

LED 광중합기의 조사 mode가 복합레진의 미세경도 및 수축응력에 미치는 영향

박인호 · 오유향 · 이난영 · 이창섭 · 이상호

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

이 연구의 목적은 LED 광중합기(Elipar Freelight 2®, 3M-ESPE, USA)의 조사 mode에 따른 복합레진(Supreme®, Filtek Flow®, 3M-ESPE, USA)의 수축응력과 미세경도를 평가하는 것이다. 수축응력을 측정하기 위해 스트레인 게이지가 사용되었다. 표본은 조사 mode와 충전방법에 따라 6개의 군으로 나누어졌다.

A군 : Filtek Flow®이장, Supreme® 충전, 10초 광중합, B군 : Filtek Flow®이장, Supreme® 충전, 15초 광중합, C군 : Filtek Flow®이장, Supreme® 충전, 15초 soft start 광중합, D군 : Supreme® 충전, 10초 광중합, E군 : Supreme® 충전, 15초 광중합, F군 : Supreme® 충전, 15초 soft start 광중합.

스트레인 게이지를 아크릴릭 링에 부착하고 strainmeter에 연결한 후 광중합하고 10분 동안 1초 간격으로 측정하고 기록하였다. 24시간 후에 각각 표본의 미세경도를 측정하였다. 결과는 ANOVA와 Tukey test를 이용해 통계학적으로 분석하였다. 결과는 다음과 같았다.

1. Soft start curing 했을 때 수축응력이 낮았다($p < 0.05$). Flowable resin을 이장한 군에서는 효과가 없었다.
2. 10초간 조사한 군은 15초간 조사한 군에 비해 수축응력이 적었다($p < 0.05$).
3. 미세경도 측정결과 상면과 하면에서 각 군 간에 차이는 없었다($p > 0.05$). 하지만, 하면의 미세경도가 상면에 비해 80%에 이르지 못했다.

주요어 : LED 광중합기, 수축응력, 미세경도

I. 서 론

최근 치과용 수복재료의 심미성에 대한 관심이 높아지면서 광중합 복합레진의 사용이 증가되고 있다. 복합레진 수복물이 임상적으로 만족할 만한 결과를 얻기 위해서는 레진이 충분히 중합되어 적절한 물리적 성질과 색조 안정성을 가져야 하며 중합에 사용되는 광원의 광도와 파장, 광조사 시간이 중합도에 영

향을 미칠 수 있다. 이에 따라 복합레진의 중합에 사용되는 광원의 종류와 광조사 시간, 광조사 방법이 다양하게 소개되고 있다.

현재까지 가장 널리 사용되고 있는 광원은 할로젠이며 전기 에너지로 텅스텐 필라멘트를 가열하여 빛을 생성한다. 할로젠 광중합기에서 방출되는 빛의 파장은 대부분 광중합 복합레진의 광개시제로 사용되고 있는 camphoroquinone이 가장 효과적으로 반응하는 470 nm외에도 넓은 영역의 파장을 포함하고 있기 때문에 중합 과정 중에 빛이 레진에 의해 흡수되는데 있어 효율성이 떨어지며 따라서 치아와 레진에 상당한 열이 발생한다¹⁾. 또한 광중합기 자체에서 발생하는 열에 의한 전구와 필터의 노후로 50~100시간 정도의 짧은 수명을 갖는 단점을 가지고 있다²⁾.

교신저자 : 이 상 호

광주광역시 동구 서석동 375번지
조선대학교 치과대학 소아치과학교실
Tel : 062-220-3860
E-mail : shclee@chosun.ac.kr

* 이 논문은 2003년도 조선대학교 학술연구비의 지원에 의해 연구되었음.

