[UCI]I804:24011-200000232871

2006년 2월
박사학위 논문

단계별 광중합 방식이 복합레진 수복물의 수축 응력과 변연 접합도에 미치는 영향

조 선 대 학 교 대 학 원
치 의 학 과
박 종 휘

단계별 광중합 방식이 복합레진 수복물의 수축 응력과 변연 접합도에 미치는 영향

Effect of step curing on the contraction stress and marginal adaptation of resin restoration

2006년 2 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원
치 의 학 과
박 종 휘

단계별 광중합 방식이 복합레진 수복물의 수축 응력과 변연 접합도에 미치는 영향

지도교수 이 상 호

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함

2005년 10월 일

조 선 대 학 교 대 학 원
치 의 학 과
박 종 휘

박종휘의 박사학위 논문을 인준함

위원장	전북대학교	교수	백 병 주	인
위원	경북대학교	교수	김 영 진	인
위원	조선대학교	교수	이 상 호	인
위원	조선대학교	교수	윤 정 훈	인
위원	조선대학교	교수	이 난 영	인

2005년 12 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

목 차

도·표 목차 ---------- i

영문초록 ---------- v

I. 서 론 ---------- 1

Ⅱ. 실험재료 및 방법 ---------- 3

Ⅲ. 실험성적 ---------- 6

Ⅳ. 총괄 및 고안 ---------- 12

Ⅴ. 결 론 ---------- 15

참고문헌 ---------- 16

표 목 차

Table 1. Classification of experimental groups according to light source and curing mode 4
Table 2. Contraction stress value(mean±S.D.) of each group according to measuring time 5

도 목 차

Fig. 1. Cavity dimensions and experimental conditions. 3
Fig. 2. Curing modes of light curing unit in this study 4
Fig. 3. Strain gauge attaching to the tooth and TML Datalogger™ (TDS-102, SOKKI, Japan) 5
Fig. 4. Contraction stress(MPa) development curves in each group during 15 minutes. 6
Fig. 5. Comparison of contraction stress values in Filtek Z-250™ groups according to the method of curing. 7
Fig. 6. Comparison of contraction stress values in Filtek flow™ groups according to the methods of curing. 8
Fig. 7. Fig. 7. Comparison of contraction stress values between Filtek Z-250™ and Filtek flow™ in each method for curing 8
Fig. 8. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 1) Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 9. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 1) Arrow showed the irregular marginal seal between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 10. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 2) Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 11. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 2) Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 12. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 3) Arrow showed the thick adhesive layer with tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 13. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 3) Arrow showed the gap formed between resin(R) and dentin(D) 10
Fig. 14. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 4) Arrow showed thick adhesive layer with the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 11
Fig. 15. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 4) Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 11
Fig. 16. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 5)

Arrow showed tight marginal seal with thick adhesive layer 11
Fig. 17. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 5)
Arrow showed the small gap formed between resin(R) and dentin(D) 11
Fig. 18. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 6)
Arrow showed the hybrid layer with tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 11
Fig. 19. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 6)
Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D) 11

ABSTRACT

Effect of step curing on the contraction stress and marginal adaptation of resin restoration

Jong Whi Park, D.D.S., M.S.D
Advisor : Prof. Sang-Ho Lee D.D.S., M.S.D., Ph. D
Department of Dentistry, Graduate School of Chosun University

The purpose of this study was to investigate the effect of step-curing mode on polymerization shrinkage and contraction of composite resin restoration. Class I cavities were prepared on the extracted human premolars. The cavities were filled with Filtek Z-250™(hybrid resin, 3M ESPE, USA) and Filtek flow™(flowable resin, 3M ESPE, USA) and cured with one of the following irradiation modes; Halogen 40sec with continuous curing, LED 10 sec with continuous curing, and LED 13 sec with step-curing.

Contraction stress was measured with strain gauge which was connected to TML Datalogger™(TDS-102, SOKKI, Japan) and resin-dentin interfaces were observed by scanning electron microscope.

The results of present study can be summarized as follows:

1. Composite resin restoration showed transient expansion just after irradiation of curing light. Contraction stress was increased rapidly at the early phase of polymerization and reduced slowly as time elapsed ($P<0.05$).
2. Filtek flow™ showed lower contraction stress than Filtek Z-250™ regardless of curing modes.
3. LED step-curing mode showed lowest contraction stress in Filtek Z-250™ compared with other curing modes($P<0.05$).
4. LED step-curing mode showed lowest contraction stress in Filtek flow™ compared with other curing modes($P<0.05$), but difference in contraction stress was not so greate as in Filtek Z-250™.
5. Polymerization of composite resin by LED light with step-curing mode and halogen light with continuous mode resulted in better marginal sealing than LED light with continuous mode.

On the basis of above results, we think that LED light with step-curing mode will provide the reduction of polymerization contraction stress and the proper marginal seal of composite resin restoration.

I. 서 론

심미성이 우수하면서 조작성이 크게 개선된 광중합형 복합레진이 개발된 이후 치과 수복 분야는 비약적으로 발전되었다. 그러나 복합레진이 중합시 수축하는 특성으로 인해[1-3] 여러 가지 임상적 문제점을 야기한다는 것은 주지된 사실이며[2,4] 아직도 이에 대한 확실한 개선은 이루어지지 않고 있다.

복합레진의 중합시 발생하는 수축은 수복물 주위의 치질에 응력을 발생시켜 레진과 치질과의 접합을 붕괴시키므로써 술 후 과민증, 변연누출, 그리고 이차 우식을 발생시키는 원인 요소로 작용한다[5,6].

이와 같은 중합수축을 줄이고자 하는 여러 가지 시도가 이루어지고 있는데, 재료적인 개선 이외에 여러 임상적 방법이 제시되고 있다. 와동의 디자인[3,7,8]과 레진 충전법[9-12], 흐름성과 탄력이 좋은 유동성 레진을 이장하는 방법[8,13-16,24], 조사 광의 강도를 조절하는 광조사 방법의 변형[17-23] 등이 사용되고 있다.

적층충전법(incremental placement technique)은 현재까지 중합 수축을 줄이는 방법 중의 하나로 알려져 있다[24,25], 적층충전은 와동에 레진을 충전할 때 여러번 나누어 충전과 중합을하는 방법으로 중합동안 와동 벽과의 접촉을 줄이고 한번에 더 적은 양을 중합함으로서 수축을 줄이고자 하는 방법이다. 그러나 적층충전이 미세누출을 줄이거나 중합수축에 의한 응력을 완화시키지 못한다는 보고가 있어[9,10,26] 연구자 간의 논란이 있다.

Nikolaenko 등[8] 많은 학자들이[13-16] 유동성 레진을 이장했을 때 응력 완화에 효과가 있다고 하였으나, Reis 등[24]은 레진 같은 낮은 점주도를 갖는 레진의 이장이 결합력의 증가에 도움을 주지 못한다고 하여 유동성 레진의 이장 효과에 대해 부정적 견해를 가진 학자들도 있다.

