

완속기시(Soft-start) 광조사 방식이 복합레진의 중합 및 수축응력에 미치는 효과

위유민 · 오유향 · 이난영 · 이창섭 · 이상호

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구에서는 기존의 할로겐 광중합기를 이용하여 40초간 조사하여 복합레진을 중합한 경우와 플라즈마 광중합기를 이용한 고강도의 중합 및 완속기시 중합 방식, 그리고 LED 광중합기를 이용한 통법의 중합과 완속기시 중합 방식으로 복합레진을 중합하여 발생하는 수축응력을 비교하고 미세경도를 측정하여 중합도를 평가하였다.

내경 7mm, 외경 10mm의 아크릴릭 주형을 제작하고 외면에 스트레인이게이지를 부착 시킨 뒤 각각의 광원에 따른 중합모드로 광중합 하였다. 광조사 시점부터 1초 간격으로 600초간 수축응력을 측정하였으며, 중합 24시간 후 각 군의 미세경도를 측정하여 통계 분석하였다. 수축응력 측정 후 시편을 중단하여 주사전자현미경으로 레진수복물과 아크릴릭 주형 계면을 관찰하였다.

이상의 실험을 통해 얻은 결과는 다음과 같다.

1. 플라즈마 광과 LED 광원의 완속기시 중합방식은 각각의 기본 중합방식에 비해 중합 10분 후에 수축응력 감소를 보였다(P<0.05).
2. 완속기시 중합방식의 플라즈마 광이 가장 낮은 수축응력을 보였으나 미세경도 또한 가장 낮았다(P<0.05).
3. 완속기시 중합방식의 LED 광중합은 기존의 할로겐 광과 LED 광중합 방법에 비하여 낮은 수축응력을 보였다(P<0.05).
4. 완속기시 중합방식의 LED 광으로 조사한 시편의 미세경도는 단일광도로 조사한 할로겐 광과 LED 광중합과 비교하여 유의할만한 차이가 나타나지 않았다(P>0.05).
5. 기존의 할로겐 광과 완속기시 중합방식의 LED로 중합한 시편이 플라즈마 광과 단일강 도의 LED로 조사한 군보다 더 나은 변연봉쇄를 보였다.

주요어 : 완속기시 중합방법, 수축응력, 미세경도

I. 서 론

복합레진 자체의 물리적 성질이 그동안 많이 개선되었음에도 불구하고 수복의 성패에 중요한 요인으로 작용하는 중합 시 수

축은 여전히 해결해야 할 문제로 남아 있다. 복합레진의 중합 시 발생하는 수축의 양은 체적의 2~4%로 이는 선형 배열(linear)을 이루고 있는 모노머(monomer)가 축합되어 더욱 다져진 교차연결(cross-linkage) 형태의 중합체로 변화됨으로써 야기된다¹⁾.

이와 같은 중합수축은 수복물과 치질사이 계면에서의 미세한 틈을 형성하여 미세누출을 야기할 수 있으며 이로 인해 술 후 과민증은 물론 수복물의 변색과 탈락, 그리고 이차 치아우식증을 유발하게 된다²⁻⁴⁾. 중합수축은 또한 수복물 주위 치질에서의

교신저자 : 이상호

광주광역시 동구 서석동 375번지

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

Tel : 062-220-3860 Fax : 062-225-8240

E-mail : shclee@chosun.ac.kr

※ 본 연구는 산업자원부 한국산업기술평가원 지정 지역협력연구센터인 조선대학교 산학협력단 레이저응용 신기술개발 연구센터의 연구비 지원에 의해 이루어졌음.

수축응력(contraction stress)을 발생시킬 수 있는데, 치질에 수축응력이 잔류될 경우 술 후 민감성 및 치아의 미세 균열 등의 임상적 문제가 야기될 수 있다^{5,8)}.

이와 같은 문제점을 개선하기 위해 근래에는 부피가 거의 수축하지 않는 새로운 모노머나 중합 시 오히려 팽창하는 충전제의 개발⁹⁾, 수축응력을 완화시키는 충전제의 표면 처리법¹⁰⁾ 등 다각도로 노력을 기울이고 있으나 아직까지는 만족할만한 단계에 이르지 못했다.

수축응력을 줄이는 방법으로 재료적인 개선 이외에 C-factor를 줄이기 위한 와동의 디자인과 레진 충전법¹¹⁾, 흐름성과 탄력이 좋은 flowable 레진을 이장하는 방법¹²⁾, 복합레진의 중합방향을 고려한 transilluminating wedge의 사용^{13,14)}, 조사광의 광도를 변화시키는 광조사 방법의 변형^{15,16)} 등 여러 가지 임상적 방법이 제시되고 있다.

중합수축에 의해 발생하는 응력을 줄이기 위한 또 다른 방법으로 최근에는 중합시간을 줄일 수 있는 고강도 할로겐 광, 플라즈마 광, 그리고 발광 다이오드(LED) 광원을 이용한 광조사기 등 다양한 광조사기가 개발, 시판되고 있는데, 기존의 할로겐 광은 복합레진의 적절한 중합을 위해 300 mW/cm² 이상의 광도에서 적어도 40초 이상의 조사시간이 요구되었으나¹⁷⁾ 중합시간을 단축시키고자 개발된 고광도의 플라즈마 광중합기의 경우 1,500~2,000 mW/cm²의 광 강도를 가지고 있어 수 초 내에 레진의 중합이 가능하다¹⁸⁾. 또한 비교적 최근에 개발된 LED 중합기는 반도체를 이용해 청색광을 생성하며 광 강도가 1,000 mW/cm² 전후로 할로겐 광에 비해 클 뿐 아니라 복합레진의 광중합에 관여하는 성분인 camphoroquinone의 활성 스펙트럼과 일치하는 좁은 파장대를 가지고 있어 기존의 할로겐 광조사기에 비해 에너지 효율이 높아 역시 조사시간이 짧다는 장점을 가지고 있다¹⁹⁾.

그러나 이와 같은 고강도 광중합기는 빠른 중합속도로 인해 치아와 수복물 계면에서의 높은 수축응력을 발생시킴으로써 임상적 문제점을 유발할 수 있다¹⁸⁾. 따라서 플라즈마 광조사기와 LED 광조사기는 최근에는 중합수축을 감소시킬 수 있는 방법의 하나로 단계별 중합법이 제시되고 있는데, 단계별 중합법이란 처음에는 낮은 광도로 조사한 후 광도를 높여 재조사하는 방법으로 복합레진의 중합속도를 조절함으로써 분자들의 이동을 허용해 레진의 흐름성(flow)을 최대한 유지시켜 중합수축으로 형성된 응력을 상쇄시켜준다는 이론적 배경을 가지고 있다.

