

스트레인 게이지법을 이용한 복합레진과 컴포머의 중합수축 평가에 관한 연구

김윤철 · 김종수 · 권순원 · 김용기

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구의 목적은 다양한 중합과정에 따른 복합레진과 컴포머의 수축 양상을 스트레인 게이지법(strain gauge method)을 이용하여 평가해보고자 하는 것이었다. 광중합기는 기존의 할로겐 시스템인 XL 3000(3M, USA)과 최근 소개된 plasma arc curing 시스템인 Flipo(LOKKI, France)를 사용하였고, 충전 재료는 복합레진인 Z-100(3M, USA)과 컴포머인 Dyract AP(Dentsply, Germany)를 사용하였다. 주형과 치아 와동 내에 충전된 실험재료의 중합수축을 각각 측정하였으며, 만능 시험기를 이용하여 압축강도를 측정하였다.

중합수축 측정 결과 모두 중합 초기에는 일시적인 재료의 팽창을 나타냈고, 그 후 약 1분간은 수축량이 급격히 증가하다가 증가의 폭이 점차 감소하는 양상을 보였다. 전반적으로 컴포머를 사용한 군에 비해 복합레진을 사용한 군에서 중합수축이 크게 나타났으며, plasma arc curing 시스템을 사용한 군에 비해 기존의 광조사 시스템 군에서 더 큰 중합수축을 보였다. 압축 강도의 측정결과는 컴포머 군에 비해 복합레진 군에서 크게 나타났다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, plasma arc curing unit와 컴포머의 사용은 시술시간의 단축과 항우식 효과를 감안한다면 소아치과 영역에서의 사용이 긍정적으로 고려될 수 있다고 생각된다.

주요어 : 중합수축, 스트레인 게이지, 복합레진, 컴포머, 플라즈마 아크

I. 서 론

대표적 광중합형 심미수복 재료인 복합레진은 우수한 물성과 심미성, 치질과의 강한 결합력을 갖는 것으로 알려져 현재 임상에서 광범위하게 사용되고 있다. 하지만 우식활성이 높은 소아 환자에서는 임상적으로 이차우식이 빈발하는 단점 때문에 그 사용에 제약이 되고있는 실정이다.^{1,2)}

반면 불소를 유리하여 항우식 효과를 갖는 대표적인 수복재인 글라스 아이오노머 시멘트는 복합레진에 비해 강도나 마모 저항 등의 물성과 치질과의 결합력, 조작성, 심미성 등에서 미치지 못하는 단점을 가지는 것으로 알려져 있다³⁾. 컴포머는 이러한 복합레진과 글라스 아이오노머의 단점들을 상호 보완하기 위한 목적으로 개발된 polyacid-modified 복합 레진으로서, 산성화된 이중 기능성 레진 단량체와 fluoroaluminosilicate 글라스 입자로 구성되며, 초기 광중합 후 구강내 수분을 흡수하여 이차적인 산-염기 반응의 결과로 불소를 유리한다고 보고되었다.^{4,5)} 최근까지의 연구 결과 컴포머는 불소유리로 인한 항우식 효과를 나타낼 뿐만 아니라 복합 레진에 버금가는 물성, 변연

봉쇄성, 높은 심미성 및 조작의 편의성을 지니며⁶⁻⁸⁾ 임상 연구에서도 복합레진과 유사하거나 우수하게 평가되고 있어⁹⁻¹¹⁾ 특히 소아치과 영역에서 그 사용범위를 넓혀가고 있다.

하지만 복합레진과 컴포머와 같은 광중합형 심미수복재는 광조사 후 중합반응 과정에서 불가피한 수축을 하게되는데 이는 임상적으로 수복물의 변연누출 및 이차우식, 시술 후 통증, 치아의 파절 등과 같은 문제점들을 유발할 수 있다.¹²⁻¹⁵⁾ 그러므로 수복재료의 조성이나 중합방법의 변형, 수복술식의 개선 등을 통하여 이를 감소시키기 위한 노력들이 계속 진행되고 있다. 선행학들의 연구결과 복합레진의 중합수축은 선중합 수축의 경우 0.2~0.99%¹⁶⁾, 부피중합 수축의 경우 1.63~2.47% 정도의 수축률을 나타내는¹⁷⁾ 것으로 보고되었으며 컴포머의 경우에도 유사한 수축률을 보이는^{18,19)} 것으로 보고되었다. 또한 실험방법 상에서 수축이 자유로운 상태나 와동에 충전된 상태와 같은 접촉조건에 따라 수축량이 다르게 나타난다¹⁴⁾고 보고된 바 있다.

1984년 Davidson과 de Gee²⁰⁾의 연구에 의하면 전체적인 중합수축 과정은 pre-gel phase와 post-gel phase의 두 단계로 나눌 수 있는데, 이 중 pre-gel shrinkage는 재료자체의

Table 1. Distribution of groups and samples according to the various experimental conditions

Group	Light-curing unit	Material used	Curing time(second)	Sample number
I	XL 3000	Z-100	40	20
II	Flipo	Z-100	3	20
III	XL 3000	Dyract AP	40	20
IV	Flipo	Dyract AP	3	20
V	Flipo	Dyract AP	5	20

flow로 인한 응력 상쇄로 실질적인 수축응력이 발생되지 않는 반면 post-gel shrinkage의 경우에는 수축응력에 의한 임상적 문제들을 야기하므로 중요하다고 하였다.

중합수축을 측정하는 방법에는 수은이나 물을 사용하는 팽창계로 측정하는 방법¹⁵⁾, 부력법, gas displacement pycnometer를 이용하는 방법¹⁷⁾, linear displacement transducer를 이용하는 방법¹⁶⁾, strain gauge를 이용하는 방법^{18,21-23)} 등이 사용되어 왔는데 이 중 strain gauge법은 1989년 Sakaguchi와 Douglas²¹⁾가 처음 소개한 방법으로 비교적 간단하고 정확하게 중합수축을 실시간으로 측정할 수 있으며 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage만의 측정이 가능하다^{18,23)}는 장점을 가지는 것으로 보고되었다.