또 다른 방법으로, 복합레진 중합시 처음에는 약한 빛으로 중합시키다 점차 강한 빛으로 중합시키는 단계별 중합법이 제시되고 있다[27-31] 최근에는 중합시간을 줄일 수 있는 고강도 할로겐 광, 플라즈마 광, 그리고 발광 다이오드(LED) 광원을 이용한 광조사기 등 다양한 광조사기가 개발, 시판되고 있는데, 기존의 할로겐광은 복합레진의 적절한 중합을 위해 300 mW/cm^{2}이상의 광도에서 적어도 40초 이상의 조사시간이 요구되었으나 중합시간을 단축시키고자 개발된 고광도의 플라즈마 광중합기의 경우 1,500-2,000 mW/cm^{2}의 광 강도를 가지고 있어 수 초 내에 레진의 중합이 가능하다. 또한 비교적 최근에 개발된 LED 광중합기는 반도체를 이용해 청색광을 생성하며 광강도가 1,000 mW/cm^2 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 있다.

그러나 이와 같은 고강도 광중합기는 빠른 중합속도로 인해 치아와 수복물 계면에서의 큰 수축응력을 발생시킴으로써 앞서 기술한 임상적 문제점을 유발할 수 있다[32]. 따라서 플라즈마 광조사기와 LED 광조사기는 최근에는 중합수축을 감소시킬 수 있는 방법의 하나로 단계별 중합법이 제시되고 있는데, 단계별 중합법이란 처음에는 낮은 강도로 조사한 후 강도를 높여 재조사하는 방법으로 복합레진의 중합속도를 조절함으로써 분자들의 이동을 허용해 레진의 흐름성을 최대한 유지시켜

중합수축으로 형성된 응력을 상쇄시켜 준다는 이론적 배경을 가지고 있다[33].

Price 등[34] 여러 학자들[19,35-37]이 이런 단계별 중합이 레진과 주위 치질 사이 계면부에서의 중합시 수축 응력을 줄여줌으로써 수복물의 질을 높여준다고 하였다. 그러나 Yap 등[38]등은 이와 같은 초기에 약한 강도의 빛을 조사하는 완속기시(soft-start) 중합이 수축 응력에 영향을 미치지 못한다고 하였으며 Sahafi 등[39]도 단계별 중합이 수복물과 와동의 접착성을 향상시키지 못하였다고 하였다.

Soh 등[22]은 LED광인 GC e-light™ 광조사기(GC Europe, Belgium)는 pulsed mode 중합이나 단계별 중합이 수축응력을 줄이지 못했으나 LED광인 Elipar FreeLight™ 광조사기(3M ESPE, Germany)나 고강도 할로겐 광인 Elipar TriLight™ 광조사기(3M ESPE, Germany)는 단계별 중합이 수축응력을 줄였다고 보고하여 제조회사에 따라 단계별 중합법의 효과가 다를 수 있음을 시사하였다.

이와 같이 단계별 중합의 효과에 대해 학자 간에 다른 견해를 보이고 있는데, 이는 실험 재료와 조건 등이 서로 다른 것도 이에 대한 한 요인으로 작용하고 있기 때문이라 사료된다. 또한 복합레진의 수축 응력을 측정하는 여러 연구에서 시편으로 표준화가 편리한 plastic ring을 사용하였는데, 이는 실지 임상에서 와동 벽을 이루고 있는 상아질과의 탄성계수나 결합력이 다르므로 측정값의 신뢰성에 문제가 제기될 수 있다.

따라서 본 연구는 실제 치아를 대상으로 와동을 형성하고 할로겐 광중합기와 LED 광중합기의 통법에 의한 조사와 저광도에서 중합을 시작하여 최대 광도로 마무리하는 단계별 중합법으로 각각 복합레진을 중합시킨 후 수축 응력을 측정하고 주사전자현미경을 통해 수복물과 와동의 계면부에서 접착 상태를 관찰함으로써 단계별 광조사 방법이 복합레진의 중합 및 수축 응력에 미치는 효과를 비교, 분석하고자 하였다.

II. 실험방법 및 재료

1. 실험재료

0.05% thymol 용액에 보관한 90개의 발거된 건전한 소구치를 이용하였다. 상아질 접착 시스템은 Single bond™(3M ESPE, U.S.A.)를 사용하였으며 충전용 복합레진으로는 hybrid 형 복합레진인 Filtek Z-250™(3M ESPE, U.S.A.)과 flowable 레진인 Filtek flow™(3M ESPE, U.S.A.)를 사용하였다.

복합레진 중합을 위해 사용된 광조사기는 할로겐 광조사기인 XL 3000™(3M ESPE, USA), LED 광조사기인 Elipar Freelight 2™(3M ESPE, USA)였으며 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) 와동 형성

고속핸드피스와 bur를 사용하여 구치부 교합면의 교두를 절단하고 상아질을 노출시키고 이를 편평하게 한 후 와동을 형성하였다. 와동은 가로 세로 각각 3 mm의 정방형으로 형성하였으며 깊이는 2 mm로 하였다(Fig. 1).

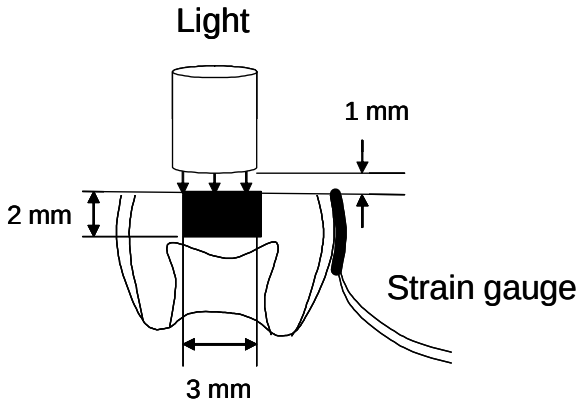


Fig. 1. Cavity dimensions and experimental condition.

2) 복합레진 충전 및 중합

와동 내면을 35% 인산(Scotchbond™ Etchant, 3M ESPE, U.S.A.)으로 15초간 산부식하고 흐르는 물에 20초간 세척한 다음 상아질이 완전히 건조되지 않도록 가볍게 압축공기를 불어 어느 정도 습기를 머금도록 건조시켰다.

상아질 접착 시스템인 Single bond™(3M ESPE, U.S.A.)를 제조회사의 지시에 따라 상아질 내면에 도포한 다음 압축공기로 가볍게 불어 얇게 골고루 퍼지게 한 후 할로겐 광중합기인 XL 3000™(3M ESPE, USA)로는 20초, LED 광중합기인 Elipar Freelight 2™(3M ESPE, USA)는 5초간 광중합을 시행하였다. 광중합기의 fiber tip은 레진 수복물 표면에서 1 mm 정도 상방에 위치시켰다. 다음 hybrid형 복합레진인 Filtek Z-250™과 flowable 레진인 Filtek flow™를 bulk 충전하였다(Table 1).

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

Group	Light curing unit	Light Source	Composite Resin	Curing time	Light intensity (㎽/㎠)	No. of samples
1	XL 3000™(3M ESPE)	Halogen	Filtek Z-250™	40sec	400	15
2	XL 3000™(3M ESPE)	Halogen	Filtek flow™	40sec	400	15
3	Elipar Freelight 2™ (3M ESPE)	LED	Filtek Z-250™	10sec	800	15
4	Elipar Freelight 2™ (3M ESPE)	LED	Filtek flow™	10sec	800	15
5	Elipar Freelight 2™ (3M ESPE)	LED	Filtek Z-250™	13sec	200-800(5s) →800(8s)	15
6	Elipar Freelight 2™ (3M ESPE)	LED	Filtek flow™	13sec	200-800(5s) →800(8s)	15

복합레진 충전 후 Fig. 2와 같이 여러 가지 조사 방식으로 광중합을 시행하였다.