이와 같은 단계별 광조사법으로 완속기시 중합법(soft-start/ramping)²⁰⁾, 맥동형 중합법(pulsed curing)²¹⁾, 점진 중합법(exponential curing)²²⁾ 등이 소개되고 있는데, Mehl 등¹⁵⁾은 완속기시 방식이 복합레진의 물성과 변연적합도를 유의하게 증진시킨다고 하였으며, Burgess 등²³⁾도 통법의 중합법이나 고광도 중합법에 비해 완속기시 중합법이 우수한 변연 적합도를 얻을 수 있다고 하였다. 그러나 Yap 등²⁴⁾은 중합수축에 대해 완속기시 방식이 고광도 및 저광도 중합법과 중합수축의 차이가 없었다고 하였으며, St-Georges 등²⁵⁾은 마모도 평가결과 통법

의 중합법, 완속기시 중합법, 그리고 고광도 중합법 간에 차이가 없었으며 할로겐 광으로 중합 시 가장 적은 마모도를 보였다고 하였다.

이처럼 광도를 변화시키는 중합법에 관한 연구는 서로 상반된 연구결과를 보이며 복합레진의 중합률과 중합수축을 모두 만족시키는 광원에 따른 중합방식에 대한 비교 연구는 그리 많지 않은 실정이다. 특히 플라즈마 광이나 기존의 LED에 비해 2배 이상의 광도를 가지고 있는 2세대 LED 같은 고광도 중합기에서의 중합수축을 줄일 수 있는 광조사법에 대한 연구는 거의 없다.

따라서 본 연구에서는 기존의 할로겐 광중합기를 이용하여 40초간 조사한 군과 플라즈마 광중합기가 지닌 고강도의 중합군 및 2단계 중합군, LED 광중합 조사 시 일반적인 중합법과 저광도에서 중합을 시작하여 최대 광도로 마무리하는 2단계 중합법으로 각각 복합레진을 중합시킨 후 수축응력을 측정하고 미세경도를 측정하여 중합도를 평가하였으며, 주사전자현미경을 통해 수축양상을 관찰함으로써 완속기시 광조사 방법이 복합레진의 중합 및 수축응력에 미치는 효과를 비교 분석하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험 재료

복합레진은 광중합형 혼성(hybrid) 형인 Z250™(3M ESPE, USA)의 A2 shade를 사용하였으며, 아크릴릭 주형 내면과 복합레진을 접착하기 위한 접착제로는 Single Bond™(3M ESPE, USA)를 사용하였다. 복합레진 중합을 위해 사용된 광조사기는 할로겐 광조사기인 XL 3000™(3M ESPE, USA), 플라즈마 광조사기인 Flipo™(LOKKI, France), 그리고 LED 광조사기인 Elipar Freelight 2™(3M ESPE, USA)를 사용하였다. 중합수축에 의한 응력을 측정하기 위해 TML foil strain gauge®(FLK-1-11-1L, SOKKI, Japan)와 TML Datalogger™(TDS-102, SOKKI, Japan)를 사용하였다.

2. 실험방법

1) 수축응력 측정

(1) 충전용 시편 제작

내경 7 mm, 외경 10 mm의 아크릴릭 관을 각각 2 mm 높이로 자른 후 직경 10 mm, 높이 1.5 mm의 아크릴릭 원판을 아크릴릭 관의 한쪽 바닥에 접착제를 사용하여 접착시켜 와동의 형태를 만든다(Fig. 1).

아크릴릭 주형 내면을 상부 1 mm를 제외한 전면에 scotch tape를 부착시킨 후 Microetcher(Denville engineering Inc., USA)을 이용하여 10초간 50 μm aluminium oxide powder를 이용하여 sandblasting 처리한 다음 scotch tape을 제거하고 전 면을 다시 Microetcher를 사용하여 20초간 sandblasting

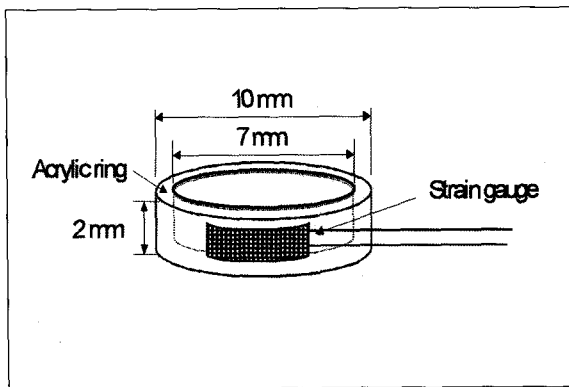


Fig. 1. Dimensions of acrylic mold used in this study

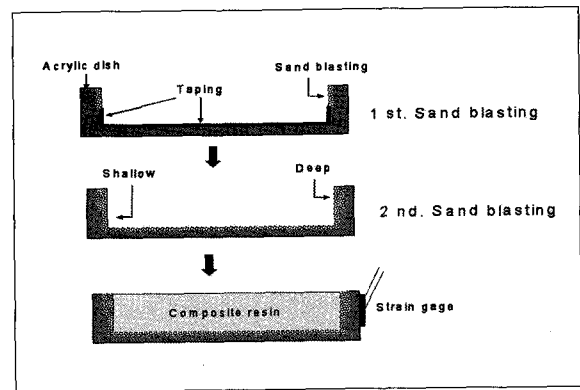


Fig. 2. Cross-sectional view of acrylic mold and patterns of sandblasting

Table 1. Classification of experimental groups according to the light source and the curing mode

Group	Light curing unit	Light source (sec)	Curing time (mW/cm ²)	Light intensity	Manufacturer
I	XL 3000	Halogen	40	400	3M ESPE, USA
II	Flipo	Plasma	6	1300	LOKKI, France
III	Flipo	Plasma	5	650(2s)→1300(3s)	LOKKI, France
IV	Elipar Freelight 2	LED	10	700	3M ESPE, USA
V	Elipar Freelight 2	LED	15	200-700(5s)→700(10s)	3M ESPE, USA

처리하였다(Fig. 2). 이와 같이 2단계 sandblasting 처리를 함으로써 외동 상부의 부식효과를 크게 하여 실제 치아에서 법랑질과 상아질에서의 산부식 특성에 따른 레진과의 접착력을 재현하고자 하였다.

다음 아크릴릭 주형 외면에 스트레인 게이지를 Cyanoacrylate adhesive™(SOKKI, Japan)을 이용하여 부착한다(Fig. 3). 내면에는 Single Bond를 적용한 후 복합레진을 bulk 충전방식으로 충전하여 각 군당 10개의 시편을 만든다.