1980년대부터 소개된 가시광선 중합법은 468±20nm 파장의 광원이 camphoroquinone이나 다른 diketone을 triplet상태로 활성화시켜 N,N-dimethylaminoethyl methacrylate와 같은 비방향족 3차 아민과의 상호작용으로 생긴 자유 라디칼 반응으로 중합이 개시된다^{24,25)}. 현재 가시광선 중합기의 광원으로 tungsten-halogen lamp를 가장 많이 사용하고 있는데 이 중합기는 400~600mW/cm²의 광도로서 40초의 최소 조사시간이 추천되며²⁶⁾ 비교적 가격이 저렴하지만 반복된 사용으로 인한 lamp의 흑색화나 백색화, 필라멘트의 소환, 반사기의 기능 저하 등의 원인으로 광도의 출력이 감소하게 되고⁴⁾ 장시간 조사시 과열되는 단점이 있다²⁷⁾.

최근에 개발되어 시판되고 있는 plasma arc curing system은 조사되는 광도를 1000mW/cm²이상으로 크게 증가시켜 필요한 광조사 시간을 5초 이하로 단축시킴에 의해 복합레진을 사용한 심미수복술에서 시술 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있다고 소개되고 있는데 이는 특히 행동조절이 어려운 아이들을 대상으로 하는 소아치과 임상에서 큰 가치가 있는 것으로 평가되고 있다. 제조사에 따르면 이러한 고광도 단기 조사법으로 복합레진의 충분한 중합이 이루어지며 중합수축에 있어서도 더 좋은 결과를 보인다고 소개하고 있으나 아직까지 이를 확인할 만한 연구들이 거의 보고되어 있지 않은 상황이다.

그러므로 본 연구에서는 최근 개발된 plasma arc curing system과 기존의 할로겐 램프를 이용한 광조사기를 대상으로 중합과정에 따른 복합레진과 컴포머의 수축양상을, 수축이 자유로운 상태와 와동 내에 접촉된 상태로 나누어 스트레인 게이지법으로 측정하고, 또한 두가지 광조사법에 따른 압축강도를 측정하여 분석해본 결과를 보고하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

광중합기로는 할로겐 램프를 사용하는 XL3000(3M dental product, USA)과 plasma arc curing system을 사용하는 Flipo(LOKKI, France)를 선정하였고, 충전재로는 복합 레진인 Restorative Z-100TM(3M dental product, USA)과 컴포머인 Dyract AP[®](Dentsply, Germany)를 선정하였으며 상아질 결합제로는 Prime&Bond NT(Dentsply, Germany)를 선정하였다. 중합수축량의 측정을 위한 스트레인 게이지로는 TML foil strain gauge(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)를 선정하였고 스트레인측정기로는 TML digital strainmeter[®](TC-31K, SOKKI, Japan)를 선정하였으며 광원의 강도는 Radiometer[®](DentAmerica, USA)로 측정하여 일정하게 유지하였다.

2. 연구 방법

(1) 군 설정 및 실험구도

광중합기와 충전재에 따라 Table 1과 같이 군을 설정하였으며, 각각 주형 내에서의 중합수축의 측정, 치아와동 내에서의 중합수축의 측정, 압축강도의 측정과 같은 3가지 실험으로 나누어 시행하였다.

(2) 실험 I. 주형 내에서의 중합수축의 측정

1) 시편 제작

실리콘 판에 스트레인 게이지를 고정시키고 그 위에 내경 6mm, 높이 2mm 크기의 polyethylene mold를 적합시킨 후 각 군에 따라 실험재료를 충전하였다.

2) 광중합 및 중합에 따른 스트레인의 측정

시편에 부착된 스트레인 게이지로부터 나오는 전선을 Digital strainmeter에 연결시키고 중합전 초기값을 설정한 후 각 군의 조건에 따라 광중합시켰다. 광조사 시점부터 1초 간격으로 10분간의 스트레인값을 실시간으로 측정하고 Digital strainmeter를 컴퓨터에 연결하여 측정치의 데이터를 저장하였다.

3) 중합수축량의 측정

측정된 스트레인 값을 각 시점의 선수축률(percentage linear shrinkage)로 환산하여 기록하였다.

각 군의 부피수축율은 1993년 de Gee 등¹⁶⁾이 보고한 아래의 공식을 사용하여 환산하였다.

$$\text{부피 수축량 (\%)} = 3 \times \text{선수축량 (\%)} - 0.03 \times \text{선수축량 (\%)} + 0.0001 \times \text{선수축량 (\%)}$$

4) 수축양상의 비교

각 군의 1분간과 10분간의 수축양상을 그래프로 비교, 분석하였다.

5) 통계 분석

각 군의 중합개시 1분 후와 10분 후의 선수축율의 통계분석을 위해 SPSS version 9.0 프로그램과 One-way ANOVA test 및 Scheffe test를 사용하였다.

(3) 실험 II. 와동 내에서의 중합수축의 측정

1) 시편제작

건전한 하악 대구치 100개를 선정하여 치근부를 교정용 레진에 매몰한 후 교합면을 300, 600 grit silicone carbide paper와 polisher(JISICO, Korea)로 편평하게 연마하여 균일한 상아질면을 노출시켰다. 각 시편의 노출된 상아질면에 균일한 와동형성을 위해 고안된 기구와 고속엔진에 장착된 #330 bur를 사용하여 7×4mm, 깊이 2mm의 동일한 와동을 형성한 후 통법에 따라 산부식하고 상아질 결합제를 도포하였다. 와동의 pulpal floor 중앙에 스트레인 게이지를 고정시키고 각 군에 따라 실험재료를 충전하였다.

2) 광중합 및 중합에 따른 스트레인의 측정

실험 I과 같은 방법으로 각 군의 조건에 따라 광중합한 후 중합에 따른 스트레인의 변화를 측정하였다.

3) 중합수축량의 측정

실험 I과 같은 방법으로 측정된 스트레인 값을 각 시점의 선수축률(percentage linear shrinkage)과 부피 수축률로 환산하여 기록하였다.

4) 수축양상의 비교

각 군의 1분간과 10분간의 수축양상을 그래프로 비교, 분석하였다.

5) 통계 분석

각 군의 중합개시 1분 후와 10분 후의 선수축율의 통계분석을 위해 SPSS version 9.0 프로그램과 One-way ANOVA test 및 Scheffe test를 사용하였다.

(4) 실험 III. 압축 강도의 측정

(1) 시편 제작

내경 3mm, 높이 4mm의 폴리에틸렌 주형 내에 각 군에 따라 실험재료를 충전한 다음 상면과 하면에서 각각 광중합하여 각 군당 20개씩 모두 100개의 시편들을 제작하였다.

