

2007년 2월

석사 학위 논문

LED와 플라즈마 광원의 완속기시
광중합 방식이 복합레진의
수축응력에 미치는 영향

조선대학교대학원

치의학과

정양석

LED와 플라즈마 광원의 완속기시
광중합 방식이 복합레진의
수축응력에 미치는 영향

Effect of Soft start curing on the contraction stress of
composite resin restoration polymerized with
LED and plasma curing unit

2007년 2월 25 일

조선대학교대학원

치의학과

정양석

LED와 플라즈마 광원의 완속기시
광중합 방식이 복합레진의
수축응력에 미치는 영향

지도교수 이 상 호

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2006년 10월 일

조선대학교대학원

치의학과

정양석

정양석의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 이난영

위원 조선대학교 교수 김진수

위원 조선대학교 교수 이상호

2006년 11월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	iv
I. 서 론	1
II. 실험재료 및 방법	3
1. 실험재료	3
2. 실험방법	3
III. 실험성적	6
IV. 총괄 및 고찰	9
V. 결 론	13
참고문헌	14

표 목 차

Table 1. Classification of experimental groups according to the light source and the curing mode 4

Table 2. Polymerization contraction stress(MPa) values(Mean±SD) of each group at each measuring time. 6

도 목 차

Fig. 1. Strain gauge attached to acrylic ring for measuring of contraction stress.
..... 3

Fig. 2. Schematic drawing of strain gauge attached to acrylic ring for measuring
contraction stress. 4

Fig. 3. Contraction stress(MPa) development curves in each group according to
measuring time. 6

Fig. 4. Mean contraction stress(MPa) values of LED curing groups at each
measuring time. 7

Fig. 5. Mean contraction stress(MPa) values of Plasma curing groups at each
measuring time. 8

Abstract

Effect of Soft-start curing on the contraction stress of composite resin restoration polymerized with LED and plasma curing unit

Chung, Yang Seok, D.D.S.

Advisor : Prof. Lee Sang-Ho, D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of 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 (Filtek Z-250TM, 3M ESPE, USA) was cured using the one-step continuous curing method with three difference light sources ; conventional halogen light (XL3000TM, 3M ESPE, USA) cure for 40 seconds at 400 mW/cm², LED light (Elipar Freelight 2TM, 3M-ESPE, USA) cure for 20 seconds at 800 mW/cm² a and plasma arc light (FlipoTM, LOKKI, France) cure for 12 seconds at 1300 mW/cm². For the soft-start curing method ; LED light (Elipar Freelight 2TM, 3M-ESPE, USA) cure exponential increase with 5 seconds followed by 17 seconds at 700 mW/cm² and plasma arc light (FlipoTM, LOKKI, France) cure 2 seconds light exposure at 650 mW/cm² followed by 11 seconds at 1300 mW/cm²

The strain guage method was used for determination of polymerization contraction. Measurements were recorded at each 2 second for the total of 800 seconds including the periods of light application.

Obtained data were analyzed statically using Repeated measures ANOVA, One way ANOVA, and Tukey test.

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. LED and Plasma Light curing with soft-start showed lower contraction stress than the one-step continuous light curing ($P < 0.05$).
3. Contraction stress in LED and Plasma curing light groups were higher than Halogen curing light groups, but they were not revealed significant difference. ($p > 0.05$)

Key Words : Soft-start light curing, Contraction stress, Plasma curing unit.

I. 서론

최근 환자들의 치과 수복치료에 대한 심미적인 욕구가 증가하면서 복합레진의 사용이 점차 증가하고 있는 추세이다. 복합레진은 중합이라고 하는 화학 과정을 통해 경화되는데 중합은 레진 모노머가 중합 사슬의 공유결합에 의해 서로 연결된 망상체로 전환되는 반복적인 분자 간 반응이다^{1,2)}. 이 과정에서 Van der Waals 힘에 의해 유지되고 있던 분자 간 간격이 감소되므로 불가피하게 중합수축이 발생하게 되며 이러한 중합수축은 복합레진의 물리적 성질이 개선되어가고 있음에도 불구하고 성공적인 수복재로 평가받는데 있어 가장 큰 걸림돌이 되고 있다.

중합수축량은 2.9 ~ 7.1% 정도인데^{3,4)}, 이로 인한 응력이 발생되어 수복물과 치질간의 결합이 파괴되고 미세간극이 발생한다. 이 경우 임상적으로 술 후 지각과민, 변연의 변색 및 이차우식등의 문제점들이 야기될 수 있다⁵⁾. 또한 수복물과 치질간의 결합이 보존된다 하더라도 수복물에 응력이 잔류하게 되면 교두의 변형, 술 후 민감성 및 치질의 미세균열 등의 문제점이 발생할 수 있다^{6,7)} 최근까지 다양한 상아질 접착제가 개발되었으나 수복물과 치아 계면간의 미세간극 형성을 완전히 방지할 수 없으며⁸⁾, 수복물과 치질사이의 결합력이 우수하더라도 구강내 환경에서 시간경과에 따른 변연누출의 가능성을 완전히 배제 할 수 없다.