이러한 문제점을 줄여줄 수 있는 대안으로 LED(Light emitting Diode)를 이용한 광중합기가 개발, 시판되고 있다. 할로겐 광중합기는 빛을 전기 저항이 큰 필라멘트에서 생성하는 반면에, LED 광중합기는 반도체를 이용해 청색광을 생성한다. LED는 474 nm 영역에서 작동하며 440~490 nm의 좁은 파장대를 가지고 있어 camphoroquinone의 활성 스펙트럼과 거의 일치하여 중합이 효율적으로 이루어진다¹⁾. LED 광중합기의 경우 수명도 10,000시간 이상에 달하며, 시간이 경과함에 따라 노후되거나 유의할 만한 광강도의 감소를 보이지 않고 지속적으로 빛의 세기가 유지되며 중합시 열 발생이 없으므로 기기내의 열을 식히는 환풍기가 필요없어 소음도 없다. 또한 반도체에 의해 원하는 청색광을 직접 얻어내므로 필라멘트와 필터가 필요없어 기기의 크기가 작고 전기 소모가 적어 충전이 가능하여 이동이 간편하다^{3,4)}.

Fujibayashi 등^{5,6)}에 의하면 450 nm의 파장과 100 mW/cm²의 광도를 갖는 LED 광중합기로 중합한 레진과 광도를 동일하게 조절한 할로겐 중합기로 중합한 레진의 중합심도와 Knoop 경도를 비교한 결과 두 광원 사이에 차이를 나타내지 않았으며, LED 광중합기의 파장을 470 nm로 조절하여 같은 실험을 하였을 때는 LED 광중합기로 중합한 레진에서 중합 심도와 단량체 전환률이 더 좋은 결과를 나타내었다. Mills 등⁷⁾은 290 mW/cm²의 광도를 갖는 LED 광중합기와 광조사량을 300 mW/cm²로 조절한 할로겐 중합기로 중합한 레진의 중합 심도를 비교한 결과 LED 중합기에서 더 좋은 결과를 나타내었다고 보고하였다. LED나 plasma arc 같은 고풍도를 이용한 중합법은 치료 시간의 단축은 물론, 오염 방지 측면의 장점을 보이나, 이론상 계면 틈새가 커질 가능성이 높다는 단점도 있다. Fan 등⁸⁾은 고풍도로 중합시키면 수축응력의 분산이 어려워 접착계면 간에 틈새가 생긴다고 하였다. 또한 Unterbrink와 Muessner⁹⁾도 고풍도 중합시 수축응력이 커지는 단점이 있다고 했다.

LED 광중합기는 통상적으로 광중합하는 방식과 중합수축을 줄이기 위한 soft start 방식이 있다. Soft start 방식은 저광도로 중합을 시작하여 고풍도로 마무리하는 2단계 방식을 일컬으며, 초기 중합과정을 지연시켜 재료 자체의 유동성을 허용함

으로써 중합수축을 감소시키고 이로 인해 수복물의 변연적합도를 향상시킬 수 있다^{9,12)}고 보고되었다. 또한 물성이나 중합도의 측면에서도 기존의 광중합 방법과 유사한 효과를 나타낸다^{9,11)}고 보고된 바 있다. 하지만 최근에 발표된 다른 연구 결과들^{9,13)}에서 soft start 광중합을 시행한 후 통상적인 광중합 방법에 비해 중합수축응력의 감소나 변연적합도의 향상을 보이지 않았다고 보고한 바 있어 아직까지 논란이 되고 있다.

중합수축을 측정하는 방법에는 여러 가지가 있는데 이 중 스트레인 게이지법은 1989년 Sakaguchi와 Douglas¹⁴⁾가 처음 소개한 방법으로 비교적 간단하고 정확하게 중합수축을 실시간으로 측정할 수 있는¹⁵⁻¹⁷⁾ 장점을 가진다. 또한 광중합 후 복합레진의 중합도 및 물성을 평가하기 위한 다양한 방법들이 소개된 바 있는데 이 중 미세경도 측정법이 정확성과 측정의 용이함으로 인해 가장 보편적으로 사용되어 왔다.