(2) 광중합 및 스트레인 측정

스트레인 게이지를 Datalogger에 연결한 후(Fig. 4) 충전된 복합레진의 상방 1mm에서 각각의 광중합기를 이용하여 중합하였다. 광조사 시점부터 1초 간격으로 600초간 측정하였으며 측정된 값은 DTDS, THS-7120(SOKKI, Japan) software 프로그램을 통하여 컴퓨터에 저장된 후 엑셀 프로그램으로 변환, 그래프화하여 분석하였다.

(3) 수축응력 산출

측정된 응력값을 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축응력으로 환산하였다.

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

* Elasticity of modulus(Acrylic resin) = 3.0×10³ MPa

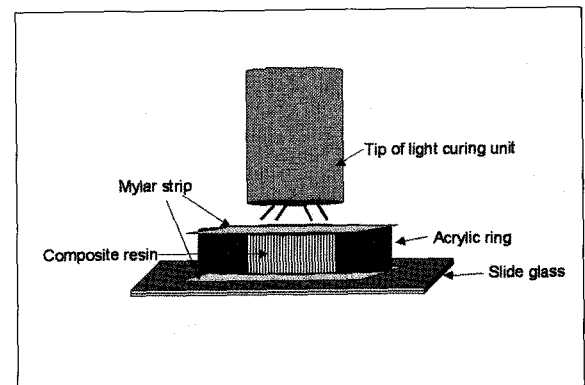


Fig. 3. Schematic drawing of specimen preparation and light curing for measurement of microhardness

2) 미세경도 측정

(1) 시편제작

수축응력 측정 시 사용된 주형과 동일한 크기로 아크릴릭 링을 제작하고 편평한 유리판에 주형을 놓고 기포가 생기지 않도록 주의하면서 주형내부를 레진으로 충전하였다. 상방에 Mylar strip를 놓고 압력을 가하여 편평한 면이 되도록 하였다(Fig. 3). 동일한 복합레진으로 충전하고 각각의 광중합기로 중합 후 실온, 암실에서 24시간 보관하였다.

(2) 미세경도 측정

미세경도는 Wilson® MicroRocwell hardness tester(INSTRON, USA)를 이용하여 Vickers microhardness를 측정하였는데, 이때 50 g의 하중을 시편의 상면과 하면에 15초간 가한 다음 형성된 다이아몬드형 압흔의 길이를 500 배율로 크기를 측정하여 미세경도를 산출하였다. 상면과 하면은 각각 3 부위를 측정하여 평균값을 구하였다.

3) 통계분석

일원분산분석(One-way ANOVA test) 및 T-test를 사용하여 각 군 간의 수축응력과 미세경도의 차이를 검증하였으며, 사후 검증은 Tukey post-hoc test를 이용하여 시행하였다.

4) 주사전자현미경 관찰

수축응력 측정 후 시편을 중단하여 금으로 피복(PS-1200, ParaOne, Korea)하고, 주사전자현미경(XL30 SERIES, Philips Electronic Instruments Inc, USA)으로 1000배 확대하여 레진 수복물과 아크릴릭 주형 계면을 관찰하였다.

Ⅲ. 실험 성적

1. 수축응력 측정

모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 수축량이 감소하는 경향을 보였다(Fig. 4).

60초에서의 수축응력은 I군에서 가장 낮았으며 III군, V군, II군, IV군 순으로 낮게 나타났다(P<0.05)(Table 2). 그러나 III군과 V군에서는 유의할만한 차이가 나타나지 않았다(Table 3).

120초에서는 모든 군에서 수축응력이 60초에 비해 크게 증가하고 있는데, III군에서 1.179로 가장 낮게 나타났으며 다음 II군, V군, I군, IV군 순으로 낮게 나타났다(P<0.05)(Table 2, 3).

240초에서는 III군에서 1.390으로 가장 낮게 나타났으며(P<0.05) 다음 II군과 V군이 각각 1.660과 1.720로 비슷하게 낮았으며 I군과 IV군이 각각 2.010과 2.040으로 가장 크게 나타났다(Table 3).

480초와 600초에서는 수축응력의 증가 폭이 완만하였고 좁

았으며, III군, II군, V군, I군, IV군 의 순으로 수축응력 값이 낮았으며(Table 2), II군과 V군을 제외한 다른 군들은 서로 유의할만한 차이를 보였다(P<0.05)(Table 3).

2. 미세경도 측정

모든 군에서 상면이 하면에 비해 유의하게 높은 미세경도를 나타냈다(P<0.05)(Table 4)(Fig. 5). 상면에서는 I군이 106.71, V군 107.78로 가장 높은 미세경도 값을 나타냈다(P>0.05). II군과 III군은 각각 87.47과 86.63으로 다른 군에 비해 낮은 미세경도 값을 보였다(P<0.05)(Table 4, 5). 하면에서는 V군과 I군간이 각각 85.51과 84.02로 높게 나타났으며 다음 IV군, II군, III군 순으로 나타났다(P<0.05). 그러나 I군 IV군 사이에는 통계학적으로 유의할만한 차이를 보이지 않았다(Table 4, 5).

3. 수복물과 아크릴릭 주형 계면의 주사전자현미경 관찰

절단한 시편의 상면과 하면에서 아크릴릭 주형 내면과 접착제 그리고 레진사이 계면의 접착 형태를 관찰하였다.

모든 군에서 두 번 sandblasting처리 한 상면에서는 유사한 결합 형태를 보였고 틈의 형성이 거의 관찰되지 않았다(Fig. 6~10).

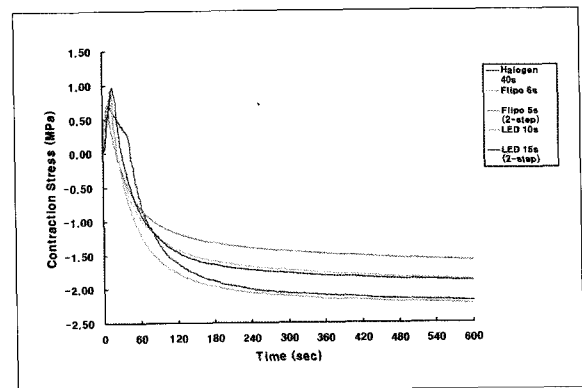


Fig. 4. Contraction stress(MPa) development curves in each group during 10 minutes.