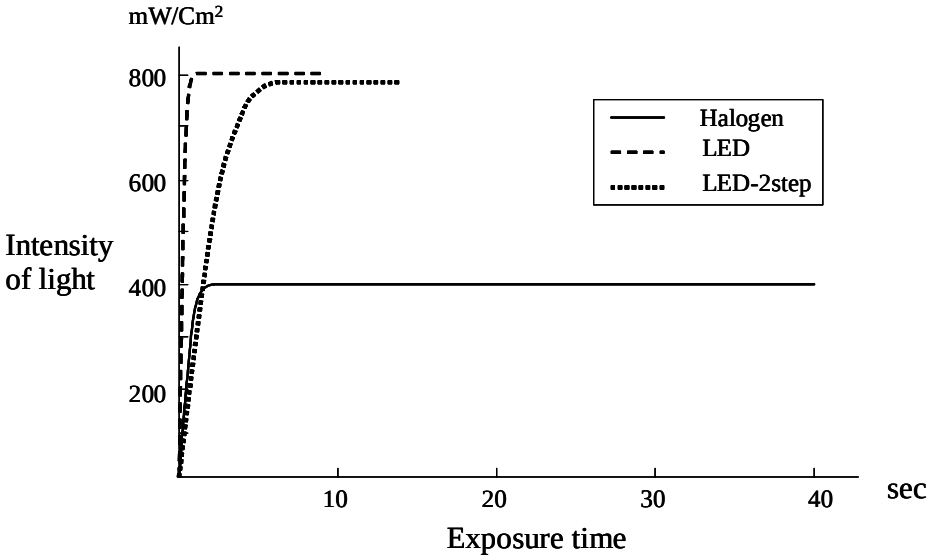
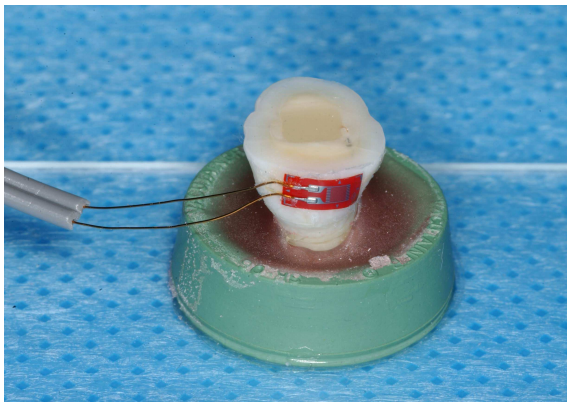


Fig. 2. Curing modes of light curing unit in this study

3) 광중합 및 스트레인 측정

중합시 수축으로 인한 응력은 strain gauge(TML foil strain gauge™, SOKKI, Japan)를 치아의 협면에 cyanoacrylate adhesive™(SOKKI, Japan)를 사용하여 부착하고 leads를 Datalogger™(TDS-102, SOKKI, Japan)에 연결하여 측정하였다(Fig. 1, 3). 수축 응력은 광조사 시점으로부터 1초 간격으로 15분간 측정하였다.



(A)

(B)

Fig. 3. Strain gauge attaching to the tooth(A) and TML Datalogger™(TDS-102, SOKKI, Japan)(B).

4) 수축응력 산출

측정된 응력 값을 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축응력으로 환산하였다.

Stress(MPa) = Strain(ε) X Elasticity of modulus

* Elastacity of modulus (Dentin) = 14.0×10^3 MPa
* Elastacity of modulus (Enamel) =40.0×10^3 MPa

5) 상아질-수복물 계면의 주사전자현미경(SEM) 관찰

시편을 low speed diamond wheel saw(Model 650, South Bay Tech., USA)로 협설로 절단하여 polisher(Model 250, Bay tech)를 사용하여 표면을 부드럽게 한 후 0.5 % EDTA로 2분간 표면을 처리하고 금 도금(PS-1200, ParaOne, Korea) 처리한 후 SEM(XL30 SERIES, Philips Electronic Instruments Inc, USA)으로 레진 수복물과 상아질 사이 계면의 접착사태를 관찰하였다.

III. 실험성적

1. 수축 응력 측정

모든 군에서 광 조사 직후 수복물의 일시적인 팽창을 보였다가 약 60초 후부터 급격히 수축하였으며 그 이후에는 수축이 완만하게 진행되는 양상을 보였다. 4군을 제외한 전 군에서 480초 혹은 600초까지는 수축 응력이 계속 증가하다 이 이후부터는 더 이상의 유의할만한 증가가 없었다(Table 2 Fig. 4).

Table 2. Contraction stress value(mean±S.D.) of each group according to the measuring time

Time \ Group	1	2	3	4	5	6
60 sec	1.374±0.038	0.024±0.011	0.653±0.017	0.472±0.023	1.581±0.022	0.252±0.028
120 sec	2.000±0.194	0.033±0.026	1.547±0.039	0.635±0.032	1.800±0.037	0.422±0.037
240 sec	2.406±0.191	0.558±0.414	2.125±0.048	0.719±0.011	1.947±0.038	0.480±0.052
480 sec	2.558±0.091	0.722±0.036	2.336±0.035	0.729±0.009	2.045±0.054	0.543±0.039
600 sec	2.561±0.086	0.757±0.031	2.403±0.134	0.718±0.100	2.084±0.021	0.542±0.049
900 sec	2.564±0.078	0.763±0.030	2.510±0.033	0.687±0.033	2.095±0.017	0.540±0.053

— : Showed no statistically difference on the based of final measurement(900sec) in each group

전반적으로 중합방법에 관계없이 Filtek Z-250™으로 충전한 군들이 Filtek flow™로 충전한 군들에 비해 수축응력이 크게 나타났으며 전 측정시간대에 걸쳐 Filtek Z-250™으로 충전하고 할로겐 광원으로 중합한 제 1군이 수축 응력이 가장 크게 나타났다($P<0.05$). 900초에서는 제 1군과 Filtek Z-250™을 LED 광원으로 중합한 제 3군이 공히 제일 큰 수축응력을 보였다(Fig. 4).

Filtek flow™를 LED 광원으로 단계별로 중합한 제 6군이 다른 군에 비해 전 측정 시간대에서 가장 낮은 수축 응력 값을 보였다($P<0.05$)(Fig. 4).

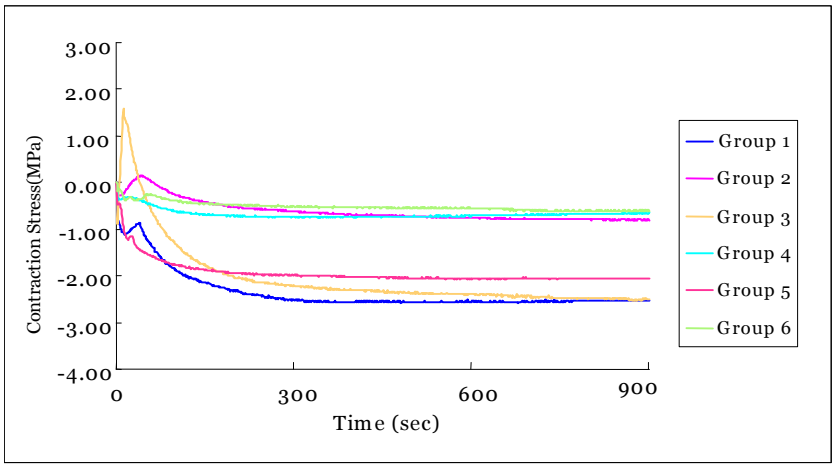


Fig. 4. Contraction stress(MPa) development curves in each group during 15 minutes.