본 연구에서는 soft start 중합 방식이 일반적인 조사 방식과 비교하여 수축응력의 차이가 있는지를 알아보고자 하였으며, 이와 더불어 수축응력을 줄일 수 있는 방법으로 알려진 flowable resin 적층충진법과 병용 사용시 soft start 중합 방식이 효과가 있는지를 알아보고자 하였다. 이를 위해 수축응력을 스트레인 게이지법으로 측정해 보고, 중합도의 비교를 위해 미세경도를 측정해 중합 효율성과 수축응력의 발생면을 고려한 적절한 LED 광중합 방식을 연구하고자 한다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

광중합기로는 LED 방식의 Elipar Freelight 2[®](3M-ESPE, USA)를 사용하였고, 충전재료는 나노필러를 이용한 Filtek Supreme[®](3M-ESPE, USA)과 Filtek Flow[®](3M-ESPE, USA)를 사용하였다. 중합수축량 및 수축응력의 측정을 위한 스트레인 게이지로는 TML foil strain guage[®](FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)를 사용하였고, 스트레인 측정기로는 TML data logger[®](TDS.THS-7120, SOKKI, Japan)를 사용하였다.

Table 1. Classification of experimental groups

Group	Filling method	Curing mode
A	Filtek Flow [®] liner + Supreme [®]	LED 10sec
B	Filtek Flow [®] liner + Supreme [®]	LED 15sec
C	Filtek Flow [®] liner + Supreme [®]	LED15sec(including 5sec soft start)
D	Supreme [®] only	LED 10sec
E	Supreme [®] only	LED 15sec
F	Supreme [®] only	LED15sec(including 5sec soft start)

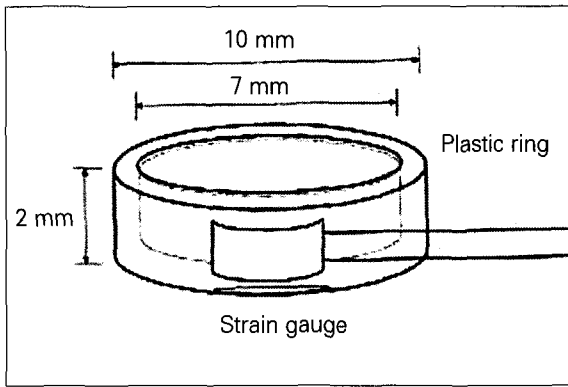


Fig. 1. Schematic drawing of straining gauge application for measuring contraction stress

2. 실험 방법

1) 실험군 분류

광중합 방법에 따라 Table 1과 같이 군을 설정하였으며, 각 중합수축률 측정실험과 미세경도 측정실험을 시행하였다.

2) 중합수축률 측정

(1) 시편 제작

내경 7mm, 높이 2mm 크기의 아크릴 주형의 내부를 Microetcher®(Denville engineering Inc., USA)를 이용하여 30초간 sandblasting하고 외면에 Cyanoacrylate adhesive®로 스트레인 게이지를 부착한다(Fig. 1). 슬라이드 글라스 위에 아크릴 주형을 고정시키고, 주형의 내부에 adhesive인 Single Bond®(3M-ESPE)를 적용하고 광중합하였다. A, B, C 3개군은 Filtek Flow®를 이장한 후 Supreme®을 충전하고, D, E, F 3개군은 Supreme®으로만 충전하여 각 군당 15개의 시편을 준비하였다.

(2) 광중합 및 중합에 따른 스트레인 측정

시편에 부착된 스트레인 게이지를 스트레인 측정기에 연결시키고 광중합 초기값을 설정한 후 충전물 상부 1 mm에서 각 군에 따라 광중합 시켰다. 광조사 시점부터 1초 간격으로 10분간의 스트레인 값을 측정한 후 분석을 위해 컴퓨터에 데이터를 전송하였다.

(3) 수축응력의 측정

측정된 스트레인은 software인 Visual Log®를 이용해 그래프로 표시하고 스트레인 값은 다음의 환산식에 넣어 각 시점의 수축응력으로 환산하여 기록하였다.