Table 2. Contraction stress value (Mean ± SD) of each group according to measuring time(Unit : MPa)

Group	I	II	III	IV	V
60 sec	0.714 ± 0.016	0.953 ± 0.018	0.830 ± 0.042	1.210 ± 0.050	0.869 ± 0.087
120 sec	1.614 ± 0.018	1.420 ± 0.047	1.179 ± 0.059	1.760 ± 0.004	1.445 ± 0.015
240 sec	2.010 ± 0.145	1.660 ± 0.013	1.390 ± 0.016	2.040 ± 0.017	1.720 ± 0.016
480 sec	2.126 ± 0.513	1.824 ± 0.126	1.539 ± 0.056	2.184 ± 0.107	1.844 ± 0.177
600 sec	2.180 ± 0.081	1.827 ± 0.123	1.585 ± 0.135	2.223 ± 0.105	1.880 ± 0.004

Table 3. Statistical comparison of contraction stress of each group

Time	Group comparison	I	II	III	IV	V
60 sec	I					
	II	*				
	III	*	*			
	IV	*	*	*		
	V	*	*	-	*	
120 sec	I					
	II	*				
	III	*	*			
	IV	*	*	*		
	V	*	*	*	*	
240 sec	I					
	II	*				
	III	*	*			
	IV	-	*	*		
	V	*	-	*	*	
480 sec	I					
	II	*				
	III	*	*			
	IV	*	*	*		
	V	*	-	*	*	
600 sec	I					
	II	*				
	III	*	*			
	IV	*	*	*		
	V	*	-	*	*	

Table 4. Mean Vickers hardness numbers and the statistical analysis of mean value between upper and lower surface

Group	VHN (Mean ± SD)		Microhardness rate	P value by Paired t-Test
	Upper	Lower		
I	106.71 ± 2.33	84.80 ± 3.98	0.80 ± 1.70	0.000
II	87.47 ± 0.72	61.94 ± 2.96	0.71 ± 4.11	0.000
III	86.63 ± 1.47	56.59 ± 1.75	0.65 ± 1.19	0.000
IV	103.56 ± 2.44	82.41 ± 1.17	0.80 ± 0.48	0.000
V	106.83 ± 1.11	86.66 ± 1.76	0.81 ± 1.58	0.000

VHN : Vickers hardness number

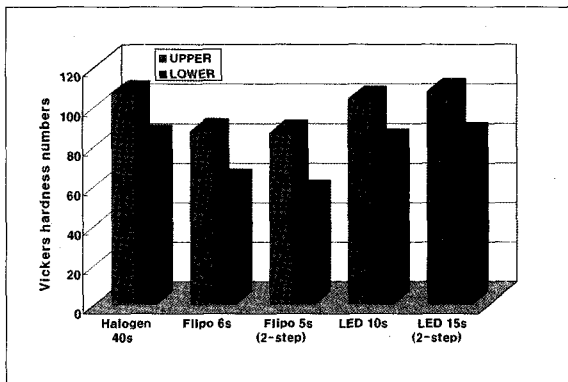


Fig. 5. Mean Vickers hardness numbers of upper and lower surfaces in each group.

Table 5. Statistical analysis of Vickers hardness numbers among groups

Group	Post-Hoc Analysis (Tukey HSD)			
	Subset level			
	1	2	3	4
UPPER	III	86.63		
	II	87.47		
	IV		103.76	
	I			106.71
	V			107.78
P value	0.873	1.000	0.741	
LOWER	III	56.59		
	II		61.94	
	IV			82.10
	I			84.02
	V			85.51
P value	1.000	1.000	0.445	0.681

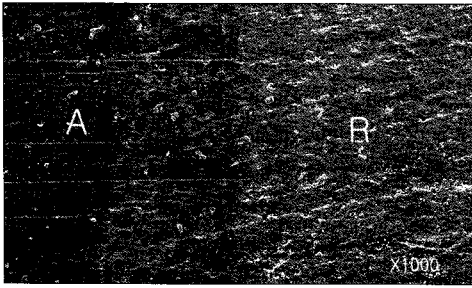


Fig. 6. Resin-acrylic interface of specimen cured by conventional halogen light source ($\times 1000$). It showed the proper marginal sealing between composite resin(R) and acrylic mold(A).

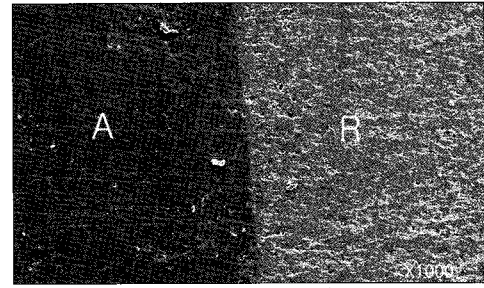


Fig. 7. Resin-acrylic interface of specimen cured by plasma light source($\times 1000$).

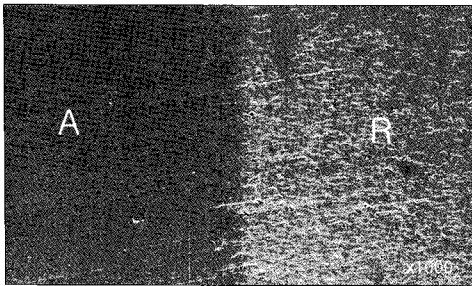


Fig. 8. Resin-acrylic interface of specimen cured by plasma light with soft-start($\times 1000$).



Fig. 9. Resin-acrylic interface of specimen cured by LED light source($\times 1000$).

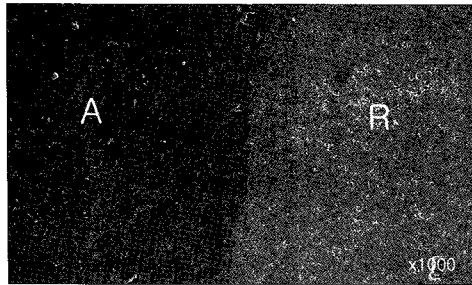


Fig. 10. Resin-acrylic interface of specimen cured by LED light with soft-start ($\times 1000$). Interface showed the similar marginal sealing to the that of specimen cured by conventional halogen light source.

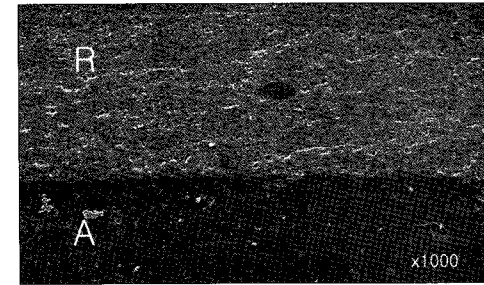


Fig. 11. Resin-acrylic interface of bottom surface in specimen cured by conventional halogen light source ($\times 1000$). Interface showed better marginal sealing than that of plasma light and one-step LED light curing.