이와 같은 문제점을 발생시키는 수축응력을 줄이는 방법으로 복합레진 재료의 개선, C-factor가 적도록 와동을 설계⁹⁾, 복합레진을 여러번 나누어 충전하는 방법¹⁾, 흐름성과 탄력이 좋은 유동성 레진을 이장하는 방법^{10~14)}, 그리고 광조사시 중합반응의 속도를 줄이는 방법^{8,15)} 등이 제시되고 있다. 1987년 Feilzer 등¹⁾은 치아와동에 있어 복합레진과 결합한 면에 대한 결합하지 않은 면의 비율인 C-factor의 개념을 소개한 바 있으며 이 C-factor가 클수록 와동주위에 많은 응력이 발생한다고 하였고 충전방법을 변형시켜 C-factor를 줄임으로서 중합수축을 줄이는 방법에 대해 보고하였다. 적층충전은 복합레진을 여러번 나누어 충전과 중합을 하는 방법으로 중합동안 와동벽과의 접촉을 줄이고 유리면으로의 수축을 유도하는 방법이다. 그러나 최근에는 적층충전이 항상 미세누출을 줄이거나 응력을 완화시키는 것은 아니라는 보고가 있어 적층충전의 효과에 대해 논란이¹⁶⁻¹⁸⁾ 있다. Nikolaenko 등¹⁹⁾ 많은 학자들이^{10~12)} 유동성 레진을 이장했을 때 응력 완화에 효과가 있다고 하였으나, Reis 등²⁰⁾은 유동성 레진 같은 낮은 점주도를 갖는 레진의 이장이 결합력의 증가에 도움을 주지 못한다고 하여 유동성 레진의 이장

효과에 대해 부정적 견해를 가진 학자들도 있다.

그 외 중합시 수축 응력을 줄이는 방법으로 완속기시 중합법이 제시되고 있다²¹⁻²⁵. 근래에 중합시간을 줄이기 위해 고강도 할로겐 광, 플라즈마 광, 그리고 LED 광원을 이용한 광조사기 등 다양한 광조사기가 사용되고 있는데 이와 같은 고광도 광중합기는 빠른 중합속도로 인해 치아와 수복물 계면에서 상대적으로 큰 수축 응력을 발생시킴으로써 앞서 기술한 임상적 문제점을 더 많이 유발할 수 있다²⁶. 이러한 고광도 광조사기의 중합수축을 감소시킬 수 있는 방법의 하나로 완속기시 중합법이 제시되고 있는데, 완속기시 중합법이란 처음에는 낮은 강도로 조사한 후 강도를 높여 재조사하는 방법으로 복합레진의 중합속도를 완하하여 분자들의 이동을 허용해 레진의 흐름성을 최대한 유지시킴으로써 유리면으로의 수축을 유도해준다는 이론적 배경을 가지고 있다²⁷.

Price 등²⁸ 여러 학자들^{8,15,29,30}이 이런 완속기시 중합이 레진과 주위 치질 사이 계면 부에서의 중합시 수축 응력을 줄여줌으로써 수복물의 질을 높여준다고 하였다. 그러나 Yap 등³¹ 등은 이와 같은 완속기시 중합이 수축 응력에 영향을 미치지 못한다고 하였으며 Sahafi 등³²도 완속기시 중합이 수복물과 와동의 접착성을 향상시키지 못하였다고 하였다.

Soh 등³³은 LED 광인 GC e-lightTM 광조사기(GC Europe, Belgium)는 pulsed mode 중합이나 완속기시 중합이 수축 응력을 줄이지 못했으나 LED 광인 Elipar FreeLightTM 광조사기(3M ESPE, Germany)나 고강도 할로겐 광인 Elipar TriLightTM 광조사기(3M ESPE, Germany)는 완속기시 중합이 수축 응력을 줄였다고 보고하여 제조회사에 따라 단계별 중합법의 효과가 다를 수 있음을 시사하였다.

대부분의 연구에서 완속기시 중합법에 관한 연구는 서로 상반된 연구결과를 보이고 있으며 또한 플라즈마 광이나 LED 같은 고광도 중합기에서 레진의 중합에 필요한 광에너지가 동일하도록 조사시간을 설정한 광조사법에 대한 연구는 거의 없다.

따라서 본 연구에서는 기존의 할로겐 광중합기로 40초간 조사한 군과 광에너지의 총량이 동일하도록, LED와 플라즈마 광중합기의 단일광도 중합군과 완속기시 중합군의 조사시간을 설정하였다. 할로겐광원과 LED, plasma광원의 단일강도와 완속기시 방식의 수축응력의 차이를 측정함으로써 완속기시 중합의 수축응력에 대한 효과를 상호 비교 분석하고자 하였다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

복합레진은 광중합형 혼성형(hybrid type)인 Filtek Z-250TM(3M ESPE, USA)을 사용하였고, 아크릴릭 주형 내면과 복합레진을 접착하기 위한 접착제로는 Single BondTM(3M ESPE, USA)를 사용하였다. 광중합기로는 할로겐 광중합기인 XL3000TM(3M ESPE, USA)와 LED 광중합기인 Elipar Freelight 2TM(3M-ESPE, USA), 그리고 플라즈마 광중합기인 FlipoTM(LOKKI, France)를 사용하였다. 수축 응력의 측정을 위해 TML foil strain gauge[®](FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)와 TML data loggerTM(TDS.THS-7120, SOKKI, Japan)을 사용하였다(Fig. 1.).