Filtek Z-250™으로 충전한 군에서는 240초부터 LED 광원으로 단계별 중합한 제 5군이 다른 조사 군에 비해 유의하게 수축 응력이 낮게 나타났다(P<0.05)(Fig. 5). 600초 까지는 할로겐 광원으로 중합한 경우가 LED 광원을 이용하여 중합한 경우에 비해 수축 응력이 크게 나타나다 900초에서는 같아졌다(Fig. 5).

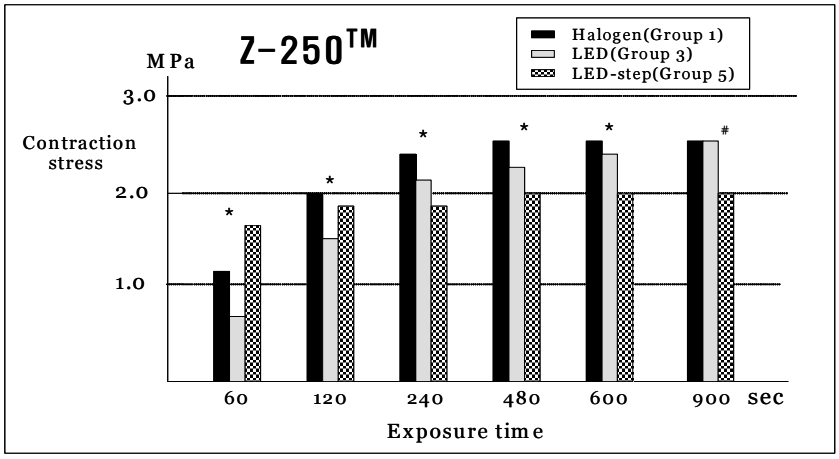


Fig. 5. Comparison of contraction stress values in Filtek Z-250™ groups according to the method of curing.

Filtek flow™로 충전한 군에서는 240초부터 LED 광원으로 단계별 중합한 제 6군이 다른 조사 군에 비해 유의하게 수축 응력이 낮게 나타났다(P<0.05)(Fig. 6). 또한 240초 까지는 LED 광원으로 중합한 제 4군이 다른 조사 군에 비해 유의하게 수축 응력이 크게 나타났다(P<0.05)(Fig. 6). 그러나 600초 이후부터는 할로겐 광원으로 중합한 경우가 LED 광원을 이용하여 중합한 경우에 비해 수축 응력이 크게 나타났다(P<0.05)(Fig. 6).

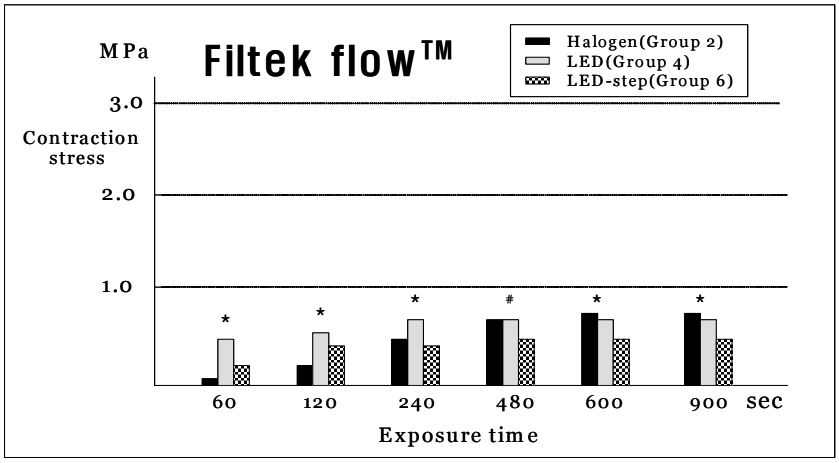


Fig. 6. Comparison of contraction stress values in Filtek flow™ groups according to the methods of curing.

충전 재료간의 비교에서, 같은 조사방법에서는 모든 측정 시간대에 걸쳐 Filtek Z-250™이 Filtek flow™보다 수축응력이 크게 나타났다(Fig. 7)($P<0.05$).

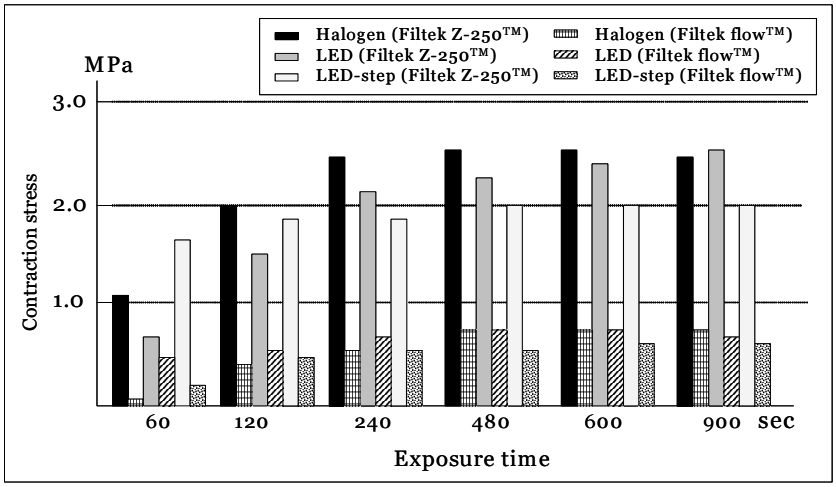


Fig. 7. Comparison of contraction stress values between Filtek Z-250™ and Filtek flow™ according to the curing method at each measuring time.

2. 주사전자현미경 관찰

모든 군에서 광 조사 방법과 충전 재료에 관계없이 와동 저에서는 긴밀한 접착을 보였으며(Fig. 8, 10, 12, 14, 16, 18) 와동 벽에서는 광조사 방법과 관계없이 Filtek flow™를 충전한 군이 더 긴밀한 접착을 보였다(Fig. 11, 15, 19). Filtek Z-250™으로 충전하고 고강도 광조사기인 LED를 사용하여 조사한 제 3군과 제 5군은 조사방법에 관계없이 수 개의 시편에서 와동 벽에서 레진

과 상아질 사이에 틈이 형성된 것을 관찰하였다(Fig. 13, 17). Filtek Z-250™으로 충전하고 할로겐 광원으로 중합한 제 1군 역시 와동 벽에서 완벽한 접착을 보여주지는 못했다(Fig. 9)

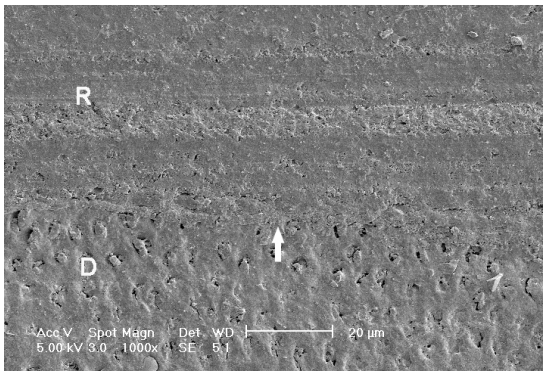


Fig. 8. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 1). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