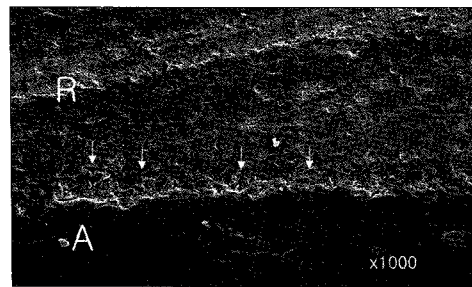


Fig. 12. Resin-acrylic interface at the bottom of specimen cured by plasma light source ($\times 1000$). Interface showed the micro crack(arrow) and increased roughness of composite resin. And resin-acrylic interface was observed marginal gap formation.

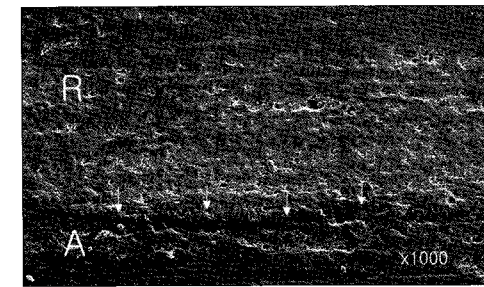


Fig. 13. Resin-acrylic interface of bottom surface in specimen cured by plasma arc light with soft-start ($\times 1000$). Interface showed worse marginal sealing than that of cured by one-step plasma light source(arrow).

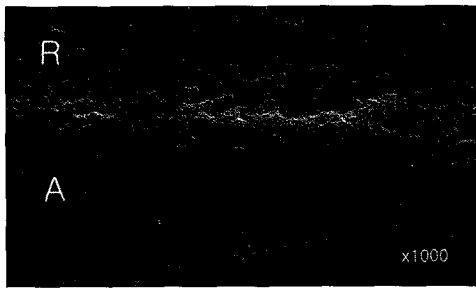


Fig. 14. Resin-acrylic interface of bottom surface in specimen cured by LED light source ($\times 1000$). marginal gap was observed in this interface.

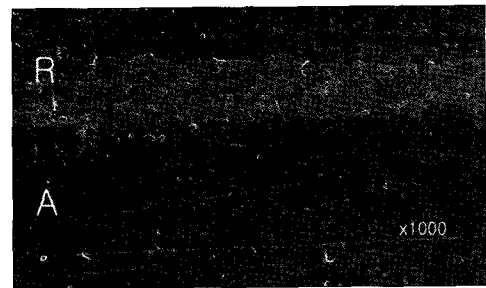


Fig. 15. Resin-acrylic interface of bottom surface in specimen cured by LED light with soft-start ($\times 1000$). Interface cured by LED light with soft-start showed better marginal sealing than that of cured by plasma and one-step LED light.

I 군에서는 상하면 모두 틈이 관찰되지 않았다(Fig. 11). II 군에서는 틈 형성이 하면에서 관찰되었으며 레진 층에서 미세 균열과 기포가 관찰되었다(Fig. 12). III 군에서도 하면에서 보다 뚜렷한 틈이 관찰되었으며 레진층에서 거칠기의 정도가 II 군보다 심하게 나타났다(Fig. 13). IV 군의 하면에서는 레진층이 아크릴릭 계면에서 탈락된 형태의 틈이 관찰되었다(Fig. 14). V 군에서는 상하면 모두 틈의 형성이 관찰되지 않았고 결합형태는 I 군과 유사하였다(Fig. 15).

IV. 총괄 및 고안

복합레진의 사용이 증가하면서 재료 자체의 물리적인 성질 개선과 임상적인 성공을 높이기 위해 중합 광원에 대한 연구가 활발히 이뤄져왔으며, 기존의 할로겐 광이 가지고 있는 열발생, 낮은 중합효율, 긴 조사시간 등의 문제를 개선시킬 수 있는 새로운 광원으로 플라즈마 광과 LED 광 등이 소개되고 있다^{26,27}.

최근에 소개되어 주목 받고 있는 LED 광원은 개시제인 camphoroquinone를 활성화시키는 470 nm 영역에서 작동하고 20 nm 정도의 좁은 파장대를 가지고 있어서 복합레진을 중합시키는데 꼭 필요한 파장의 빛만을 선택적으로 방출하여 기존의 할로겐보다 에너지 효율이 높다고 하였다²⁸⁻³⁰.

Mills 등³¹의 실험에 의하면 122, 561, 831 mW/cm²의 광도를 갖는 LED 광중합조사기와 532 mW/cm²의 광도를 갖는 할로겐광조사기로 중합하여 각 시편의 중합깊이와 압축강도를 측정한 결과 122 mW/cm²의 LED 광중합기로 중합한 레진은 할로겐광조사기로 중합한 군보다 중합깊이와 압축강도가 떨어졌으나 나머지 두 광도의 LED 광중합 조사기로 중합한 레진은 할로겐 광중합 조사기와 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다고 하였으며 또한 LED가 높은 에너지 효율을 가졌다 하더라도 300 mW/cm² 이하의 광도를 가진 LED 광은 기존의 할로겐과 비교하여 중합깊이와 중합률 면에서 낮은 값을 갖는다고 하였다. 또한 Kurachi 등²⁶은 1 mm 이상의 깊이에서는 중합시간보다 광강도에 의해 더 영향을 받아 낮은 광도의 LED 광조사

기로 2 mm의 시편을 중합 시 하면의 불충분한 중합을 보고하였다.

따라서 이를 개선시키기 위해 기존의 할로겐광과 유사한 광강도를 가진 1세대 LED 광중합기에서 최근에는 강도를 두배 이상 증가시킨 제 2세대 LED 광중합기가 새롭게 개발되었으나 광도가 증가하면서 전환율이 빨라져 수축량 또한 증가하는 문제가 야기되었다.

이를 보완하기 위해 처음에는 낮은 광도로 1차 광조사하여 중합수축 응력을 최소화한 후 높은 광도로 2차 광조사하는 완속기시 광조사법이 소개되고 많은 연구들이 이뤄져왔으나^{16,21,32,33}, 고풍도 플라즈마 광이나 2세대 LED 광에서의 단계별 광조사법에 따른 수축응력에 관한 연구는 그리 많지 않다.

따라서 본 연구에서는 기존의 할로겐 광중합기로 중합한 군과 고풍도의 플라즈마 광, 2세대 LED 광 각각의 기본적인 제조회사의 권장 중합방법 및 시간으로 중합한 군, 두 광원의 단계별 방식인 완속기시 방식으로 중합한 군에 따른 수축응력과 중합률, 수축양상을 비교, 평가하였다.