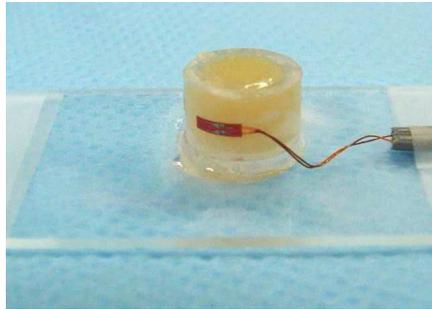


Fig. 1. Strain gauge attached to acrylic ring for measuring of contraction stress.

2. 실험 방법

중합광원에 따라 대조군은 할로겐 광원으로 중합하였고 실험군은 LED 광원으로 중합한 군과 플라즈마 광원으로 중합한 군으로 구분하였으며, 실험군의 조사시간은 할로겐 광원과 광에너지의 총량이 동일하도록 중합하였다.

1) 수축 응력 측정

(1) 시편 제작

내경 7 mm, 높이 3 mm 크기의 아크릴 주형을 아크릴 판에 접착제를 사용하여 접착시키고 주형의 내부를 Microetcher[®](Denville engineering Inc., USA)와 50 μ m

aluminum oxide powder를 이용하여 30초간 sandblasting처리하였다. 그 다음 adhesive인 Single Bond®(3M-ESPE)를 적용하고 광중합하였다. 아크릴 주형의 외면에는 Cyanoacrylate adhesive™(SOKKI, Japan)로 스트레인 게이지를 부착하였다(Fig. 2).

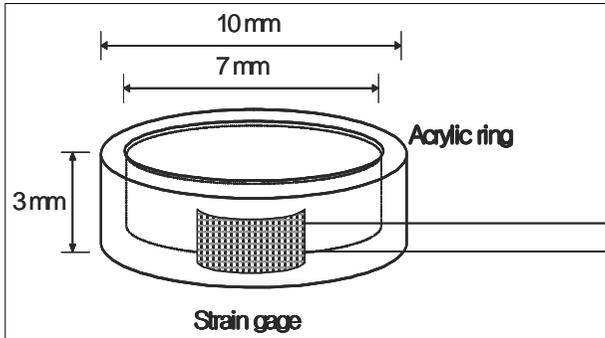


Fig. 2. Schematic drawing of strain gauge attached to acrylic ring for measuring contraction stress.

(2) 복합레진 충전 및 광중합

시편에 부착된 스트레인 게이지를 TML data logger에 연결시키고 광중합전의 초기값을 설정한다. 중합시간은 모든 군의 에너지 총량을 동일하게 하기 위해 Table 1과 같이 중합 방법과 시간을 설정하고 충전 및 중합을 시작하였다. 설정한 광도와 조사시간으로 충분한 중합이 이루어 졌는지를 확인하기 위해 예비실험을 통하여 각 군 시편의 상하면 미세 경도를 측정하였는데 Lutz³⁴⁾가 제시한 충분한 중합의 기준인 하면의 강도가 상면의 80% 이상이 되었음을 확인하였다.

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

Group	Light curing unit	Light source	Curing time (sec)	Light intensity (mW/cm ²)	Manufacturer
I	XL 3000	Halogen	40	400	3M ESPE, USA

II	Elipar Freelight 2	LED	20	800	3M ESPE, USA
III	Elipar Freelight 2	LED	22	200-800(5s) →800(17s)	3M ESPE, USA
IV	Flipo	Plasma	12	1300	LOKKI, France
V	Flipo	Plasma	13	650(2s) →1300(11s)	LOKKI, France

(3) 수축응력의 측정

광중합 시점부터 2초 간격으로 800초간 실시간으로 스트레인 값을 측정한 후 DTDS, THS-7120(SOKKI, Japan) software를 통해 컴퓨터에 데이터를 전송하였다. 데이터는 저장 후 엑셀 프로그램으로 변환, 그래프화 하여 분석하였다. 측정된 스트레인은 software인 Visual Log[®]를 이용해 그래프로 표시하고 스트레인 값은 Hooke's law를 이용하여 각 시점의 수축응력으로 환산하여 기록하였다.

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

* Elasticity of modulus(Acrylic resin) = 3.0×10^3 MPa

2) 통계 분석

각 군의 중합개시 200초, 300초, 400초, 500초, 600초, 700초, 800초 등 시간 경과에 따라 수축응력의 비교, 평가를 위해 Repeated mesures ANOVA를 사용하였고, 각 군간의 수축응력의 차이를 평가하기위해 One way ANOVA를 사용하였으며 Tukey test로 사후 검정을 하였다.

Ⅲ. 실험 성적

모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 수축량이 감소하는 경향을 보였다(Fig. 3, Table 2). 모든 군에서 수축 응력이 계속 증가하였고($p < 0.05$) 전반적으로 플라즈마 단일광도 방식으로 중합한 군의 수축 응력이 가장 높았으며, LED 단일광도, 할로젠 단일광도, LED 완속기시의 순으로 수축 응력이 높았고, Plasma의 완속기시 중합 방식의 수축 응력이 가장 낮았다.