(2) 압축강도 측정

광중합 10분 경과 후 만능시험기(경성시험기, 한국)를 사용하여 load scale 500kg, crosshead speed 분당 5mm의 조건하에서 각 시편의 압축강도를 측정하였다.

(3) 통계 분석

SPSS version 9.0 프로그램과 One-way ANOVA test 및 Scheffe test를 사용하여 각 군의 압축강도 측정치를 통계분석하였다.

III. 연구 성적

1. 주형 내에서의 중합수축 측정

Fig. 1은 주형 내에서 각 군의 중합 후 10분 동안의 선수축율을 나타낸 그래프이다. 모든 군에서 중합 초기 일시적인 선폽창을 나타내었으며, 그 후 1분간 급격한 수축율을 보인 다음 완만하게 진행되는 양상을 보였다. XL3000으로 40초간 중합시킨 레진군인 I군에서 가장 높은 수축율을 나타냈고 Flipo로 3초간 중합시킨 컴포머군인 IV군에서 가장 낮은 수축율을 보였다. 전체적으로 수축율은 I, III, II, V, IV군의 순으로 나타났다.

각 군의 중합 후 1분간의 선수축율을 회귀분석하여 회귀선의 기울기로 수축양상을 평가해 본 결과 I군에서 가장 급격한 수축양상을 나타내었으며 IV군에서 가장 완만한 수축양상을 나타냈다. 또한 전체적으로 수축양상은 IV, V, II, III, I군의 순으로

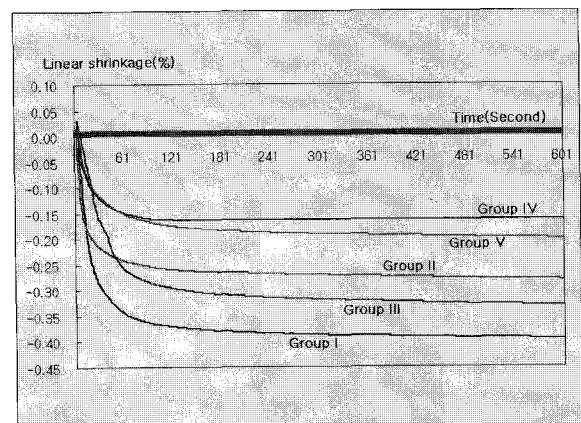


Fig. 1. Line graph representing linear polymerization shrinkage(%) of each group during 10 minutes in the mold.

Table 2. Polymerization shrinkage values(Mean±SD) of each group in the mold : At 1 minute & 10 minutes

Group	1 min.			10 min		
	Strain(μϵ)	Linear shrinkage(%)	Volume Shrinkage(%)	Strain(μϵ)	Linear shrinkage(%)	Volume Shrinkage(%)
I	-3455.75±315.34	-0.346±0.032	-1.026±0.094	-3963.5 ±319.22	-0.396±0.032	-1.177±0.095
II	-2430.86±226.95	-0.243±0.023	-0.722±0.067	-2818.29±179.91	-0.282±0.018	-0.837±0.053
III	-2647.14±307.12	-0.265±0.031	-0.786±0.091	-3417.57±370.97	-0.342±0.037	-1.015±0.11
IV	-1496.6 ±420.38	-0.15 ±0.042	-0.445±0.125	-1749.8 ±439.57	-0.175±0.044	-0.520±0.131
V	-1925.17±420.65	-0.193±0.042	0.572±0.125	-2454.5 ±333.89	-0.245±0.033	-0.730±0.099

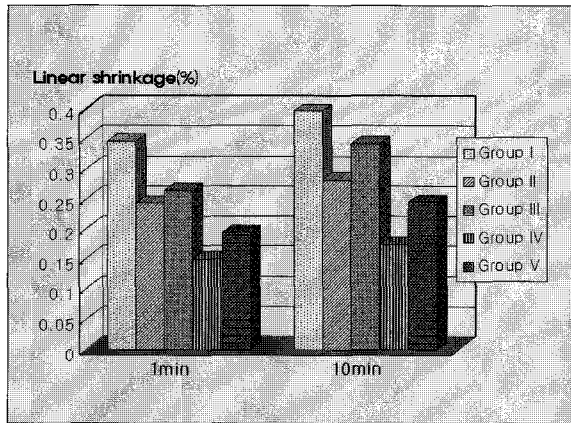


Fig. 2. Mean linear polymerization shrinkage(%) of each group at 1 min. & 10 min. in the mold.

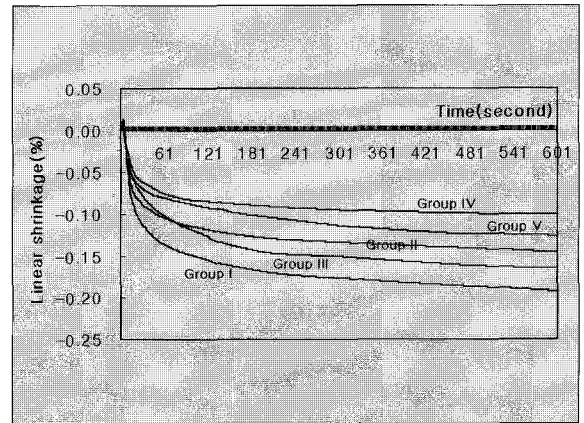


Fig. 3. Line graph representing linear shrinkage(%) of each group during 10 minutes in the tooth cavity.

Table 3. Statistical analysis of linear shrinkage of each group in the mold : At 1 minute

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

* : p<0.05, - : p>0.05 from Scheffe test

Table 4. Statistical analysis of linear shrinkage of each group in the mold : At 10 minutes

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

* : p<0.05, - : p>0.05 from Scheffe test

완만하게 나타났다.

Table 2는 각 군의 중합 후 1분과 10분에서의 중합수축의 평균과 표준편차를 나타낸 것이다. Fig. 2는 각 군의 중합 후 1분과 10분에서의 선수축율을 그래프로 나타낸 것으로 1분 후와 10분 후에서 모두 I군에서 가장 높은 수축율을 보여주었으며 IV군에서 가장 낮은 수축율을 보여주었다.