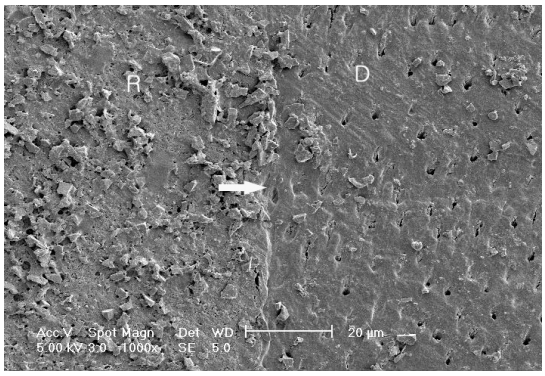


Fig. 9. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 1). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

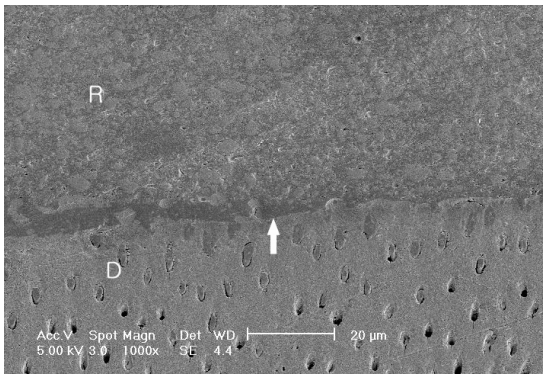


Fig. 10. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 2). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

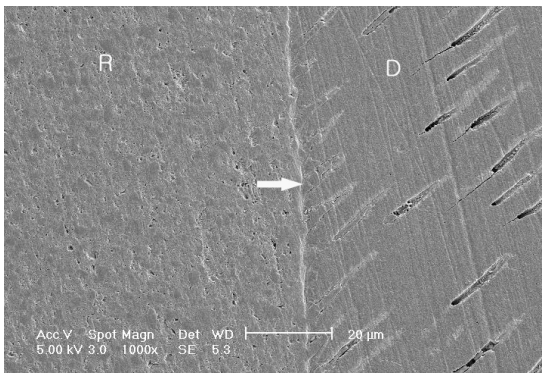


Fig. 11. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 2). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

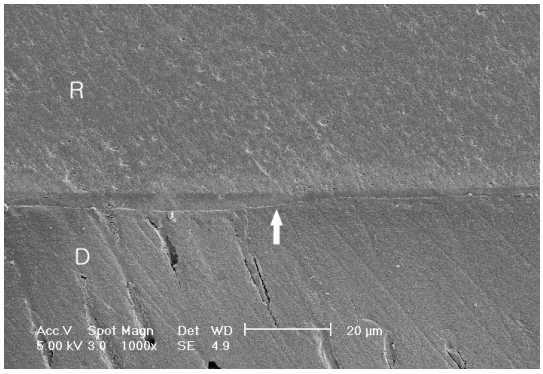


Fig. 12. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 3). Arrow showed the thick adhesive layer with tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

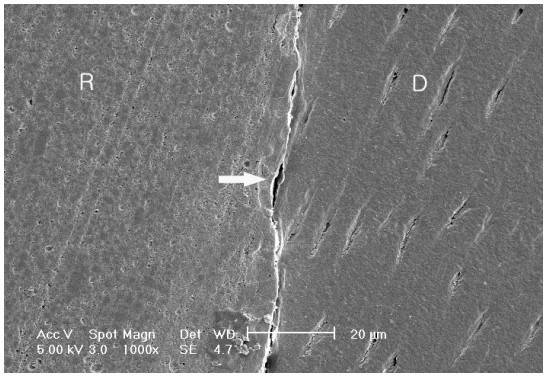


Fig. 13. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 3). Arrow showed the incomplete marginal seal between resin(R) and dentin(D)

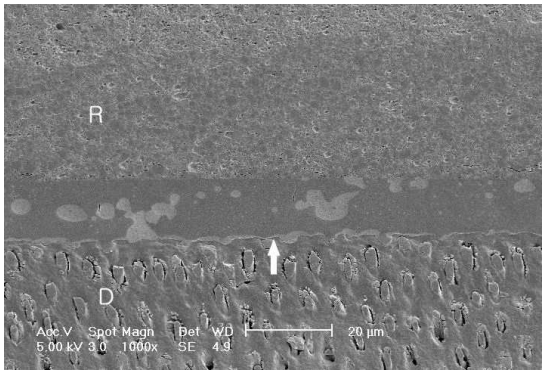


Fig. 14. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 4). Arrow showed thick adhesive layer with the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

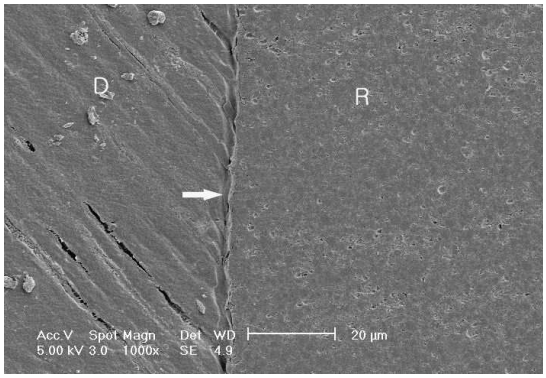


Fig. 15. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 4). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

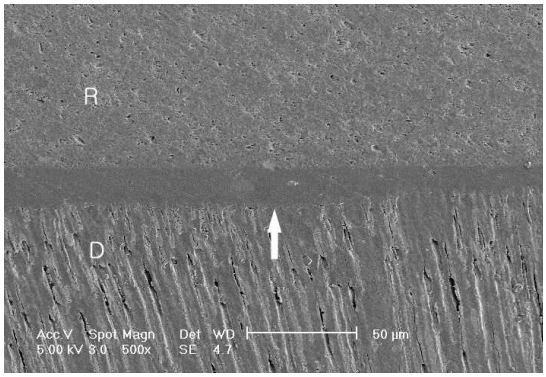


Fig. 16. Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 5). Arrow showed tight marginal seal with thick adhesive layer.

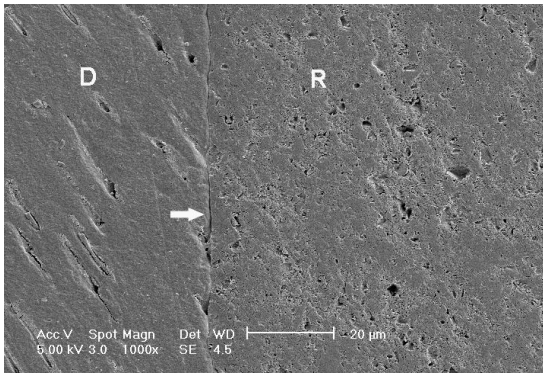


Fig. 17. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 5). Arrow showed the incomplete marginal seal between resin(R) and dentin(D)

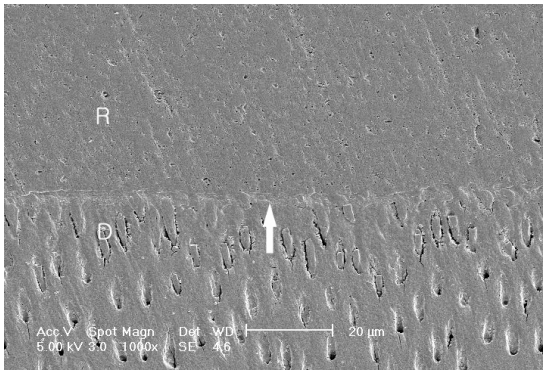


Fig. 18 Resin-dentin interface at the bottom of the cavity(Group 6). Arrow showed the hybrid layer with tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