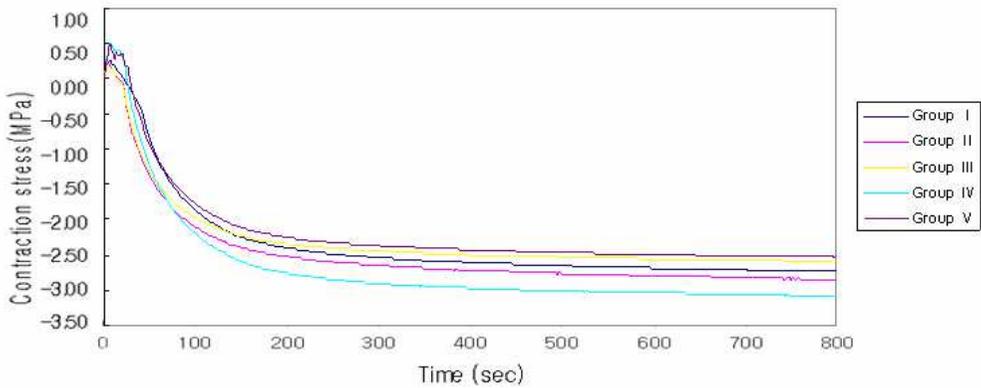


Fig. 3. Contraction stress(MPa) development curves in each group according to measuring time.

Table 2. Polymerization contraction stress(MPa) values(Mean \pm SD) of each group at each measuring time.

Group Time	I	II	III	IV	V
200 sec	2.54 \pm 0.24 ^{ab}	2.88 \pm 0.22 ^a	2.34 \pm 0.18 ^b	2.76 \pm 0.33 ^a	2.25 \pm 0.36 ^b
300 sec	2.69 \pm 0.24 ^{ab}	3.02 \pm 0.24 ^a	2.44 \pm 0.19 ^b	2.90 \pm 0.37 ^a	2.37 \pm 0.36 ^b
400 sec	2.77 \pm 0.24 ^{ab}	3.09 \pm 0.23 ^a	2.50 \pm 0.19 ^b	2.97 \pm 0.34 ^a	2.42 \pm 0.37 ^b
500 sec	2.82 \pm 0.25 ^{ab}	3.14 \pm 0.24 ^a	2.53 \pm 0.20 ^b	3.01 \pm 0.34 ^a	2.46 \pm 0.37 ^b
600 sec	2.85 \pm 0.25 ^{ab}	3.18 \pm 0.24 ^a	2.56 \pm 0.20 ^b	3.04 \pm 0.34 ^a	2.49 \pm 0.38 ^b

700 sec	2.87±0.25 ^{ab}	3.21±0.24 ^a	2.57±0.20 ^b	3.06±0.35 ^a	2.51±0.38 ^b
800 sec	2.89±0.25 ^{ab}	3.23±0.24 ^a	2.60±0.20 ^b	3.08±0.35 ^a	2.87±0.39 ^b

*The different letters(a,b) showed significant difference among groups(p<0.05).

Fig. 4과 Fig. 5는 LED와 플라즈마 광원의 단일광도와 완속기시 방식으로 중합시 측정시간대별 평균 수축응력을 그래프로 나타낸 것으로 LED와 플라즈마의 완속기시 방식이 단일광도 광중합 방식에 비해 수축응력이 적었다(p<0.05). 그러나 LED와 Plasma의 두가지 중합 방식과 Halogen 광원의 수축응력은 통계적 유의차가 없었다(p>0.05).

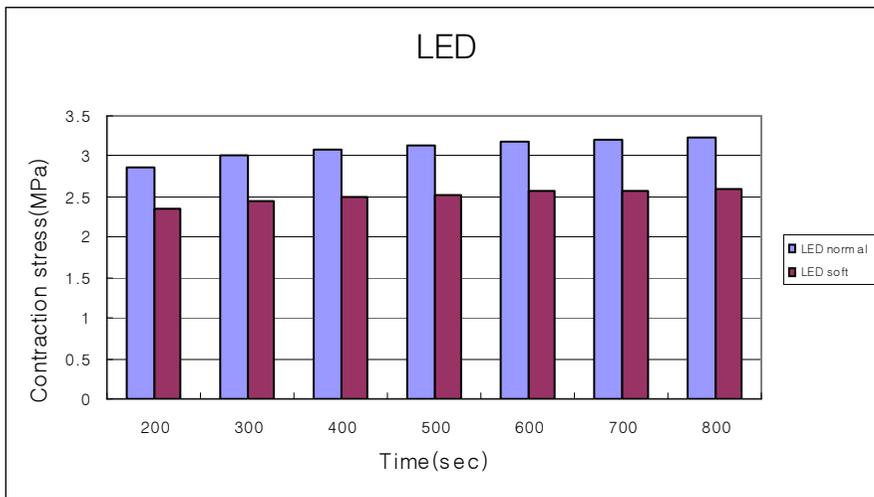


Fig. 4. Mean contraction stress(MPa) values of LED curing groups at each measuring time.