Table 3과 Table 4는 각 군의 중합 1분 후와 10분 후의 선수축율을 통계처리한 결과를 나타낸 것이다. 중합 1분 후의 선수축율을 통계처리한 결과 I군과 IV군은 모든 군에 비해 유의성을 나타냈으며(p<0.05), II군과 III군, II군과 V군 사이에서는 유의성이 발견되지 않았다(p>0.05). 중합 10분 후에는 I군과 III군, II군과 V군 사이를 제외한 모든 군간에서 유의성을

나타냈다(p<0.05).

2. 외동 내에서의 중합수축 측정

Fig. 3은 치아 외동 내에서 각 군의 중합 후 10분 동안의 선수축율을 나타낸 그래프이다. 실험 I과 유사한 수축양상을 나타냈으나 전반적으로 수축율이 감소된 모습을 보여주었다. 모든 군에서 중합 초기 일시적인 선행창을 나타내었으며, 그 후 1분간 급격한 수축율을 보인 다음 완만하게 진행되는 양상을 보였다. 전체적으로 수축율은 I, III, II, V, IV군의 순으로 나타났다.

각 군의 중합 후 1분간의 선수축율을 회귀분석한 결과는 실

Table 5. Polymerization shrinkage values of each group in the tooth cavity

Group	1 min.			10 min		
	Strain($\mu\epsilon$)	Linear shrinkage(%)	Volume Shrinkage(%)	Strain($\mu\epsilon$)	Linear shrinkage(%)	Volume Shrinkage(%)
I	-1361.0 \pm 54.26	-0.136 \pm 0.055	-0.404 \pm 0.159	-1923.25 \pm 446.52	-0.192 \pm 0.045	-0.571 \pm 0.133
II	-1044.5 \pm 196.51	-0.104 \pm 0.020	-0.310 \pm 0.058	-1452.25 \pm 410.62	-0.145 \pm 0.041	-0.431 \pm 0.122
III	-1019.67 \pm 293.29	-0.102 \pm 0.029	-0.303 \pm 0.087	-1649.33 \pm 257.29	-0.165 \pm 0.026	-0.490 \pm 0.076
IV	-753.5 \pm 251.02	-0.075 \pm 0.025	-0.224 \pm 0.075	-1002.5 \pm 360.62	-0.100 \pm 0.036	-0.298 \pm 0.011
V	-804.33 \pm 502.13	-0.080 \pm 0.050	-0.239 \pm 0.149	-1261.33 \pm 410.22	-0.126 \pm 0.041	-0.375 \pm 0.122

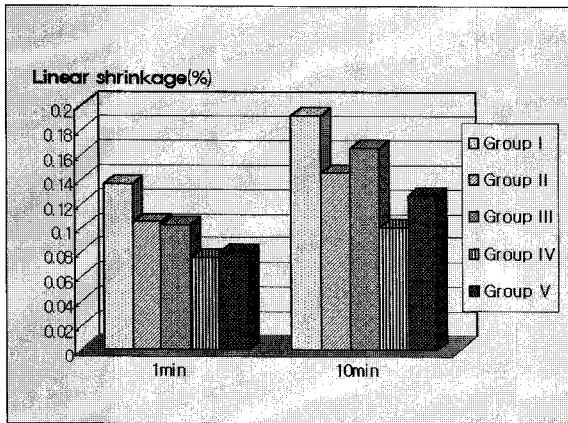


Fig. 4. Mean linear shrinkage(%) of each group at 1 min. & 10 min. in the tooth cavity.

Table 7. Compressive strength (Mean \pm SD) of each group

Group	Compressive strength(Mpa)
I	325.72 \pm 11.42
II	353.11 \pm 18.93
III	248.01 \pm 9.47
IV	204.43 \pm 13.27
V	252.74 \pm 7.77

Table 6. Statistical analysis of linear shrinkage(%) of each group in the tooth cavity : At 1 min. & 10 min.

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

- : p>0.05
from Scheffe test

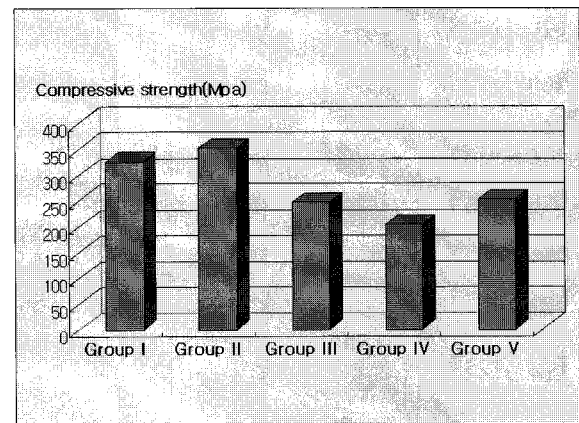


Fig. 5. Bar graph representing compressive strength of each group.

험 I 과 유사한 양상을 보였으나 각 군간의 차이가 감소된 모습을 보여주었다.

Table 5는 각 군의 중합 후 1분과 10분에서의 중합수축의 평균과 표준편차를 나타낸 것이며 Figure 4는 각 군의 선수축률을 그래프로 나타낸 것으로 1분 후와 10분 후에서 모두 I 군에서 가장 높은 수축율을 보여주었으며 IV군에서 가장 낮은 수축율을 보여주었다.

Table 6은 각 군의 중합 1분 후와 10분 후의 선수축율을 통계처리한 결과를 나타낸 것으로 모든 군간에 유의성이 발견되지 않았다(p>0.05).

3. 압축강도의 측정

Table 7은 중합 10분 후 각 군의 압축강도의 평균과 표준편

Table 8. Statistical analysis of compressive strength of each group in the tooth cavity

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

* : $p < 0.05$, - : $p > 0.05$
from Scheffe test

차를 나타낸 것이며 Figure 5는 이를 그래프로 나타낸 것이다. II군에서 가장 높은 수치를 보였으며 그 다음으로는 I, V, III, IV군의 순으로 나타났다. Table 8은 이를 통계처리한 결과를 나타낸 것으로 III군과 V군 사이를 제외한 모든 군간에 유의성을 보여주었다($p < 0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

복합레진의 중합수축은 측정방법에 따라 다양하게 나타나지만 일반적으로 선중합 수축의 경우 0.2~0.99%¹⁶⁾, 부피중합 수축의 경우 1.63~2.47% 정도의 수축률을 나타내는¹⁷⁾ 것으로 보고되었으며, 컴포머의 경우에도 선중합 수축의 경우 0.2~0.54%¹⁸⁾, 부피중합 수축의 경우 2.1~2.7% 정도의 유사한 수축률을 보이는¹⁹⁾ 것으로 보고되었다. 또한 실험방법 상에서 수축이 자유로운 상태나 와동에 충전된 상태와 같은 접촉조건에 따라 수축량이 다르게 나타나며 일반적으로 자유로운 수축상태에서의 수축량이 더 크게 나타난다¹⁴⁾고 보고되었다. 본 연구에서는 자유로운 수축상태를 재현하게 위해 분리제를 도포한 polyethylene mold 내에서의 중합수축을 측정하였으며 실제 임상에서의 접촉조건을 재현하기 위해 치아와동 내에서의 중합수축을 측정하였다.