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

$$\text{*Elastic modulus of acrylic resin : } 3.0 \times 10^3 \text{MPa}$$

(4) 수축응력의 평가

각 군의 100초, 200초, 400초, 600초의 strain 값을 비교, 분석하였다.

3) 미세경도 측정

(1) 시편 제작

내경 3 mm, 높이 2 mm의 아크릴 주형 내에 수축응력 측정군과 같이 레진을 충전하고 상면에서 광중합하여 각 군당 10개씩 모두 60개의 시편들을 제작하였다.

(2) 미세경도 측정

광중합 24시간 후 미세경도기(Vickers hardness tester®, Intron, USA)를 사용하여 하중 50 g, 접촉시간 10초의 조건 하에서 각 시편의 상면과 하면의 미세경도를 각각 측정하였다.

4) 통계 분석

각 군의 중합개시 100초, 200초, 400초, 600초 후의 수축응력 비교, 분석을 위해 ANOVA를 사용하였고, 사후검정을 위해 Tukey test를 사용하였다.

III. 실험 성적

1. 수축응력의 측정

Fig. 2는 Filtek Flow® lining을 한 A, B, C 군의 10분간의 수축응력의 변화를 나타낸 그래프이며, Fig. 3은 Supreme®으로만 충전한 D, E, F 군의 10분간의 수축응력의 변화를 나타낸 그래프이다.

Fig. 2에서 처음 100초간의 수축응력은 flowable resin만의 수축응력을 나타낸 것인데 15초를 조사한 B군이 10초를 조사한 A군보다 수축응력이 작았다. 하지만, 다른 시간대에서는 A군이 B군보다 수축응력이 작았다. 전 시간대에 걸쳐 soft start curing을 한 C군의 수축응력이 컸다. Fig. 3에서는 모든 시간대에서 soft start curing을 한 F군의 수축응력이 가장 작았고, 10초를 조사한 D군이 15초를 조사한 E군보다 작았다.

Table 2는 A, B, C 군의 중합 후 100초, 200초, 300초, 400초, 600초에서의 수축응력의 평균과 표준편차이며, Fig. 4는 이를 그래프로 나타냈다.

Table 3은 D, E, F 군의 중합 후 100초, 200초, 300초, 400초에서의 수축응력의 평균과 표준편차이며, Fig. 5는 이를 그래프로 나타냈다.

2. 미세경도의 측정

Table 4와 Fig. 6은 중합 후 24시간 후의 D, E, F 군의 상면과 하면에서 각각의 미세경도의 평균과 표준편차이다. Fig. 7은 각 군의 상면과 하면의 미세경도를 비교하였다. 모든 군의

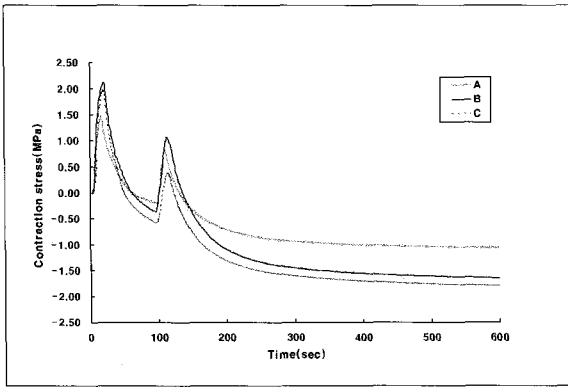


Fig. 2. Changes of contraction stress of group A, B and C during 10 minutes

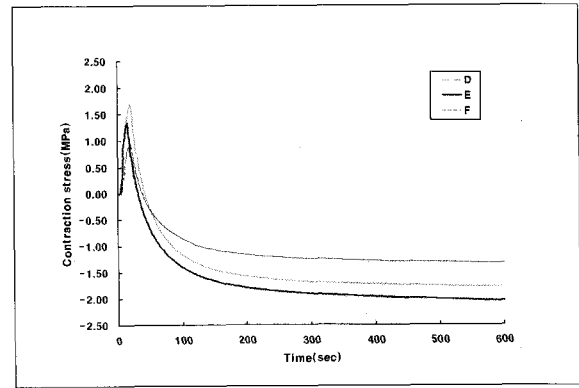


Fig. 3. Changes of contraction stress of group D, E and F during 10 minutes

Table 2. Polymerization contraction stress values(Mean±SD) of Filtek Flow[®] lining group as a function of time