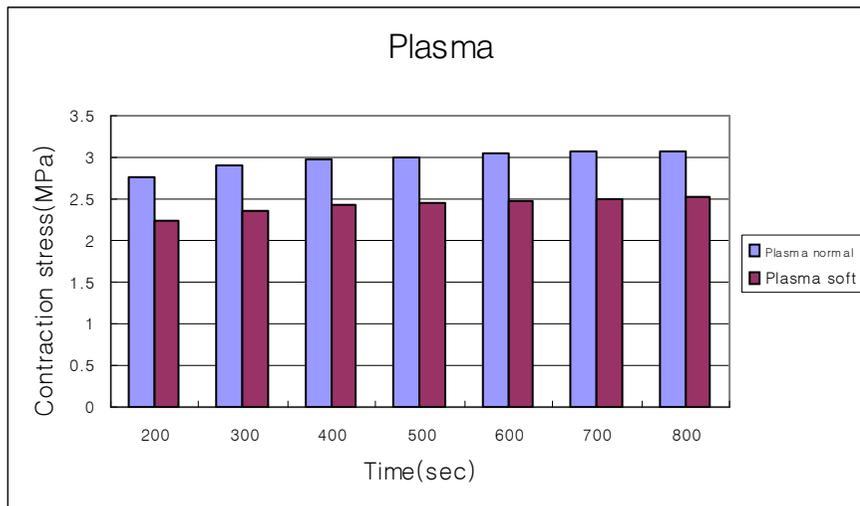


Fig. 5. Mean contraction stress(MPa) values of Plasma curing groups at each measuring time.

IV. 총괄 및 고찰

치과수복용 복합레진의 중합과정에서 발생하는 수축은 충전 와벽과 수복물간의 접촉계면에서 응력을 발생시켜 결합을 파괴하거나 주위 치질의 미세균열을 야기하여 술 후 동통, 이차우식 등 임상적 문제들의 주요원인이 된다. 복합레진을 와동에 접착 후 중합 초기에는 기질의 망상구조 형성이 완료되지 않아 강도가 약하고 탄성한계도 낮아서 분자들의 이동과 재배치가 가능하여 유동성으로 인해 중합수축으로 형성된 응력이 완화될 수 있어 레진과 치질의 접착에 손상이 적다. 그러나 중합이 진행되면서 유동성이 감소하고 탄성계수가 증가하여 응력이 완화될 수 없으므로 접착의 실패를 가져올 수 있다.³⁰⁾ 최근 소개된 상아질 접착제의 접착강도는 20MPa 이상으로 매우 높지만, 이것은 C-factor가 아주 작은 평면의 상아질에 접착하고 24시간 정도의 시간 경과 후 측정된 값이므로 실제 임상에서와는 상당한 차이가 있을 것이며 특히 C-factor가 큰 와동의 경우 초기 복합레진의 중합수축 응력으로 인한 결합의 파괴를 상아질 접착제가 효과적으로 막기는 어려울 것으로 생각된다.

Uno와 Asmussen¹⁵⁾은 화학중합형 복합레진의 경우 중합시 gel화 과정이 지연되어 광중합형보다 유동성이 높으며 중합속도도 느리기 때문에 와동벽에 접착을 형성하는 과정에서 중합수축 응력이 감소되어 광중합형보다 우수한 변연 적합성을 나타낸다고 하였다. 광중합형 복합레진은 화학중합형보다 중합속도가 매우 빠르고 교차결합이 빨리 진행되어 탄성한계 도달시간이 짧으므로 형성된 응력이 복합레진의 유동성에 의해 완화될 가능성이 적으며, 또한 광조사 표면에서부터 중합이 시작되므로 먼저 중합된 표면쪽으로 수축이 진행되어 변연 적합성에 문제가 생길 가능성이 크다

Olive³⁵⁾ 등에 의하면 일반적인 보통광도의 광조사기를 사용하는 경우 순간적으로 최대 강도의 중합광을 조사하게 되므로 복합레진 내부에서 다수의 자유 유리기를 형성하게 되어 수 초 내에 복합레진을 중합시키며, 이 때 발생하는 반응열에 의해 중합속도가 가속된다고 하였으며, Goracci²¹⁾ 등은 그 결과 복합레진의 점성이 급속히 증가하고 수축보상을 위한 내부의 흐름이 억제된다고 하였다. 이에 초기 중합속도를 지연시켜 응력을 완화하려는 여러 연구들이 있어왔으며, 초기 중합반응의 지연은 복합레진 내부에서 점성흐름이 일어나 수축을 보상하는 시간을 연장시킴으로써 응력발생을 지연시키고 또한 발생될 응력을 감소시킨다. 따라서 중합반응 속도의 조절은 복합레진 수복물의 중합수축 응력감소에 중요한 영향을 미치며 이러한 속도를 조절할 수 있는 방법중의 하나가 광도와 광조사 시간을 변화시키는 것이다.

이러한 초기 중합속도를 지연시키려는 여러 광조사 방법들이 소개되었으며, 그 중 광도를 서서히 증가시키는 중합법에 관하여 Goracci²¹⁾ 등은 250mW/cm², 40초 중합군과 30mW/cm²에서 250mW/cm²까지 4분에 걸쳐 광도를 서서히 증가시키면서 중합시킨 균을 비교했을 때 상아질 변연에서 적합도가 향상되었다고 하였고, 또한 Dannison³⁶⁾ 등은 25%의 광도로 10초, 50%의 강도로 10초간 중합하고 100%강도로 20초간 최종 중합하였을 때 경도를 유지하면서 중합수축은 감소한다고 하였으며 박³⁷⁾ 등은 Hybrid 레진과 flowable 레진에서 모두 완속기시 중합방식이 수축응력을 감소시켰다고 하였다.