중합시 발생하는 수축응력은 수축량과 함께 매우 중요한 의미를 가지는데 중합수축율과 재료의 탄성계수가 크면 발생하는 수축응력도 크게 나타나며 수복재와 치아의 결합력보다 중합수축력이 큰 경우에는 접촉면에서의 실패를 야기하게 된다^{13,14)}. Bowen 등²⁸⁾은 중합 수축시 발생하는 응력은 약 5.5~7.8 MPa 정도라고 보고하였으며, Davidson과 de Gee²⁰⁾는 범랑질에서의 레진-치아간의 결합은 이 힘에 저항할 만큼 충분한 결합력을 갖는다고 보고하였다. 하지만 Rees와 Jacobsen²⁹⁾은 중합수축이 치아와 레진 계면에서 물리적 응력을 발생시켜 부착성 결합(adhesive bonding)을 파괴하고 마침내 미세 누출을 일으킬 수 있으며 결합강도 또한 저하시킬 수 있다고 보고하였다. 이처럼 수축응력에 대한 논란이 아직도 정립되지 못한 상태이므로 본 실험에서도 Hook's law(응력 = 스트레인 × 탄성계수)를 이용하여 중합시의 수축응력을 함께 측정해 보려 했으나 중합이 진행됨에 따라 변화하는 재료의 탄성계수를 적절히 측

정하지 못해 다음 연구로 미룰 수밖에 없었다.

중합수축에 영향을 주는 요인들로는 와동의 형태, 치아와 수복재간의 결합력, 재료의 조성, 충전 방법, 광중합기 및 광조사 방법 등을 들 수 있으며³⁰⁻³²⁾ 이러한 요인들을 변화시킴에 의해 수축량과 수축응력을 감소시키기 위한 연구들이 계속 진행되고 있다. 현재까지 보고된 중합 수축을 줄일 수 있는 방법으로 sandwich법³³⁾, 적층 충전법²⁹⁾, 레진 인레이³⁴⁾, 2급와동에서 빛을 측방으로 반사시킬 수 있는 wedge의 사용³⁵⁾, 광도의 조절을 통한 이단계 중합법³⁶⁾ 등이 이용되고 있다.

중합수축을 측정하는 다양한 방법들 중에서 팽창계의 경우는 물을 흡수하는 시료의 경우 정확도가 감소하고 온도에 민감하며, 부력법은 온도에 민감하지 않으나 시편에 기포가 부착하는 경우 정확도가 감소하고, linear displacement transducer를 이용할 때는 측정기의 중력이나 하중 등의 영향으로 수축율을 정확하게 측정하지 못하는 단점이 있다³⁷⁾. 본 실험에서 사용한 스트레인 게이지법은 매우 정확한 선수축율의 측정이 가능하고 중합과정을 실시간으로 측정할 수 있어 중합의 역학을 연구하는 하나의 방법으로 사용할 수 있으며 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage만의 측정이 가능하다^{18,23)}는 장점을 가지는 것으로 보고되었다.

스트레인 게이지는 부착되어진 시료의 변형시에 발생하는 미세한 전기적 저항의 변화를 스트레인 측정기(strainmeter)를 통해 선형 변형율(linear deformation)로 나타내주는 장치를 말하며 그 용도와 실험하려는 시료에 따라 매우 다양하게 분류된다. 초기에 개발된 스트레인 게이지는 부피가 크고 온도의 변화에 민감하며 정확도가 다소 떨어지는 단점이 있었으나 최근에 개발된 제품들은 부피가 작고 온도보정기능을 지니고 있으며 매우 정확하여 건설 및 안전 설비 분야, 각종 역학(kinetics) 연구 분야 등에서 다양하게 사용되고 있다. 본 실험에서 사용한 스트레인 게이지인 TML foil strain gauge(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)는 온도보정기능을 지니고있으며 비교적 작고 정확하여 치과분야에서의 실험에 적합한 제품으로 생각된다.

1980년대부터 가시광선 중합법이 소개된 이래 현재까지 가시광선 중합기의 광원으로 tungsten-halogen lamp를 가장 많이 사용하고 있다. 이 중합기는 400~600mW/cm²의 광도를 나타내며 40초간의 최소 조사시간이 필요한 것으로 알려져 있는데²⁶⁾ 비교적 가격이 저렴한 반면 반복된 사용으로 인한 광도의 출력 감소가 단점으로 지적되고있다. 또한 출력이 떨어진 채로 모르고 사용된다면 적절한 중합도를 얻을 수 없으므로 광도의 정기적인 검사가 필요하다²⁷⁾. 이와 더불어 40초의 중합시간은 일반적으로 깊은 와동이나 2급 와동에서 적층 충전법을 시행할 때나 모든 치아에 교정용 브라켓을 부착할 때 오랜 시간이 소요되어 임상적으로 환자나 술자에게 불편감을 초래할 수 있으며 특히 행동조절이 힘든 소아환자의 경우에는 그 문제점이 더 크게 부각될 수 있다.

최근에 개발되어 시판되고 있는 plasma arc curing system은 조사되는 광도를 1000mW/cm²이상으로 크게 증가시켜 필

요한 광조사 시간을 5초 이하로 단축시킴에 의해 복합레진을 사용한 심미수복술에서 시술 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있다고 소개되고 있어 큰 관심을 모으고 있다. 또한 제조사의 연구에 의하면 반복되는 광조사에 따른 출력의 변화가 거의 없고 중합에 따른 수축량도 유사하거나 더 낮은 것으로 보고되고 있다. 하지만 이를 뒷받침할 만한 연구들이 크게 미흡한 상태이며 특히 중합수축과 중합 후의 물성에 대한 많은 의문이 존재하는 상황이므로 본 실험에서는 스트레인 게이지법을 이용한 중합수축의 측정과 함께 중합 후 압축강도의 측정을 통하여 적절한 물성을 얻을 수 있는지 여부를 확인해 보고자 하였다.