Group	Exposure time			
	100sec	200sec	400sec	600sec
A	0.14±0.09 ^a	0.07±0.16 ^a	1.00±0.18 ^a	1.05±0.18 ^a
B	0.07±0.22 ^a	1.08±0.15 ^b	1.55±0.13 ^b	1.64±0.14 ^b
C	0.52±0.25 ^b	1.31±0.29 ^b	1.69±0.27 ^b	1.79±0.29 ^b

* The different letter is significant difference(p<0.05).

Table 3. Polymerization contraction stress values(Mean±SD) of Supreme[®] group as a function of time

Group	Exposure time			
	100sec	200sec	400sec	600sec
D	1.16±0.18 ^a	1.57±0.16 ^a	1.72±0.14 ^a	1.78±0.14 ^a
E	1.39±0.19 ^b	1.78±0.24 ^a	1.96±0.26 ^a	2.04±0.27 ^b
F	0.86±0.21 ^c	1.16±0.22 ^b	1.28±0.24 ^b	1.33±0.25 ^c

* The different letter is significant difference(p<0.05).

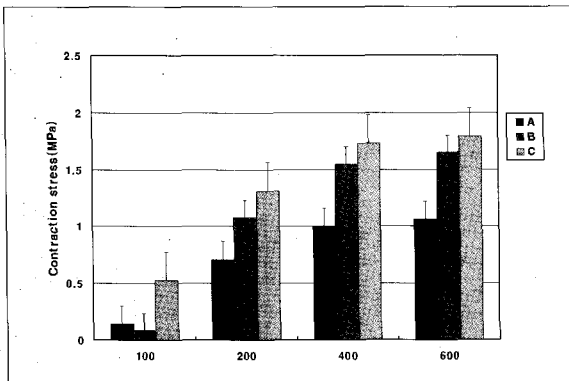


Fig. 4. Mean contraction stress values of group A, B and C at each measuring point

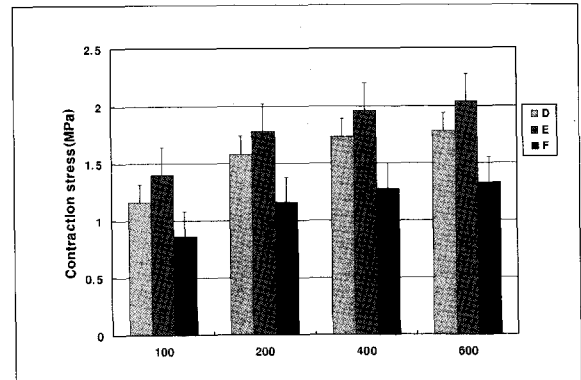


Fig. 5. Mean contraction stress values of group D, E and F at each measuring point



Fig. 6. Mean microhardness values(Vicker's hardness, Number) of group D, E and F group at upper and lower surface

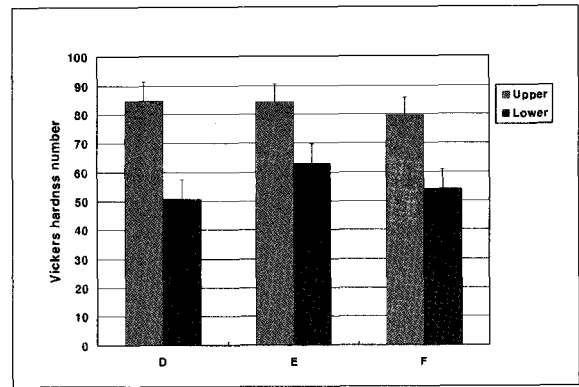


Fig. 7. Mean microhardness values(Vicker's hardness, Number) of upper and lower surface of group D, E and F