중합수축의 측정은 주로 mercury dilatometer³⁴, water dilatometer³⁵를 사용하여 체적변화를 측정하거나, 중합 전후의 비중변화를 정밀분석저울로 측정³⁶함으로써 이루어졌다. 그러나 이들 방법은 매우 번거롭고 온도변화에 민감하며 보다 간편한 방법으로 선형가변차동변압기(LVDT, liner variable differential transformer)³⁷, 변위측정 센서를 이용하여 선형 중합수축을 측정한 후 체적중합수축으로 환산하는 스트레인게이지법^{2,38}, linometer³⁹ 등이 사용되었으며, 본 실험에서는 스트레인게이지법을 사용하였다.

모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창이 일어났으며 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 감소량이 줄어드는 경향을 보였는데 이는 여러 선학들의 연구 결과와 일치하는 것으로 초기 팽창은 중합 시 광중합기에서 발생하는 열에 의한 재료의 일시적 팽창일 것으로 사료된다.

초기 수축량은 60초에서 단일광도의 LED 10초군이 가장 높았으며, 120초 이후에는 단일광도의 LED 10초군, 할로겐 광

40초군, 완속기시 LED 15초군, 단일 광도의 플라즈마 광 6초군, 완속기시 플라즈마 광 5초군 순으로 높은 수축률을 보였다.

동일한 광원에서 각각의 다른 중합방식에 따른 수축률을 비교하였을 때 LED광의 완속기시 중합군이 단일 광도의 LED 중합군보다 낮은 수축률을 보였으며 플라즈마 광에서도 완속기시 중합군이 단일 광도의 플라즈마 광 중합군과 비교하여 낮은 수축값을 보였다($p < 0.05$). 이는 Yoshikawa 등⁴⁰⁾의 연구 결과와 일치하는 것으로 본 실험에서는 플라즈마 광과 2세대 LED 광 사용 시 완속기시 중합방식이 수축응력을 감소시켰다.

중합속도를 감소시키기 위해 낮은 광도로 복합레진을 중합한 경우 수축응력 감소와 변연적합성은 다소 개선할 수 있으나, 복합레진의 중합률도 감소해 미세경도 압축강도 및 굴곡강도 등 물성이 약화되고 마모저항성과 파괴저항성이 낮아질 수 있으며 미반응 잔류단량체가 증가하여 생체친화성의 문제도 유발할 수 있다⁴¹⁾. 따라서 수축응력의 감소가 중합률에 어떠한 영향을 미쳤는가에 대한 부가적인 실험이 필요하리라 사료되며 본 실험에서는 표면의 미세경도 측정법으로 중합도를 평가하였다.

Pilo와 Cardash⁴²⁾는 표층과 바닥에서의 경도비는 0.8이상 이 되도록 할 것을 추천하였는데, 할로겐 광 40초 중합군, 완속기시 LED 중합군과 단일광도의 LED 중합군 세군 모두 이를 만족하여 중합이 충분히 이루어졌음을 알 수 있었다. 상면에서 할로겐 광으로 40초 조사한 군과 완속기시 LED 중합군이 다른군에 비해 유의할만하게 높은 경도값을 보였으며 두 군 간에는 차이가 없었다. 하면에서도 할로겐 광으로 40초 중합한 군과 완속기시 LED 중합군은 유사한 경도값을 보였고 단일 광도의 LED 10초 중합군과 비교하여 높은 경도값을 나타냈다.

따라서 완속기시 LED 중합군은 중합률의 감소 없이 수축응력을 감소시킨 것으로 나타났으며 중합시간 면에서 기존의 할로겐보다 유리할 것으로 사료된다.

반면 플라즈마 광으로 중합한 두 군은 상면과 하면의 미세경도 값이 다른 세군에 비해 유의할만하게 낮았으며 하면의 미세경도 값이 상면의 80%에 미치지 못함으로 불충분한 중합을 나타냈다.

중합수축에 관하여 Duret⁴³⁾은 할로겐 광을 사용하는 느린 중합은 불완전하게 중합된 분자들이 다른 분자들 사이로의 침투를 야기하는데 반해 플라즈마 광에 의한 빠른 중합은 이러한 분자 내 재구조화나 분자구조의 재확산을 감소시켜 오히려 수축을 줄인다는 가설을 보고한 바 있다. 이는 플라즈마 광이 높은 광도를 가지나 상대적으로 짧은 중합시간으로 인해 불충분한 중합이 일어났으며 수축률 면에서 중합이 매우 급속하게 일어남으로 그에 따른 높은 중합수축이 발생 할 수 있으나 불충분한 에너지 밀도로 인해 단량체전환율 감소를 초래하여 전체적인 중합수축이 감소된 것으로 사료된다.

또한, 단일 광도로 플라즈마 광을 6초 조사한 군에 비해 완속기시 광조사법으로 조사한 군이 상대적으로 낮은 수축응력을 보였으나 이것은 완속기시 광조사법으로 인한 수축응력의 감소라기보다는 낮은 중합에 따른 중합수축의 감소일 것으로 사료

된다.

중합수축으로 인해 발생될 수 있는 여러 가지 문제점 중의 하나가 잔류응력의 축적으로 인해 치아와 재료 사이의 미세한 틈을 형성할 수 있다는 것이다.

Yoshikawa 등⁴¹⁾은 초기 저광도(270 mW/cm^2)로 10초간 중합한 다음, 나머지 50초간 최대 광도(600 mW/cm^2)로 중합시킨 완속기시 방식이 가장 우수한 변연 적합도와 가장 적은 중합수축응력을 보였다고 보고하였다.

Obici 등⁴⁴⁾은 주사전자 현미경 검경을 통한 중합수축에 의해 형성된 틈의 평균 크기를 판별한 결과 완속기시 방식이 $13.26 \mu\text{m}$ 로 연속적인 중합방식의 $15.88 \mu\text{m}$ 보다 적었음을 보고하였다.

반면, Friedl 등²⁰⁾은 저광도로 중합을 개시해도 변연 적합도에는 아무런 영향을 주지 않는다는 상반된 결과를 보고하기도 하였다.

본 연구에서는 각각의 광원과 광중합법에 따른 수축응력으로 인한 미세한 틈의 형성을 주사전자현미경을 통하여 관찰하였다.

모든 군의 상면에서 레진과 아크릴릭 계면 사이에 틈 형성이 보이지 않았다. 이는 2회의 sandblasting 처리로 인한 결합강도의 증가와 광원과 중합 방식에 따른 차이가 표층의 응력발생으로 인한 틈 형성에는 영향을 미치지 않았기 때문이라고 사료된다.

할로겐 광 40초군의 하면에서는 틈 형성이 관찰되지 않았고 완속기시 LED 광중합군도 이와 유사한 결합형태를 보였다. 반면 단일광도의 LED 10초군과 단일 광도의 플라즈마 광 6초군, 완속기시 플라즈마 광중합군에서 미세한 균열과 틈이 관찰되었다. 단일광도의 LED 10초군에서 레진의 표면은 할로겐 광으로 중합한 군과 완속기시 LED 광중합군과 유사하게 매끈한 표면을 나타내고 있지만, 플라즈마 광으로 중합한 군은 레진 자체에서도 기포와 균열이 발견됨을 알 수 있었고, 완속기시 플라즈마 광중합군에서 보다 뚜렷하게 관찰되었다.

