contents of matrix and filler type. Group I : Denfil™(Vericom, Korea) with conventional matrix, Group II : Charmfil®(Dentkist, Korea) with microfiller and nanofiller mixture, Group III : Filtek™ Z250(3M-ESPE, USA) TEGDMA replaced by UDMA and Bis-EMA(6) in the matrix, and Group IV : Filtek™ Supreme(3M-ESPE, USA) using pure nanofiller.

Preparation of acrylic molds were followed by filling and curing with light gun. Strain gauges were attached to each sample and the leads were connected to a strainmeter. With strainmeter, shrinkage strain stress and linear polymerization shrinkage was measured for 10 minutes. The data detected at 1 minute and 10 minutes were analysed statistically with ONE-way ANOVA test.

To evaluate the mechanical properties of tested materials, compressive hardness test and microhardness test were also rendered.

The results can be summarized as follows :

1. Filling materials in acrylic molds showed initial temporary expansion in the early phase of polymerization. This was followed by contraction with the rapid increase in strain stress during the first 1 minute and gradually decreased during post-gel shrinkage phase. After 1 minute, there's no statistical differences of strain stress between groups. The highest strain stress was found in group IV and followed by group III, I, II at 10 minutes-measurement($p > .05$). In regression analysis of strain stress, group III showed minimal inclination and followed by group II, I, IV during 1 minute.
2. In linear polymerization shrinkage test, the composite resins in every group showed initial increase of shrinkage velocity during the first 1 minute, followed by gradually decrease of shrinkage velocity. After 1 minute, group IV and group III showed statistical difference($p < .05$). After 10 minutes, there were statistical differences between group IV and group I, III($p < .05$) and between group II and group III($p < .05$). In regression analysis of linear polymerization shrinkage, group II showed minimal inclination and followed by group IV, III, I during 1 minute.
3. In compressive strength test, group III showed the highest strength and followed by group II, IV, I. There were statistical differences between group III and group IV, I($p < .05$).
4. In microhardness test, upper surfaces showed higher value than lower surfaces in every group($p < .05$).

Key words : Nanofiller composite, Strain gauge, Polymerization shrinkage, Strain stress