저광도로 초기 중합 후 고광도로 최종 중합하는 2단계 중합법을 사용하여 실험한 연구등을 보면, Uno와 Asmussen¹⁵⁾은 110V, 30초와 220V, 30초로 중합시켰을 때 적절한 기계적 특성을 유지하면서 변연누출의 폭과 깊이가 감소된다고 하였고, Mehl⁸⁾ 등은 저광도로 초기 중합 후 고광도로 최종 중합하는 방법이 고광도 중합법에 비해 물성 뿐 아니라 변연 적합도도 향상시킬 수 있다고 하였다. Koran과 Kürschner³⁸⁾는 2단계 중합법을 통상적인 광조사 법과 비교한 후 총 광조사량이 중합에 충분한 양이면 수축, 정도 및 중합도는 별 차이가 없으나 변연 적합성은 2단계 방법에서 향상된다고 하였고, Sakaguchi와 Berge³⁵⁾는 2단계 중합군에서 총에너지 양으로 계산 했을 때 21% 정도의 응력완화 효과가 있었고, 중합도는 저, 고광도 중합군과 비교할 때 별 차이가 없었다고 하였다. Burgess⁴⁰⁾ 등은 150mW/cm²에서 10초간, 700mW/cm²에서 30초간 2단계로 중합시켰을 때 물성의 저하 없이 변연 적합성이 우수하게 나타났다고 하였고 Ernst⁴¹⁾ 등도 같은 방법으로 광조사한 경우 중합수축 응력이 감소되었다고 하였다. 그러나 Bouschlicher²⁶⁾ 등은 2단계 방법으로 중합한 결과 중합수축 응력의 감소가 나타나지 않았다고 하였고, Friedl⁴²⁾ 등은 제 5급 와동에서 2단계법으로 변연 적합성을 향상시키지 못하였는데 이는 초기 조사광도가 너무 낮아서 대부분의 중합이 두 번째 광조사에 의해 일어나기 때문이라고 하였으며, Price²⁸⁾ 등도 2단계법으로 중합한 경우 낮은 초기 광도로 인해 복합레진과 상아질간의 결합강도가 향상되지 않았다고 하였다. 본 실험에서도 LED의 완속기시 중합 방식이 Plasma의 완속기시 중합방식보다 수축 응력이 높게 나타난 것은 LED의 초기 조사광도가 너무 낮았기 때문으로 보여진다. 플라즈마 광원으로 사용된 FlipoTM(LOKKI, France)의 완속기시 중합은 처음 2초간 650mW/cm²으로 중합 후 시작되지만 LED 광중합기 Elipar Freelight 2TM(3M-ESPE, USA)는 200mW/cm²에서 5초동안 지수함수적으로 증가하므로 LED 초기 광도는 낮고 그 후 급격히 증가하한다. 이러한 이유로 LED 완속기시 중합군은 완속기시 5초중 고광도인 후반기에 대부분 중합되어 수축응력을 해소하는 정도가 낮은 것으로 생각

된다.

Nomoto⁴³⁾ 등은 광도와 조사시간의 곱으로 계산되는 광에너지 총량이 일정하면 복합레진의 중합깊이가 동일하고 중합도 또한 연관성을 보인다고 하였고, Sakaguchi와 Berge³⁹⁾는 광에너지 총량과 중합수축 응력은 비례관계가 있으나 FTIR로 측정된 중합도와는 비례관계가 나타나지 않았다고 하였으며, Sakaguchi⁴⁴⁾ 등은 광도와 중합수축 응력이 비례관계를 보인다고 하였다. 이러한 이유로 본 실험에서는 광원간의 단일광도와 완속기시의 중합 방법만의 비교를 위해 모든 군의 에너지 총량이 같도록 중합시간을 설정하였다. 할로겐 광원으로 40초간 중합한 군을 대조군으로 하고, 할로겐 광원 40초 동안의 광에너지양과 에너지가 동일하도록 실험군의 LED와 플라즈마광원의 단일광도군과 완속기시군의 중합시간을 설정하여 수축 응력을 비교, 분석하였다.

Pilo와 Cardash⁴⁵⁾는 복합레진의 상층과 하층에서의 경도비가 0.8이상이 되도록 중합할 것을 추천하였는데 이전의 연구 중 광원들의 중합시간을 광원의 제조사의 지시에 따라 중합한 연구에서 시편의 상하면의 경도비가 0.8이하인 경우가 많아 정상범위의 중합에 대한 수축응력을 비교하는데 문제점이 있어 레진의 제조사에서 추천하는 광에너지양과 총량이 같도록 조사하였고 예비실험을 통하여 모든 군 시편의 상하면의 경도비가 0.8 이상임을 확인하였다