단일광도의 LED 10초군에서는 광중합 후 발생하는 수축응력에 의해 접착층이 지속적으로 압력을 받아 변성되고 응력이 집중되어 접착의 파괴가 일어나서 생긴 틈이라고 할 수 있다.

그러나 플라즈마 광에서 야기된 미세한 틈은 레진과 아크릴릭 계면 사이의 수축응력에 의한 접착의 파괴로 야기되었다기보다는 짧은 중합시간으로 인한 레진 자체의 불충분한 중합으로 생성된 것으로 사료된다.

실제적인 중합 수축량에 영향을 주지 못한 것은 불충분한 중합으로 인한 느린 중합속도가 아크릴릭 계면에 가해지는 수축응력을 상쇄시켰기 때문일 것이라고 생각된다.

본 연구를 통해 중합수축 측면과 중합도 면에서 LED의 완속기시 광중합군이 다른 군에 비해 우수하며 변연적합성에서도 유리함을 알 수 있었다.

하지만 LED는 camphoroquinone에 한정된 파장영역을 가지고 있어서 1-phenyl-1,2-propan-edione(최대흡수파장 410 nm) bisacylphosphine oxide, triacylphosphinenoxide(최대

흡수과장 320-390 nm) 등의 광개시제를 사용하는 복합레진 중합 시엔 낮은 중합률을 보이는 것이 개선해야할 문제점으로 남아있다.

Yap 등⁴⁵⁾의 실험에서 기존의 할로겐 광과 LED 광원에 따라서 레진을 중합 후 레진시편을 치수 내 섬유모세포와 함께 배양시켜 세포독성에 미치는 영향에 대해 연구한 결과 할로겐 광에 비하여 LED 광으로 중합한 레진의 시편이 세포독성을 증가시킴을 보고하였다.

Gianrico 등⁴⁶⁾은 상아질 접착제에 할로겐 광과 LED 광으로 각각 40초간 중합한 후 유출되는 미반응 모노머를 내피세포에 적용시켰을 때 할로겐 광보다 LED 광이 2배 정도 더 높은 세포독성을 보였고 oxidative stress 또한 LED가 높은 수치를 보였음을 보고하였다.

대부분의 연구들이 광원에 따른 미반응 모노머의 유출에 의한 세포독성을 보고하였지만^{45,47)} 광원을 직접적으로 세포에 조사하였을 때의 세포독성에 관한 연구도 필요할 것이다.

더 나아가 수축응력과 중합률에 유리한 결과를 보인 완속기시 광중합법이 미반응 모노머의 유출에서 단일 광조사법과 비교하여 어떠한 상관관계를 보이며 세포독성 측면에서 직, 간접적인 영향에 대한 연구가 향후 필요하리라고 사료된다.

V. 결 론

기존의 할로겐 광중합기를 이용하여 40초간 조사하여 복합레진을 중합한 경우와 플라즈마 광중합기를 이용한 고강도의 중합 및 완속기시 중합 방식, 그리고 LED 광중합기를 이용한 통법의 중합과 완속기시 중합 방식으로 복합레진을 중합하여 발생하는 수축응력을 비교하고 미세경도를 측정하여 중합률의 평가와 함께 주사전자현미경을 통해 레진과 아크릴릭 주형사이의 계면에서의 복합레진의 수축양상을 관찰하여 수축응력을 줄이는데 효과적인 광조사 방식을 분석, 평가한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축응력의 증가를 보였고 시간이 지날수록 수축응력의 증가가 완만해지는 경향을 보였다 (P<0.05).
2. 60초에서의 수축응력은 IV군에서 가장 높았으며 I군이 다른 군에 비해 낮은 수축응력을 나타냈으며 (P<0.05), III군과 V군에서 두 군 간의 차이는 없었다 (P>0.05).
3. 120초에서는 모든 군에서 수축량의 증가가 크게 나타나는데 I군과 IV군에서 가장 급격한 수축응력의 증가를 보였으며 III군이 가장 완만한 수축응력의 증가를 보였고 각 군 간에는 모두 유의할만한 차이를 보였다 (P<0.05).
4. 240초에서는 III군에서 가장 낮게 나타났으며 (P<0.05), I군과 IV군이 가장 크게 나타났다 (P<0.05).
5. 480초와 600초에서는 수축응력의 감소의 폭이 좁았으며 III군, II군, V군, I군, IV군의 순으로 수축응력 값이 낮

았으며, II군과 V군을 제외한 다른 군들은 차이를 보였다 (P<0.05).

6. 상면에서는 I군과 V군이 가장 높은 미세경도 값을 나타냈으며 (P<0.05), II군과 III군은 다른 군에 비해 낮은 미세경도 값을 보였으나 차이는 없었다 (P>0.05).
7. 하면에서는 V군과 I군이 높게 나타났고 IV군, II군, III군 순으로 높게 나타났다 (P<0.05).
8. 상면 모두 틸의 형성이 관찰되지 않았고 유사한 결합형태를 나타냈으며, I군과 V군은 상면, 하면 모두 틸이 관찰되지 않았다. II군과 III군에서는 틸의 형성과 레진층에서 균열과 기포 등을 관찰할 수 있었다. IV군 하면에서는 접착제와 레진이 아크릴릭 계면에서 탈락된 형태의 틸을 관찰하였다.

이상의 연구결과에 따르면 기존의 할로겐 광 보다 2배 이상의 높은 광도를 가진 LED 광을 이용하여 단일 광도 및 완속기시 광중합 방식으로 복합레진을 중합할 경우 광도의 증가로 인한 중합률의 증가되었으며 제 1세대 LED 광보다 짧은 중합시간으로 인한 시술 시간의 단축을 가져 올 수 있다.

광도의 증가에 따른 중합 수축량의 증가 역시 완속기시 중합 방식을 사용할 경우 단일 광도의 중합 방식에 비해 수축응력을 감소시킬 수 있고 적절한 적합도를 보임으로써 임상적으로 고광도 LED의 광중합기의 경우 완속기시 중합 방식의 사용이 유리하다고 사료된다.