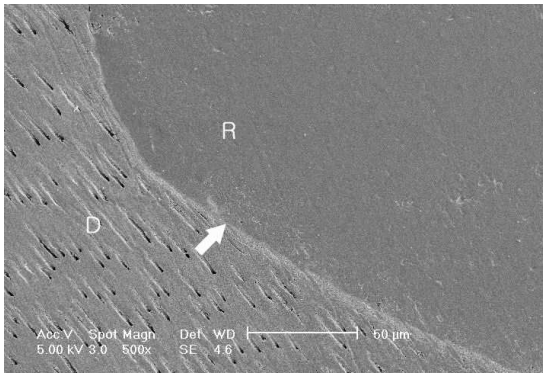


Fig. 19. Resin-dentin interface at the wall of the cavity(Group 6). Arrow showed the tight marginal seal between resin(R) and dentin(D)

IV. 총괄 및 고안

복합레진의 수복 후 실패를 유발하는 가장 중요한 원인중의 하나는 수복물과 치질사이 계면부에서의 틈의 형성인데, 이는 복합레진이 중합될 때 발생되는 수축과 이로 인해 수복물 주위에 유발되는 응력으로 인하여 유발된다. 복합레진 수복물 주위 치질에 가해지는 응력은 레진 자체의 수축량, 탄성도(elastic modulus), 복합레진의 와동 벽에 대한 부착 면에 대한 비부착 면의 비율, 충전방법 및 중합방법 등에 영향을 받는다[3,40].

이중 복합레진의 중합에 영향을 주는 빛에 관한 요인은 단위 면적당 에너지 즉, 에너지 밀도(energy density)인데, 이는 광원의 강도를 표시하는 광밀도(power density) 및 조사 시간과 관련이 있으며 다음과 같은 식으로 표현된다.

Energy density(mJ/cm^2) = Power density(mW/cm^2) X Exposure time(sec)

그러나 복합레진의 적절한 중합을 위해 단위 면적당 일정한 에너지가 필수적이지만, 같은 에너지를 제공받았다고 할지라도 전달율(delivery rate), 즉 강도가 높은 빛을 짧은 시간에 조사하였느냐 혹은 강도가 약한 빛을 오랫동안 조사하였느냐에 따라 물리적 성질이 달라질 수 있다는 학자들의 주장이 있다[6,41]

Suh[6]는 빛의 강도와 조사 시간에 따른 복합레진의 물리적 성질을 평가하였는데, 총 조사량이 같은 경우라 할지라도 빛의 강도를 낮게 하고 조사 시간을 증가시킨 경우가 스트레인이 낮고 복합레진 시편 하부에서의 미세경도와 중합율(DC, degree of conversion)이 크게 나타났음을 보고하였다. 본 실험에서도 단계별 중합법이 실제 임상적으로 수복물 주위 치질에서의 수축 응력을 줄일 수 있는지를 평가해 보고자 하였는데, 실험 결과 전체적으로 단계별 중합법이 연속 중합 방법에 비해 수축 응력이 낮게 유발되었다(Fig. 5, 6).

이는 낮은 강도로 중합을 시작할 경우 레진 기질내 cross-link가 증가되면서 유동성이 없어지는 소위 gel-point를 연장시켜 복합레진이 접착되지 않은 유리 면에서의 수축을 더 많이 할 수 있도록 중합 환경이 조성되었기 때문으로 사료된다.

많은 학자들이[27,36,42,43] 이와 같은 고강도 빛을 조사하기 전 약한 강도의 빛으로 사전 중합을 시키는 소위 단계별 중합(step-curing) 혹은 완속기시중합(soft-start curing)이 수축 응력과 변연부에서의 틈의 형성을 줄이며, 수복물의 접착도를 향상시킨다고 보고하였으나 일부 학자들은[37,44] 별다른 차이가 없다고 하였다. 본 연구에서는 LED 광조사기를 사용한 연속 중합군에서 부분적으로 와동 벽에 틈이 형성된 것을 관찰할 수 있었으며(Fig. 13, 17) LED 광조사기를 단계별 중합한 경우는 비교적 복합레진과 와동 벽이 긴밀히 접착되어 있는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 단계별 중합이 레진의 흐름성을 더 오랫동안 지속시켜 수축을 유리 면으로 유도하므로써 수복물과 치질 계면부에서의 응력을 덜 발생시키는 효과를 가져 왔기 때문으로 생각된다. 따라서 본 연구의 결과는 단계별 중합이 수복물의 접착도를 향상시킨다는 학자들의 주장을 뒷받침 한다.

1984년 Davidson과 Gee[45]는 복합레진의 중합시 수축은 pre-gel phase와 post-gel phase로 나누어지는데, 주로 post-gel phase에서의 수축이 주위 치질에 응력을 발생시킨다고 하였다.
이와 같은 post-gel phase에 의한 수축 응력을 최소화하는 방법으로 적층 충전법[46] 그리고 탄성

이 좋은 즉, elastic modulus가 낮은 재료를 이장하는 방법[49] 등이 제시되고 있다.

본 연구에서 Filtek Z-250™을 사용하였을 때 할로겐 광중합기가 고강도 LED 광중합기에 비해 수축 응력이 더 큰 것으로 나타났는데, 이는 비록 LED 광원의 빛의 강도가 할로겐 광원에 비해 2배 정도이지만 할로겐 광중합기로는 40초 그리고 LED 광중합기로는 10초간 중합을 하였기 때문에 단위 면적당 조사된 빛의 총 에너지는 할로겐 광중합기가 오히려 2배나 크다. 따라서 수축 응력이 더 클 수밖에 없을 것으로 생각된다. 그러나 Filtek flow™에서는 이와 같은 차이가 줄어든 양상을 보이고 있으며 240초 이하에서는 오히려 LED 광중합기로 조사한 경우가 더 큰 수축 응력을 보이고 있는데, 이는 240초 까지의 총 조사 에너지를 계산하면 LED 광중합기가 더 크기 때문으로 사료된다.

복합레진의 중합 수축을 측정하기 위해 물 혹은 수은을 이용한 dilatometer[3], 중합 전후의 비중 변화를 중력을 이용한 정밀저울로 측정하는 방법[48], 직접 교두변위를 측정하는 방법[49], 광학적 측정법[50,51] 변위측정 센서를 이용하여 선형중합수축을 측정하는 스트레인 게이지법[52]등 여러 가지 측정방법이 제시되고 있으나 이 중 본 연구에서 사용한 스트레인 게이지법은 선형 체적 변화에 매우 민감하며 게이지를 치아인 시편의 외부에 쉽게 부착할 수 있기 때문에 임상적인 상황과 조금 더 유사한 조건하에서 측정할 수 있다. 스트레인 게이지 법은 하나의 게이지로 수축과 팽창을 동시에 측정할 수 있으며 자체적으로 온도 보정 능력이 있어 다양한 환경 하에서도 안정적인 측정이 가능하다. 또한 재료의 탄성에 의해 보상되는 pre-gel phase에서의 변화는 측정되지 않으며 부착된 주위 구조물에 실제 응력이 발생되는 gel-point부터 측정되기 시작하므로 보다 임상적인 해석이 쉽고 편하게 이루어 질 수 있으며 재료의 전 중합과정에 걸쳐 실시간으로 측정할 수 있다는 장점이 있다.