Table 4. Microhardness values(Vicker's hardness, Number) of each group (Mean±SD)

Group	Area	
	Upper	Lower
D	84.80±7.24 ^a	50.67±9.81 ^a
E	84.30±6.39 ^a	62.83±3.37 ^b
F	79.46±6.91 ^a	54.06±6.81 ^a

* The different letter is significant difference(p<0.05).

상면이 하면에 비해 높은 수치를 나타내었으며, 상면 간에는 유의한 차이가 없었다. 하지만 하면에서는 E군이 유의하게 높은 수치를 나타내었다.

IV. 총괄 및 고찰

현재 가장 많이 사용되고 있는 광중합 조사기인 할로겐 광중합기는 중합에 필요한 파장 이외에도 넓은 파장을 포함하고 있어 치아와 레진에 상당한 열이 발생하고 최소 40초의 조사시간이 추천되며 자체에서 발생하는 열 때문에 수명이 짧아지는 단점이 있다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 최근 사용이 늘고 있는 LED 광중합 조사기는 열 발생이 적고, 냉각팬이 없어 소음이 적으며, 수명은 광도의 감소 없이 수천 시간에서 만 시간 이상인 것으로 알려져 있다¹⁸⁾. 또한 470nm에 근접하는 좁은 영역의 파장을 갖는 빛을 방출하여 광개시제인 camphroquinone을 보다 효과적으로 활성화시킨다¹⁾.

LED 광중합기 대해서는 여러 연구가 행해져 왔다. Nomura 등¹⁹⁾의 실험에서는 LED 광중합기를 이용해 광중합한 복합레진이 할로겐 광중합기에 의한 것보다 중합률이 더 높고 3차원의 구조가 더 안정적인 것으로 보고하고 있다. 그러나, Asmussen와 Peutzfeldt²⁰⁾의 실험에서는 400mW/cm²의 광의 세기를 갖는 할로겐 광중합 조사기와 300mW/cm²의 광의 세기를 갖는

LED 광중합 조사기로 중합한 후 굽힘 강도, 중합깊이 및 중합률을 비교한 결과 LED 광중합기로 중합한 결과가 더 낮은 값을 나타내었으며, Kurachi 등²¹⁾과 Dunn과 Bush²²⁾의 실험에서도 LED 광중합기와 할로겐 광중합기를 이용한 복합레진 중합 후의 물성이나 중합 효율도가 LED 광중합기의 경우 비슷하거나 더 낮은 것으로 보고하고 있다. 그러나, 이러한 연구는 제조회사에서 추천하는 10초나 15초의 광중합 시간에서의 중합 수축력이나 미세경도에 대해서는 거의 이루어지지 않았다. 그래서, 본 연구에서는 10초와 15초 LED 광조사시 중합 수축력과 미세경도에 대해 조사해 보았다.