참고문헌

1. Feilzer A, de Gee AJ, Davidson CL : Curing contraction of composites and glass ionomer cements. J Prosthet Dent, 59:297-300, 1998.
2. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, et al. : Effects of polymerization contraction in composite restoration. J Dent, 20:178-182, 1992.
3. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL : Polymerization contraction and conversion of light curing bis GMA-based methacrylate resin. Biomaterials, 14:871-875, 1993.
4. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL : Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. Oper Dent, 23:87-93, 1998.
5. Gerzina TM, Hume WR : Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomer through dentine in vitro. J Dent Res, 74:369-373, 1995.
6. Geurtsen W : Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci, 106:687-695, 1998.
7. Hamid A, Okamoto A, Iwaku M, et al. : Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. J Oral Rehabil, 25:94-98, 1998.

8. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives, *J Dent*, 25:435-440, 1997.
9. Condon JR, Ferracane JL : Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*, 18:3807-3815, 2002.
10. Condon JR, Ferracane JL : Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater*, 14:256-260, 1998.
11. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63:146-148, 1984.
12. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, et al. : The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*, 25:436-442, 1998.
13. Chan KC, Boyer DB : Curing light activated composite resin through dentin. *J Pros Dent*, 54:643-645, 1985.
14. Lutz F, Kreejei I, Luescher B, et al. : Improved Proximal margin adaptation of Class II composite restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence Int*, 17:659-670, 1998.
15. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH : Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft-start polymerization. *J Dent*, 25:321-330, 1997.
16. Uno S, Asmussen A : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*, 99:440-444, 1991.
17. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curis JW Jr : Effect of light intensity and duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19:26-32, 1994.
18. Bouschlicher MR, Heiner AD : Polymerization shrinkage force with xenon short arc or QHT photoillumination. *J Dent Res*, 80:253, 2001.
19. Haitz RH, Craford MG, Wiessman RH : Handbook of optics. vol 2, McGraw Hill, New York, p121-129, 1994.
20. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, et al. : Marginal adaptation of class V restorations with and without soft-start polymerization. *Oper Dent*, 25:26-32, 2000.
21. Goracci G, Mori G, Casa de' Martinis L : Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int*, 27:355-362, 1996.
22. Suh BI, Cripe CA, Yin R : Light intensity and exposure time effects on light cured composites. *J Dent Res*, 77:(Abst. No. #73), 1998.
23. Burgess JO, DeGoes M, Walker R, et al. : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11:125-133, 1999.
24. Yap AU, Ng SC, Siow KS : Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 26:260-266, 2001.
25. St-Georges AJ, Swift EJ Jr, Thompson JY, et al. : Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent*, 27:410-417, 2002.
26. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, et al. : Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17:309-315, 2001.
27. Tarle Z, Knezevic A, Meniga A, et al. : Temperature rise in composite samples cured by superbright light emitting diodes. *J Dent Res*, 77:(Abstr. No.#433), 1998.
28. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, et al. : Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes(LED). *Dent Mater*, 16:41-47, 2000.
29. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH : Dental composite depth of cure of halogen lamp and blue light emitting diode technology. *Brit Dent J*, 186:388-391, 1999.
30. Nakamura S : The role of structural imperfections in InGaN-based blue light emitting diodes and laser diodes. *Science*, 14:955-961, 1998.
31. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, et al. : High power light emitting diode arrays halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness compressive strength and radiometric properties. *Biomater*, 23:2955-2963, 2002.
32. Dennison JB, Yaman P, Seir R, et al. : Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Pros Dent*, 84:499-505, 2000.
33. Koran P, Kurschner R : Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent*, 11:17-22, 1998.
34. Penn RW : A recording dilatometer for measuring polymerization shrinkage. *Dent Mater*, 2:78-79, 1986.

35. Lai JH, Johnson AE : Measuring polymerization shrinkage of photo activated restorative materials by a water filled dilatometer. *Dent Mater*, 9:139-143, 1993.
36. Puckett AD, Smith R : Method to measure the polymerization shrinkage of light cured composites. *J Prosthet Dent*, 68:56-8, 1992.
37. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composite determined with a linometer. *Dent Mater*, 9:11-14, 1993.
38. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res*, 68:977(abstr. #885), 1989.
39. Park SH, Krejci L, Lutz F : Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe type composite. *Dent Mater*, 15:442-446, 1999.
40. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J : A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater*, 17:359-366, 2001.
41. Park SM, Shin DH : Microhardness and microleakage of composite resin according to the change of curing light intensity. *J Korean Academy of Conserv Dent*, 26:363-371, 2001.
42. Pilo R, Cardash HS : Post irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*, 8:299-304, 1992.
43. Duret F : A clinical comparison of a plasma-based curing source and conventional halogen lamps. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1:1-3, 1998.
44. Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, et al. : Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent*, 27:192-198, 2002.
45. Yap AU, Saw TY, Cao T, et al. : Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing light. *Oper Dent*, 29:92-99, 2004.
46. Gianirico S, Marco A, Sandro R : Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED light. *Clin Oral Invest*, 8:81-85, 2004.
47. Yap AU, Han VT, Soh MS, et al. : Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Oper Dent*, 29:448-453, 2004.

Abstract

EFFECT OF SOFT-START LIGHT CURING ON THE POLYMERIZATION AND THE CONTRACTION STRESS OF COMPOSITE RESIN

You-Min Wee, You-Hyang Oh, Nan-Young Lee, Chang-Seop Lee, Sang-Ho Lee

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to evaluate the influence of soft-start light curing on contraction stress and hardness of composite resin.

Composite resin mold was cured using the one-step continuous curing method with three difference light sources: conventional halogen light curing for 40 seconds at 400 mW/cm², plasma arc light curing for 6 seconds at 1300 mW/cm² and LED light curing for 10 seconds at 700 mW/cm². For the soft-start curing method ; 2 seconds light exposure at 650 mW/cm² followed by 3 seconds at 1300 mW/cm² and exponential increase with 5 seconds followed by 10 seconds at 700 mW/cm² were used.

Contraction stress was measured using strain gauge method and Vickers hardness was measured 24 hours after polymerization at the top and bottom of specimens.

Resin-acrylic interfaces were observed using a scanning electron microscope(SEM).

The results of present study can be summarized as follows:

1. Contraction stresses at 10 min after polymerization were significantly reduced with the soft-start curing both in plasma and LED light sources($P<0.05$).
2. Plasma light curing with soft-start resulted in not only the lowest contraction stress, but also the lowest hardness($P<0.05$).
3. LED light curing with soft-start showed lower contraction stress than the one-step continuous halogen and LED light curing($P<0.05$).
4. Microhardness of specimens cured by LED light with soft-start was equivalent to that of cured by the one-step continuous halogen and LED light($P>0.05$).
5. Curing by LED light with soft-start and conventional halogen light resulted in better marginal sealing than plasma light and one-step LED light curing.

Key words : Soft-start light curing, Contraction stress, Microhardness