본 연구에서 사용한 충전용 복합레진으로 Filtek Z-250™과 Filtek flow™를 사용하였다. 혼성형 레진인 Filtek Z-250™은 수축률이 2.2%로 이전에 개발, 시판되고 있는 동사의 Z-100™에 비해서도 수축률이 18% 정도 감소되었으며 타사 제품에 비해서도 수축률이 비교적 적은 제품이다. 그럼에도 불구하고 본 연구에서는 중합 방법에 관계없이 수축률이 4-5%인 유동성 레진인 Filtek flow™에 비해 큰 수축 응력을 보이고 있는데, 이는 유동성 레진은 재료 자체의 탄성이 커서 post-gel phase에서도 자체적인 응력을 이완시키는 특성을 가지고 있기 때문으로 생각된다.

권 등[53], 김 등[26], 위 등[31]의 연구에서 유동성 레진이 일반적인 혼성형 레진보다 수복물 주위에서의 수축 응력이 감소되었다고 하여 본 연구 결과와 일치하는 결과를 보고하고 있다.

Hofman 등[57]은 본 실험 방법과 유사하게 할로겐 중합기인 Elipar Trilight™와 LED 광중합기인 Elipar FreeLight 2™를 사용하여 Filtek Z-250™과 Filtek flow™를 5급 와동에 충전한 후 광조사 방법에 따른 와동 변연부에서의 미세누출을 평가한 결과 단계별 중합이 연속 중합에 비해 미세누출은 감소시키지는 않았으나 재료에 따른 차이 즉, Filtek flow™에서 미세누출이 감소되었다고 보고하여 단계별 중합효과에 대해서는 본 연구와는 상반된 결과를, 재료에 따른 수축 응력의 차이가 있음은 본 연구와 일치하는 결과를 보고 하였다. Oberholzer 등[31]은 본 실험에서 사용한 충전 재료인 Filtek Z-250™이 Filtek flow™를 사용하여 실험한 결과 중합시 수축 응력 낮고, 두 재료 공히 단계별 중합을 한 경우가 통상적인 연속 중합법보다 중합 수축이 크다는 상반된 보

고를 하였다. 그러나 이 연구에서는 실험 방법에 따른 해석상의 문제가 있다고 생각된다. 이 연구에서는 수축의 크고 작음을 stainless steel 금속판에 대한 결합력을 평가하여 결합력이 낮은 경우를 종합수축으로 인한 금속면에서의 이탈로 평가하였는데, 이 경우 복합레진이 금속과 접착되지 않은 방향에서 충분히 중합수축에 의한 결합력 저하를 상쇄시켰을 것으로 판단되므로 해석상의 무리가 있다고 사료된다. 또한 Filtek Z-250™과 Filtek flow™ 두 재료에서 모두 단계별 중합법이 중합수축이 커서 통상적인 방법에 비해 금속과의 결합력이 줄어든 것으로 해석하였는데, 이 경우 역시 단계별 중합시 대조군으로 설정한 통상적인 중합법으로 사용한 450 mW/cm^{2}와 800 mW/cm^{2}보다 훨씬 높은 1,200 mW/cm^2 강도로 마무리하였기 때문에 중합수축이 더 크게 나왔을 것으로 사료된다.

여러 연구를 종합해 보면 비록 단계별 중합이라 할지라도 연속 중합법에 비해 높은 강도를 사용할 경우 수축 응력을 줄이는 효과가 반감될 수 있을 것으로 추정된다.

따라서 단계별 중합은 연속 중합을 위해 설정된 조사 강도를 처음에는 더 낮게 조사하고 나중에 원래 강도로 조사하되 전체적인 중합시간을 더 길게 한다는 의미이지 연속 중합 방법의 빛의 강도에 비해 처음에는 더 낮게 그리고 나중에는 더 높게 중합해서는 안된다고 여겨진다.

단계별 중합에 관한 여러 연구의 내용이 상반된 것은 이와 같은 실험 방법의 차이와 그 결과에 대한 해석의 차이라 생각되며 이와 같은 모든 면을 고려하여 고안한 본 실험 결과에 의하면 단계별 중합법은 연속 중합법에 비해 중합에 의한 수축 응력을 줄이는데 분명 효과가 있다고 판단된다.

중합 수축에 따른 수복물 주위에서의 수축 응력의 크기는 재료 자체의 수축률 뿐 아니라 탄성이 중요한 변수라 생각된다. 그러나 유동성 레진을 전 와동에 충전할 경우 낮은 물리적 성질에 의한 결합력의 저하, 파절, 마모 등의 문제가 발생할 수 있으므로 와동 벽 혹은 와동 저에만 이장하는 방법이 추천될 수 있을 것으로 사료된다.

복합레진 제조회사 뿐 아니라 여러 학자들이 복합레진이 충분히 일정하게 중합되기 위해서는 두께가 2 mm 이하로 되어야 한다고 하였으며[55] 최소한 조사하는 빛의 강도가 400 mW/cm^2 이상 되어야 한다고 하였다[56,57] 본 연구에서는 와동의 깊이를 2 mm로 하였으며 사용된 광원의 강도도 400 mW/cm^2 이상을 사용하여 불충분한 중합에 의해 실험 오차가 생길 수 있는 여지를 최소화하였으며 미세경도 등을 측정하여 충분한 중합이 이루어 졌음을 추가로 증명해야 하는 필요성을 없앴다.

단계별 중합이 중합률을 감소시킬 경우 경도 등 모든 물리적 성질이 저하되어 수복물에 영향을 미칠 수 있다. 그러나 현재까지 여러 연구에서 단계별 중합이 비록 수축률은 줄이지 못할지라도 중합률이나 미세경도를 감소시키지는 않는다고 보고하고 있다[58,59].

본 연구는 자연치를 대상으로 하였기 때문에 충전하는 복합레진의 체적을 일정하게 하기 위해 와동의 크기를 일정하게 하였으나, 주위 상아질이나 법랑질의 두께가 치아마다 다소 달라 일정부분 스트레인에 영향을 미칠 수도 있었으리라 사료된다. 이에 관련된 오차를 최대한으로 줄이기 위해 크기가 비슷한 소구치를 선정하였으나, 근본적인 시편의 표준화는 이루어지지 못했다고 생각된다. 향후에는 치아의 외부를 삭제하여 와동 주위의 치질의 두께도 일정하게 하여 시편의 표준화를

도모해야 할 것으로 생각된다. 또한 LED 광중합기 뿐 아니라 더 고강도의 빛을 발산하는 플라스마 광중합기의 단계별 중합효과 등에 연구도 계속적으로 이루어져야 된다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 단계별 광중합 방법이 복합레진의 중합 및 수축 응력에 미치는 효과를 비교, 평가 하고자 자연치를 대상으로 와동을 형성하고 할로겐 광중합기와 LED 광중합기의 통법에 의한 연속조사 및 단계별 조사법으로 각각 복합레진을 중합시킨 후 수축응력을 측정하고 주사전자 현미경을 통해 수복물과 와동의 계면부에서 접착 상태를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축응력의 증가를 보였고 시간이 경과될수록 수축응력의 증가가 완만해 지는 경향을 보였다($P<0.05$)
2. 동일한 광조사 군내에서는 hybrid형인 Filtek Z-250™군보다는 flowable형인 Filtek flow™ 군이 더 적은 수축응력을 보였다.
3. Filtek Z-250™ 군에서는 LED 단계별 조사군이 수축응력이 가장 적게 나타났다($P<0.05$)
4. Filtek flow™ 군 역시 LED 단계별 조사군이 수축응력이 가장 작게 나타났으나($P<0.05$) Filtek Z-250군에서와 같이 다른 조사군에 비해 많은 차이를 보여주지는 못했다.
5. 주사전자현미경으로 관찰한 복합레진과 와동 벽과의 접합 상태는 긴밀한 상태를 보였으나 LED 조사군에서 일부 틈이 관찰되었다.