중합수축을 측정하는 방법으로는 변연봉쇄와 미세누출을 측정하거나 미세인장강도를 측정하는 간접적인 방법과 직접 수축량이나 수축응력을 측정하는 방법으로 나눌 수 있는데 수축량을 측정하는 방법으로는 dilatometer⁴⁶⁾, linometer⁴⁷⁾, tensiometer⁴⁸⁾ 등이 있고 수축응력을 측정하는 방법으로는 스트레인 게이지^{49,50)}나 finite elemental analysis (FEA)⁵¹⁾, 광탄성법^{52,53)}, 유한요소분석법⁵⁴⁾ 등이 있다. 이중 본 연구에 사용된 스트레인 게이지는 선형 용적변화에 매우 민감하며 하나의 gauge로 수축과 팽창을 자유롭게 측정할 수 있으며 자체 온도보정능력이 있어 다양한 환경하에서도 안정적인 측정이 가능하다는 장점을 갖는다. 재료의 탄성에 의해 보상되는 pre-gel phase의 수축은 측정되지 않으며 부착된 외벽에 응력이 발생하는 gel point부터 측정되기 시작하므로 post-gel phase의 수축만 측정이 가능하며 재료의 중합과정에 따라 실시간으로 측정이 가능하다는 장점을 가진다. 본 실험에서 사용한 TML foil strain gauge®(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)는 온도보정기능이 있고 작고 정확하여 치과분야의 실험에 적합하다.

본 실험 결과 모든 군에서 광중합 직후에는 일시적으로 팽창이 일어났으며 초기에는 급격한 수축률을 보였고 시간이 지날수록 감소량이 줄어드는 경향을 보였는데 이는 여

러 선학들의 연구 결과와 일치하는 것으로 초기 팽창은 중합 시 광중합기에서 발생하는 열에 의한 재료의 일시적 팽창일 것으로 사료된다. 또한 동일한 광원에서 각각의 다른 중합방식에 따른 수축률을 비교하였을 때 단계별 중합의 LED 중합군이 단일광도의 LED 중합군보다 낮은 수축률을 보였으며 플라즈마에서도 단계별 중합군이 단일광도의 플라즈마 중합군과 비교하여 낮은 수축값을 보였다($p < 0.05$). 이는 Yoshikawa 등⁵⁵⁾의 연구 결과와 일치하는 것으로 본 실험에서는 플라즈마 광원과 LED 광원 사용의 단계별 중합방식이 수축응력을 감소시켰고 감소된 평균량은 Plasma에서 더 컸다.

중합수축에 관해 Duret⁵⁶⁾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 재 확산을 감소시켜 오히려 수축을 줄인다는 가설을 보고한바 있다. 이는 수축률 면에서 중합이 매우 급속하게 일어남으로 그에 따른 높은 중합수축이 발생 할 수 있으나 불충분한 에너지 밀도로 인해 단량체 전환율 감소를 초래하여 전체적인 중합수축이 감소 된 것으로 보여진다. 본 실험에서는 보다 완전한 중합을 위해 광에너지의 총량을 동일하도록 하였고 미세경도를 통해 확인하였다. 그 결과 통계적 유의차는 없지만 전반적으로 할로겐 광원보다 LED와 플라즈마 광원의 완속기시 중합방식의 수축 응력이 적었는데 이러한 결과는 광도의 조절을 통해 중합 수축을 줄일 수 있다는 가능성을 제시하는 것이라 할 수 있다.

복합레진 수복의 성공적인 시술은 복합레진의 중합수축, 유동성, 탄성계수, 중합정도 및 치질과의 결합강도 등에 의해 영향을 받는데, 이중 중합수축 응력은 여러 가지 요소가 복합적으로 관여하는 과정이기 때문에 한두 가지 요인으로 중합수축에 대해 단정적으로 결론내리기는 어렵다. 그러나 본 실험의 결과 임상에서 시술시간을 줄이기 위해 고광도의 광조사기를 사용할 경우 단일광도 중합보다 완속기시 중합방식이 중합수축을 줄이는데 유리하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 LED와 플라즈마 광원의 복합레진의 중합시 완속기시 중합방식이 수축응력에 미치는 효과를 비교, 평가하고자 하였다. 할로겐 광원으로 40초간 조사하여 복합레진을 중합한 경우와 LED와 플라즈마 광원의 단일광도 중합방식과 완 기시 중합방식으로 할로겐 40초동안의 광에너지와 총량이 동일하도록 조사시간을 설정하여 발생하는 수축응력을 비교, 분석 및 평가한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다

1. 모든 군에서 중합 후 200초까지 수축응력이 급격하게 증가하였으나 이후 마지막 측정 시간인 800초까지 완만한 증가를 보였다. ($P < 0.05$)
2. 할로겐 광원에 비해 LED와 플라즈마 광원의 완속기시 중합의 수축응력이 적었으나 유의차는 없었다. ($P > 0.05$)
3. LED와 플라즈마 광원의 단일광도 중합방법이 할로겐 광원의 중합보다 수축응력이 컸으나 유의차는 없었다. ($P > 0.05$)
4. LED와 플라즈마 광원의 완속기시 중합방법이 단일광도 중합방법에 비해 수축응력이 낮게 나타났다. ($P < 0.05$)

완속기시 중합 방식을 사용할 경우 단일광도 중합 방식보다 수축응력을 감소시킬 수 있어 임상적으로 고풍도 광원인 LED와 플라즈마 광원의 경우 완속기시 중합 방식의 사용이 유리하다고 사료된다.