Plasma는 미국의 물리학자 Langmuir에 의해 처음 사용된 물리학 용어로서, 전기적 방전으로 인해 생기는 전하를 띤 양이온과 전자들의 집단으로 정의되며, 기체가 더 큰 에너지를 받았을 때 상전이와는 다르게 생성되는, 전체적으로 전기적 중성을 띄는, 물질의 제4상태라고 불리운다²⁵⁾. Plasma arc lamp는 두 electrodes 사이에서 electrical arc가 형성되고 lamp내의 xenon gas가 가열되면 강력한 빛을 내는 plasma가 형성되는 원리를 이용한 것이다.

광중합형 복합 레진은 개발 초기부터 물성과 밀접한 관련이 있는 중합도를 높이기 위해 높은 광도의 중합이 추천되어 왔으나²⁸⁾, 고광도로 중합시 빠른 중합으로 인해 레진의 점도가 급격히 증가하여 중합 수축이 더 심해질 수 있으며³⁰⁾, 충분한 유동성을 가지지 못하게 되므로 수축으로 인한 응력을 분산할 수 없게 된다³⁹⁾고 보고되었다. 그러나 Bouschlicher 등³¹⁾은 고광도와 중광도 중합간에는 수축상 유의한 차이가 없었다고 하였고 Versluis 등³²⁾은 변연적합도는 중합방법보다 높은 결합강도와 와동 형태나 구성에 더 의존된다고 하였다. 이처럼 중합광도의 차이로 인한 복합레진의 수축에 대해서는 아직까지 정립되지 않은 상태이며 특히 plasma arc curing unit를 이용한 연구는 거의 보고된 바가 없는 실정이다. 본 실험에서는 plasma arc curing system인 Flipo를 사용한 고광도 단기조사법에서 할로젠 램프를 사용하는 XL3000에 비해 전반적으로 중합수축량이 더 적게 나타났는데 이는 plasma arc curing unit를 이용한 복합레진의 광중합시 기존의 광중합기에 비해 중합수축이 같거나 더 적었다는 Peutzfeldt 등⁴⁰⁾의 최근보고와 유사하다. 하지만 Peutzfeldt 등⁴⁰⁾의 결과에서는 plasma arc curing unit를 이용한 복합레진의 중합에서 중합도와 굴곡강도 등의 물성이 낮게 나타난 반면 본 연구에서는 오히려 할로젠 램프에 비해 압축강도가 더 높게 나타나는 상이한 결과를 보여주었다. 이러한 결과에 대해 Duret⁴¹⁾는 할로젠 램프를 사용하는 느린 중합은 불완전하게 중합된 분자들이 다른 분자들 사이로의 침투를 야기하는데 반해 Plasma arc lamp에 의한 빠른 중합은 이러한 분자내 재구조화나 분자구조의 재확산을 감소시켜 오히려 수축을 줄인다는 가설을 보고한 바 있으나 이를 뒷받침할 만한 증거는 아직 없다.

1992년 Sakaguchi 등²⁹⁾은 스트레인 게이지법을 이용하여 기존의 할로젠 램프로 중합시킨 복합레진의 수축을 측정할 결

과 초기 10초간 일시적인 재료의 팽창을 나타낸 후 1분간 급격한 수축양상을 보였으며 그 후 수축이 완만하게 진행되었다고 보고하였는데 이는 본 연구의 결과와 일치한다. 또한 주형 내에서의 자유로운 수축을 측정한 실험 I에 비해 치아와동 내에서의 접착된 상태에서 수축을 측정한 실험 II에서 수축량이 현저하게 나타났는데 이 결과는 1997년 Davidson과 Feilzer¹⁴⁾의 보고와 일치한다.

자유로운 수축상태에서 할로젠 램프로 40초간 중합시킨 컴포머와 복합레진의 중합수축을 스트레인 게이지로 측정한 최근의 비교연구에서 Yap 등¹⁸⁾은 10분간의 선수축율이 복합레진은 0.39%, 컴포머는 0.41%라고 보고하였는데 본 연구에서는 복합레진군인 I군에서 0.396%, 컴포머군인 III군에서 0.342%로 나타났다. 이러한 결과상의 차이는 사용된 실험조건과 실험재료의 차이에서 오는 것으로 사료된다. 또한 linear displacement transducer를 사용한 2000년 이 등³⁷⁾의 연구에서는 중합 9분 후 복합레진에 비해 컴포머에서 더 적은 수축량을 나타냈다고 보고하였는데 이는 전반적으로 컴포머에서 더 적은 수축율을 나타낸 본 연구의 결과와 일치한다.

본 실험에서는 실제의 임상적 상황을 최대한으로 재현하기 위해 치아에 1급와동을 형성하고 그 기저부에 스트레인 게이지를 고정시킨 후 통법에 따라 충전하여 중합시의 수축량을 측정하였다. 일반적으로 스트레인 게이지는 측정하려는 시료에 접촉제를 사용하여 부착해야 하나 복합레진과 컴포머의 경우에는 재료 자체의 점착성으로 인해 접촉제가 필요하지 않았다. 치아와동 내에서의 중합수축 측정결과 주형 내에서와 유사하게 I, III, II, V, IV군의 순으로 수축율이 높게 나타났으나 중합 1분과 10분 후의 수축율을 통계처리한 결과 모든 군간에서 유의성을 발견할 수 없었다($p>0.05$). 이는 치아간의 변이와 와동의 크기와 형태, 스트레인 게이지의 위치 등에서 연구상의 차이가 나타나 측정값의 편차가 커져서 나타난 결과로 생각된다. 기존의 연구에서는 치아와동 내에서 직접 중합수축을 측정할 보고가 없어 방법상에서 참고를 할 수가 없었으며 앞으로 보다 표준화된 실험모델의 개발이 필요할 것으로 사료된다.

복합레진과 컴포머의 물성에 대한 기준은 탄성계수, 미세경도, 생체내 마모도, 압축 강도 등을 들 수 있는데 본 실험에서는 압축 강도에 대한 물성 실험을 시행하였다. 압축 강도는 수복체가 응력을 크게 받는 부위에서 주로 나타나는 수직 응력에 대해 저항할 수 있는 성질을 나타내며 이러한 압축강도만으로 중합도를 직접적으로 판단할 수는 없지만 압축 강도가 다른 기계적 성질들과 상호 연관성을 가지고 있기 때문에 중합도의 간접적 판단 지표가 될 수 있다⁴²⁾.