이상의 결과를 종합해 보면 hybrid 형 복합레진의 경우 단계별 중합방식을 사용할 경우 단일광도의 중합방식에 비해 수축응력을 감소시킬 수 있고 적절한 변연 적합상태를 유지시킴으로써 임상적으로 고광도 LED 광중합기의 경우 단계별 중합방식의 사용이 유리하다고 사료된다.

참고문헌

1. Aw TC. Nichollas JI : Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent, 26:498-504, 2001.
2. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent Res, 25:435-440, 1997.
3. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res, 66:1636-1639, 1987.
4. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR : Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent, 20:178-182, 1992.
5. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL : Polymerization contraction and conversion of light curing bis GMA-based methacrylate resion. Biomaterials, 14:871-875, 1993.
6. Suh BI : Controlling and understanding the polymerization shrinkage- Induced stresses in light-cured composites. Compendium, 20:34-41,1999.
7. Choi KK, Ferracane JL, Ryu GJ : Effects of cavity configuration on composite restoration. Oper Dent, 29:462-469, 2004.
8. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, et al. : Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater, 20:579-585, 2004.
9. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY : Polymerization shrinkage : effects of constraint and filling technique in composite restorations. Dent Mater, 20:236-243, 2004.
10. Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, et al. : Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. J Dent, 32: 459-470, 2004.
11. Versluis A, Douglas WH, Cross M, et al. :Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?. J Dent Res, 75:871-878, 1996.
12. Winkler MM, Katona TR, Raydar NH : Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light cured composite restorations. J Dent Res, 75: 1477-1483, 1996.
13. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL : Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. J Am Dent Assoc, 134:721-728, 2003.
14. Estafan D, Estafan A, Leinfelder K : Cavity wall adaptation of resin-based composites lined with flowable composites. Am J Dent, 13:192-194, 2000.
15. Haak R, Wicht MJ, Noack MJ : Marginal and internal adaptation of extended class Ⅰ restorations lined with flowable composites. J Dent, 31:231-239, 2003.
16. Lambrechts RLP, Meerbeek BV, Vanherle G : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater, 15:128-137, 1999.

17. Asmussen E, Peutzfeldt A : Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. Dent Mater, 19:466-470, 2003.
18. Bayindir YZ, Yildiz M, Bayindir F : The Effect of "Soft-start polymerization on surface hardness of two packable composites. Dent Mater J, 22: 610-616, 2003.
19. 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.
20. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, et al. : The effect of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. Int Dent J, 53:211-215, 2003.
21. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E : Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. Am J Dent, 14:145-147, 2001.
22. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS : Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. Oper Dent, 29:317-324, 2004.
23. Uno S, Tanaka T, Natsuizaka A : Effect of slow-curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. Dent Mater, 19:147-152, 2003.
24. Reis AF, Ciannini RM, Maria G, et al. : The effects of filling techniques and a low viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. J Dent, 31: 59-66, 2003.
25. Neiva IF, de Andrada MA, Baratieri LN, et al. : An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites, Oper Dent, 23:282-289, 1998.
26. 김효석, 이난영, 이상호 등 : 적층충전법이 복합레진의 중합수축에 미치는 영향. 대한소아치과학회지, 32:481-490, 2005
27. Goracci G, Mori G, de Martinis LC : Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. Quint Int, 27:355-362, 1996.
28. Hofmann N, Hiltl O, Hugo B : Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of class V resin-based composite restorations in vitro. Oper Dent, 27:510-515, 2002.
29. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR : The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. Biomaterials, 24:3593-3598, 2003.
30. Ozturk AN, Usumez A, Ozturk B : Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restorations. J Oral Rehabil, 31:500-504, 2004.
31. 위유민, 오유향, 이상호 등 : 완속기시 광조사 방식이 복합레진의 중합 및 수축 응력에 미치는 효과. 대한소아치과학회지, 32:332-343, 2005.
32. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB : Effect of stepped light intensity on

polumerization force and conversion in a photoactivated composite. J Esthet Dent, 12:23-32, 2000.
33. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, et al. : Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci, 103:322-326, 1995.
34. Price R, Bannerman RA, Rizkalla AS, et al. : Effect of stepped vs continuous light curing exposure on bond strengths to dentin. Am J Dent. 13:123-128, 2000.
35. Hofmann N, Denner W, Hugo B : The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. J Dent, 31:383-393, 2003.
36. Uno S, Asmussen E : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. Scand J Dent Res, 99:440-444, 1991.
37. Koran P, Kurschner R : Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization, Am J Dent, 11:17-22, 1998.
38. Yap AU, Ng SC, Siow KS : Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. Oper Dent, 26:260-266, 2001.
39. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E : Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. Am J Dent, 14:145-147, 2001.
40. Lee TE, Choi I, Loeb ML : Video imaging used to characterize shrinkage patterns of dental composites. J Dent Res, 78:483-492, 1999.
41. 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.
42. KanKa J III, Suh BI : Pulse activation: Reducing resin based composite contraction stress at the enamel cavosurface margins. Am J Dent, 12:107-112, 1999.
43. Price RB, Rizkalla As, Hall GC : Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. Am J Dent, 13:176-180, 2000.
44. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS : Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. Oper Dent, 28:371-377, 2003.
45. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res, 63:146-148, 1984.
46. Kemp-Scholte CM, Davidson CL : Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. J Dent Res, 69:1240-1243, 1990.
47. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL : Effects of adhesive thickness on polymerization

contraction stress of composite. J Dent Res, 79:812-817, 2000.
48. Puckett AD, Smith R : Method to measure the polymerization shrinkage of light cured composites. J Prosthet Dent, 68:56-8, 1992.
49. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins : Comparison with tooth deformation, J Prosthet Dent, 71:7-12, 1994
50. Ernst C, Meyer GR, Klöcker K, et al. :Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. Dent Mater, 20:313-321, 2004.
51. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F : Polymerization contraction stress of resin composite restoration in a model class I cavity configuration using photoelastic analysis. J Esthet Dent,12:309-319, 2000.
52. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. J Dent, 19:312-316, 1991.
53. 권오진, 김종수, 권순원 : 광조사 방법에 따른 복합레진의 수축에 관한 연구, 대한소아치과학회지, 30:102-108, 2003.
54. Hofmann N, Siebrecht C, Hugo B : Influence of curing methods and materials on the marginal seal of class V composite restorations in vitro. Oper Dent, 28:160-167, 2003.
55. Yap Au : Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: Impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent, 25:113-120, 2000.
56. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr : Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent, 19:26-32, 1994.
57. Tate WH, Porter KH, Dosch RO : Successful photocuring: Don't restore without it, Oper Dent, 24:109-114, 1999.
58. Burgess JO, De Goes M, Walker R : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract Periodontics Aesthet Dent, 11:125-132, 1999.
59. Emami N, Soderholm KJM, Berglund LA : Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. J Dent, 31:189-196, 2003.