참고문헌

1. 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.
2. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, et al. : Polymerization contraction stress of resin composite restoration in a model class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*, 12:309-319, 2000.
3. Feizer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Curing contraction of composites and glass ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59:297-300, 1988
4. Jensen ME, Chan DC : Polymerization shrinkage and microleakage. In : Vanherle G. Smith DC (eds). *Posterior composite resin dental restorative material*. ed 1. Urecht, The netherlands L szulc 243, 1985
5. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshima M, et al. : A review of polymerization contraction : the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 21:17-24, 1996
6. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS : Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent mater*, 9:6-12, 1993
7. Hickman J, Jacobsen PH : Finite element analysis of dental polymeric restorations. *Clin Mater*, 15:238-242, 1999
8. Mhel 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
9. Price RB, Derand T, Andreou P, et al : The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials*, 24 : 1013-1021, 2003
10. 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.
11. Estafan D, Estafan A, Leinfelder KF : Cavity wall adaptation of resin-based composites lined with flowable composites. *Am J Dent*, 13:192-194, 2000.
12. 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.
13. Labella R, Lambrechts P, van Meerbeek B, et al. : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 14:128–137, 1999.
 15. Uno S, Asmussen E : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*, 99:440–444, 1991.
 16. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC : Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dent Mater*, 20:388–396, 2004.
 17. Versluis A, Douglas WH, Cross M, et al. : Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75:871–878, 1996.
 18. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH : Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light cured composite restorations. *J Dent Res*, 75:1477–1483, 1996.
 19. 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.
 20. Figueiredo Reis AF, Giannini M, Ambrosano GM, 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.
 21. Goracci G, Mori G, de Martinis LC : Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int*, 27:355–362, 1996.
 22. Hofmann N, Hiltl O, Hugo B, et al. : 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.
 23. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, et al. : 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.
 24. Nilgun Ozturk A, Usumez A, Ozturk B, et al. : Influence of different light

sources on microleakage of class V composite resin restorations. *J Oral Rehabil*, 31:500-504, 2004.

25. 위유민, 오유향, 이상호 등 : 완속기시 광조사 방식이 복합레진의 중합 및 수축 응력에 미치는 효과. *대한소아치과학회지*, 32:332-343, 2005.

26. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB : Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*, 12:23-32, 2000.

27. 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.

28. Price RB, 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.

29. Hofmann N, Denner W, Hugo B, et al. : 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.

30. 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.

31. Yap AU, Ng SC, Siow KS : Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 26:260-266, 2001.

32. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E : Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent*, 14:145-147, 2001.

33. Soh MS, Yap AU, Siow KS : Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. *Oper Dent*, 29:317-324, 2004.

34. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A : Lightpolymerization . The principles and practical tips for its correct use. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 102:574-588, 1992.

35. Olive GH, Oive S. : Polymerization katalisekinetic mechanism. *Chemie. Weinheim Bergstraße*, 1979

36. Denisson JB, Yaman P, Seir R, et al : Effect of variable light intensity on composite shrinkage. J Prosthet Dent, 84 : 499-505, 2000.
37. 박종휘, 이난영, 이상호 : 단계별 관중합 방식이 복합레진 수복물의 수축응력과 변연 접합도에 미치는 영향. 대한소아치과 학회지, 32: 221-232, 2006
38. 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, 10:17-22, 1998
39. Sakaguchi RL, Berge HX : Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composite. J. Dent, 26:695-700, 1988
40. Burgess JO, de Goes M, Walker R, et al : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract. Periontics Aesthet. Dent, 11:125-132, 1999.
41. Ernst CP, Kurschner R, Rippin G, et al. : Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. Am J Dent, 13(2):69-72, 2000.
42. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, et al : Marginal adaptation of Class V restoration with and without "Soft start-polymerization". Oper Dent, 25:26-32, 2000.
43. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. : Effect of light intensity on polymerization of light cured composite resins. Dent Mater J, 13:198-205, 1994.
44. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, et al. : Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent, 20:178-182, 1992.
45. Pilo R, Cardash HS : Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater, 8:299-304, 1992.
46. Katona TR, Winkler MM : Stress analysis of a bulk filled Calss V light cured composite restoration. J Dent Res, 73:1470-1477, 1994.
47. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with an linometer. Dent Mater, 9:11-14, 1993.
48. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of

- polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater*, 15:447-449, 1999.
49. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC : Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 20:183-188, 1992.
50. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain guage method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312-316, 1991.
51. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH : Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J Dent Res*, 75:1477-1483, 1996.
52. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, et al. : Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*, 12:309-319, 2000.
53. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, et al. : Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater*, 20:313-321, 2004.
54. Katona TR, Winkler MM : Stress analysis of a bulk filled Class V light-cured composite restoration. *J Dent Res*, 73:1470-1477, 1994.
55. 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.
56. Duret F : Rapid photopolymerization of dental composite material by combining two synergistic technologies: Plasma arc light and xenon gas. *DMD Dent/Medical Diagnostic Syst, Inc*, 1996-2000.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057246	과 정	석사
성 명	한글: 정 양 석 한문: 鄭 楊 錫 영문: Chung, Yang Seok				
주 소	광주광역시 북구 용봉동 모아 미래도 apt 104동 706호				
연락처	E-MAIL: metaldrum@hanmail.net				
논문제목	한글: LED와 플라즈마 광원의 완속기시 광중합 방식이 복합레진의 수축 응력에 미치는 영향 영문: Effect of soft-start curing on the contraction stress of composite resin restoration polymerized with LED and plasma curing unit				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(0) 조건부 동의() 반대()

2007년 2 월 일

저작자: 정 양 석 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하