중합도는 와변 치질 및 mylar strip의 광투과성, 와동의 크기, 레진의 조성, 가시광의 광도 및 조사시간에 영향을 받는데⁴³⁾, 부적절한 중합이 이루어질 경우에는 생체적합성의 상실, 색조의 변화, 유지력 결여나 파절, 과도한 마모와 취약성 등을 야기한다⁴⁴⁾. 특히 중합시간과 광원의 강도는 복합레진의 중합도에 절대적 영향을 주는데 이 중합도는 레진의 강도, 경도, 마모저

항 등 다양한 물리적 성질을 결정지으며 체적 안정성, 색조 및 생체 적합성 등에도 영향을 준다^{45,46)}고 보고된 바 있다. 또한 Maffezzoli 등⁴⁷⁾은 복합레진의 중합도가 증가하면 취성과 중합 수축이 증가하는 반면, 중합도가 낮으면 화학적 파괴가 증가하고 기계적 성질이 감소하므로 적절한 중합도를 얻는 것이 중요하다고 보고하였다.

본 실험에서의 압축강도 측정결과 전반적으로 복합레진에서 컴포머보다 압축강도가 크게 나타났는데 이것이 재료 자체의 특성 때문인지 중합도의 차이에 기인한 것인지는 확인할 수 없었다. 광중합기에 따른 비교에서는 복합레진의 경우 Flipo를 사용한 II에서 XL3000을 사용한 I군에 비해 압축강도가 크게 나타났는데 이는 3초간의 중합시간으로 충분한 중합이 이루어졌음을 의미하는 것이다. 컴포머의 경우에서는 Flipo를 5초간 사용한 V군에서 XL3000을 사용한 III군에 비해 압축강도가 다소 크게 나타났으나 통계학적 유의성을 나타내진 않은 것으로 보아 유사한 중합도가 얻어졌다고 생각된다. Flipo를 3초간 사용한 IV군에서는 모든 군에 비해 현저히 낮은 압축강도를 나타낸 것으로 보아 XL3000에서와 유사한 컴포머의 중합도를 위해서는 Flipo의 경우 5초간의 중합시간이 필요한 것으로 사료된다. 아무튼 이렇게 짧은 조사시간으로 적절한 중합을 얻을 수 있는 이유에 대해 Duret⁴⁸⁾은 1900mW/cm² 정도의 고광도로 인한 것뿐만 아니라 할로겐 램프와 Plasma arc 램프의 스펙트럼 비교에서 할로겐 램프는 넓은 파장대역으로 적외선 쪽 부위에서 더 효과적이고 작은 에너지 영역을 갖는 반면 Plasma arc lamp는 최대 에너지 영역이 레진중합에 적합한 460~480nm로 같은 power일 때 10배 이상 강하다고 보고하였다.

본 실험에서는 실험에 앞서 광원의 광도를 측정하기 위해 Radiometer를 사용하였는데 XL3000은 460mW/cm²으로 측정되었으나 Flipo는 이 Radiometer의 측정 한계가 1000 mW/cm²까지이므로 제조사의 제원(1900mW/cm²)을 참고할 수밖에 없었다.

본 실험 결과 plasma arc curing system은 복합레진과 컴포머에서 기존의 광조사법에 비해 중합수축과 압축강도의 측면에서 모두 유사하거나 우수하게 평가되었으므로 시술시간의 단축이라는 장점을 고려할 때 소아치과 영역에서 특히 추천할 만한 방법으로 사료된다. 하지만 보다 광범위한 임상적용을 위해서는 눈과 연조직에 대한 안전성의 검증과 보다 다양한 재료와 조건에 따른 중합수축 및 중합도에 대한 보완연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

Plasma arc curing unit를 이용한 고광도 단기조사법과 기존의 광조사법으로 중합시킨 복합레진과 컴포머의 중합수축 양상 및 압축강도를 측정해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주형 내에서의 중합수축 측정 결과는 각 군에서 모두 중합 초기에는 일시적인 재료의 팽창을 나타냈고, 그 후 약 1분간

은 수축량이 급격히 증가하다가 증가의 폭이 점차 감소하는 양상을 보였다.

2. 와동 내에서의 중합수축 양상을 관찰해 본 결과 전반적으로 주형 내에서의 유사한 모습을 보였으나 수축량이 현저히 적게 나타났다.
3. 중합 후 1분과 10분에서의 중합수축량을 측정해 본 결과 I군에서 가장 큰 수치를 나타내었고 그 다음으로는 III, II, V, IV군의 순으로 나타났다.
4. 주형 내에서의 중합 1분 후의 수축량을 통계분석한 결과 I군과 IV군은 다른 모든 군에 비해 유의성을 보였으며(p<0.05), II군과 III군, II군과 V군 사이에서는 유의성이 나타나지 않았다(p>0.05). 10분 후의 수축량을 통계분석한 결과 I군과 III군, II군과 V군간을 제외한 모든 군간에서 유의성을 보였다(p<0.05).
5. 와동 내에서의 중합 후 1분과 10분에서의 중합수축량을 통계분석한 결과 모든 군간에서 유의성을 발견할 수 없었다(p>0.05).
6. 전반적으로 컴포머를 사용한 군에 비해 복합레진을 사용한 군에서 중합수축이 크게 나타났으며, plasma arc curing 시스템을 사용한 군에 비해 기존의 광조사 시스템 군에서 더 큰 중합수축을 보였다.
7. 압축강도의 측정결과 plasma arc curing 시스템을 사용한 복합레진 군인 II군에서 가장 큰 수치를 나타냈고 그 다음으로는 I, V, III, IV군의 순으로 나타났다. 전반적으로 컴포머를 사용한 군에 비해 복합레진을 사용한 군에서 압축강도가 크게 나타났으며 컴포머 군간에서는 plasma arc curing 시스템을 사용한 군에서 압축강도가 낮거나 유사하게 나타났다. 이를 통계분석한 결과 III군과 V군간을 제외한 모든 군간에서 유의성을 나타냈다(p<0.05).

참고문헌

1. Letzel H : Survival rates and reasons for failure of posterior composite restorations in multicenter clinical trial. J Dent 17(Suppl):10-17, 1989.
2. Varpio M : Clinical aspects of restorative treatment in the primary dentition. Swed Dent J 96(Suppl):36-40, 1993.
3. Berg JH : The continuum of restorative materials in pediatric dentistry. A review for the clinician. Pediatr Dent 20:93-100, 1998.
4. Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G : Acid-base reaction and fluoride release profile in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives(com-pomers). Dent Mater 14:57-63, 1998.
5. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR, et al. : Directly placed esthetic restorative materials. Compend

- Contin Educ Dent 17:731-748, 1996.
6. Dyract AP Advanced performance compomer restorative. Technical manual. De Trey Dentsply, 1999.
 7. Brackett WW, Gunnin TD, Gilpatrick RO, et al. : Microleakage of class V compomer and light-cured glass ionomer restorations. *J Prosthet Dent* 79:261-263, 1998.
 8. Cehreli ZC, Usmen E. : Effect of surface conditioning on the shear bond strength of compomers to human primary and permanent enamel. *Am J Dent* 12:26-30, 1999.
 9. Hse KMY, Wei SHY : Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *J Am Dent Assoc* 128:1088-1096, 1997.
 10. Mass E, Gorden M, Fuks, AB : Assessment of compomer proximal restorations in primary molars : A retrospective study in children. *ASDC J Dent Child* 93-97, 1999.
 11. Cehreli ZC, Altay N : Three year clinical evaluation of a polyacid-modified composite in minimal-invasive occlusal cavities. *J Dent* 28:117-122, 2000.
 12. Eick JD, Welch FH : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17:103-111, 1986.
 13. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 59:297-300, 1988.
 14. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25(6):435-440, 1997.
 15. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins : comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 71(1):7-12, 1994.
 16. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater* 9(1):11-14, 1993.
 17. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater* 15(6):447-449, 1999.
 18. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, et al : Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent* 25:98-103, 2000.
 19. Miyazaki M, Fukuishi K, Onose H : Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid-modified resin composites. *J Dent* 27(2):149-153, 1999.
 20. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146-148, 1984.
 21. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res* 68:977(abstr. #885), 1989.
 22. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent* 19:312-316, 1991.
 23. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al : Effect of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182, 1992.
 24. Ruyter IE : Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 40:179-182, 1982.
 25. Shintani H, Inoue T, Yamaki M : Analysis of camphoroquinone in visible light cured composite resins. *Dent Mater* 1:14-126, 1985.
 26. Leung R, Fan P, Johnson W : Post-irradiation polymerization of visible light activated composite resin. *J Dent Res* 62:363-365, 1983.
 27. Friedman J : Care and maintenance of dental curing light. *Dent Today* 10:1-2, 1991.
 28. 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* 106:475-477, 1983.
 29. Rees JS, Jacobsen PH : The current status of composite materials and adhesive systems. 6. Clinical techniques for indirect placement. *Restor Dent* 6:21, 1990.
 30. Venhoven BA, DeGee AJ, Davidson CL : Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 17:2313-2318, 1996.
 31. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB : Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *American J Dent* 10:88-96, 1997.
 32. Versluis A, Tantbiroin D, Douglas WH : Do dental composites always shrink toward the lights. *J Dent Res* 77(6):1435-1445, 1998.
 33. Darhishyre PA, Messer LB, Douglas WH :

- Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 67:585-587, 1988.
34. Robinson PB, Moore BK, Swartz ML : Comparison of microleakage indirect and direct composite resin restoration in vitro. *Oper Dent* 18:117-120, 1987.
 35. Lutz F, Krecjci I : Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflection wedges. *Quintessence Int* 17:659-670, 1986.
 36. Watts DC, al Hindi A : Intrinsic soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater* 15(1):39-45, 1999.
 37. 이용근, 윤태호, 김철위 : 치과용 심미수복재의 중합수축 및 열팽창에 관한 연구. *대한치과기재학회지* 27(2):171-179, 2000.
 38. Warren K : An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J Oral Rehabil* 17:327-334, 1990.
 39. Uno S, Asmussen E : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scan J Dent Res* 99:440-444, 1991.
 40. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16:330-336, 2000.
 41. Duret F : Rapid photopolymerization of dental composite material by combining two synergistic technologies : Plasma arc light and Xenon gas. *DMD Dental/Medical Diagnostic System, Inc.* 1996-2000.
 42. Braem M, Finger W, Van Doren VE, et al : Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 5:346-349, 1989.
 43. Eldiwany M, Komatsu S, Powers JM : Curing light intensity affects mechanical properties of composites. *J Dent Res* 76:73(Abstr #477), 1997.
 44. Albers HF : Tooth-colored Restoratives : 131-134, 2000.
 45. Seghi RR, Gritz MD, Kim J : Calorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mat* 6:133-137, 1990.
 46. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, et al. : Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 12:737-740, 1991.
 47. Maffezzoli A, Pietra AD, Rengo S, et al : Photopolymerization of dental composite matrices. *Biomaterials* 15:1221-1228, 1994.

Abstract

**A STUDY ON THE EVALUATION OF POLYMERIZATION SHRINKAGE OF COMPOSITE
AND COMPOMER USING STRAIN GAUGE METHOD**

Yeun-Chul Kim, Yong-Kee Kim, Jong-Soo Kim, Soon-Won Kwon

Department of Pediatric Dentistry, Graduate School of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to compare the polymerization shrinkage and the compressive strength of composite and compomer cured with two different light sources: conventional halogen-light curing unit and recently-developed plasma arc curing unit. The 'strain gauge method' was used for determination of polymerization shrinkage and the compressive strength was measured by universal testing machine.

The results of the present study can be summarized as follows:

1. Filling materials in polyethylene molds showed the initial expansion in the early phase of polymerization. This was followed by the rapid contraction in volume during the first 60 seconds and gradually diminished as curing process continued.
2. The polymerization shrinkage in tooth samples was generally lower than in the mold samples.
3. The generally lower amount of linear polymerization shrinkage was observed in compomer and plasma arc curing unit group when compared to composite and conventional curing unit.
4. The higher compressive strength values was found in composite groups regardless curing methods.

The results of this study strongly support the application of plasma arc system and fluoride-containing compomer in the field of clinical pediatric dentistry claiming its effectiveness in curing the esthetic dental materials and the anticariogenic capacity.

Key words : Polymerization shrinkage, Strain gauge, Composite resin, Compomer, Plasma arc