본 연구에서 사용한 Elipar Freelight®(3M-ESPE, USA)는 초기에 낮은 세기로 광을 조사하다가 광의 세기를 올리는 soft start 방식이 있는데, Kanca와 Suh²³⁾, Uno와 Asmussen²⁴⁾은 soft start 방식으로 중합한 후의 복합레진을 평가해 변연 적합도가 우수하고 여러 물성들도 향상된 것으로 보고하였고, 권 등²⁵⁾은 스트레인 게이지를 이용하여 수축률을 조사하여 soft start 방식을 사용했을 때 낮은 수축률을 보인다고 했다. 그러나, Yap 등²⁶⁾은 초기의 낮은 빛의 세기가 레진의 깊은 곳까지의 빛의 침투를 저해하여 오히려 반대의 결과가 나타난 것으로 보고하고 있다. 중합 수축을 줄이는 방법으로 알려진 다른 방법은 흐름성이 좋은 flowable resin을 이장하여 적층충진 하는 방법이다. 이 방법에 대해 Kemp-Scholte와 Davdison²⁷⁾은 flowable liner는 보다 나은 적합성을 제공하므로 수축응력을 줄이는데 도움을 준다고 하였고 Lim 등²⁸⁾은 낮은 탄성율을 갖는 재료를 구치부 수복용 복합레진과 복합 사용시 상방의 packable composites이 중합될 때 나타나는 수축응력을 하방의 낮은 탄성계수의 재료가 퍼지거나 늘어남으로써 보상할 수 있으며 궁극적으로는 stress breaker로서 작용할 수 있게 된다고 하였다. 본 연구에서는 flowable resin인 Filtek Flow®(3M-ESPE)를 liner로 적용했을 때 통상적인 방법과 soft start 방식으로 했을 때의 수축응력을 조사하였다.

중합수축의 측정방법은 mercury dilatometer²⁹⁾, water dilatometer^{30,31)}와 density bottle¹⁴⁾과 LVDT transducer^{32,33)}

등이 있다. 수은이나 물을 이용한 dilatometer의 경우 시간과 노력이 많이 들고 특히 온도에 민감한 반응을 보이기 때문에 정확한 측정을 위해서는 완벽한 실험실 환경과 많은 노력이 필요하며, 비중을 이용하는 방법은 중합이 이루어질 때까지 재료를 액체에 담가두는 과정에서 중합이 덜 된 재료에 흡수되는 액체의 양에 의하여 전체적인 중합 수축이 영향을 받을 수 있는 문제점이 있다. 온도에 대해 민감성의 불편을 없앤 LVDT transducer는 커버 덮개의 굴곡을 LVDT transducer를 통해 계측하여 중합 수축을 결정한다. 그러나, 이 방법은 표본의 기하학적 형태에 따라 수치가 선형수축량의 한 배에서 세 배까지도 측정될 수 있는 불안정성의 문제점을 가진다고 보고되었다. 본 실험에서 사용한 스트레인 게이지법은 매우 정확한 선수축율의 측정이 가능하고 중합과정을 실시간으로 측정할 수 있으며 중합이 비교적 간단하다^{13,34,35}. 또한 중합수축 과정 중 pre-gel shrinkage는 재료자체의 흐름성으로 인해 응력이 상쇄되어 수축응력이 발생하지 않는데 재료의 강직성이 증가하여 탄성계수를 나타내는 post-gel shrinkage의 경우에는 수축응력으로 인한 임상적 문제가 야기된다³⁶. 스트레인 게이지법은 post-gel만의 측정이 가능하며 동시에 정확한 수축응력의 측정이 가능하다는 점도 장점으로 들 수 있다^{15,16,37}.

스트레인 게이지는 부착시킨 시료의 변형에 의해 발생하는 미세한 전기적 저항의 변화를 스트레인 측정기를 통해 선형 변형율로 나타내주는 장치이다³⁵. 본 실험에서 사용한 스트레인 게이지인 TML foil strain gauge®(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)는 온도보정기능이 있고 작고 정확하여 치과분야에서의 실험에 적합하다.

본 실험에서 Filtek Flow® liner를 한 A, B, C 세 개의 군의 수축응력을 100초, 200초, 400초, 600초에서 비교하였는데 일단 Filtek Flow® liner를 한 후 광조사하고, packable resin인 Supreme®을 충전 후 100초가 지나서 두 번째 광조사를 하였다. 따라서 100초에서의 수축응력은 Filtek Flow®만의 수축응력이라 할 수 있다. 모든 시간대에서 5초간 저광도 조사 후 10초간 일반광도로 조사한 soft start 방식을 사용한 C군에서 수축응력이 유의성 있게 높게 나타났다. 반면에 Filtek Flow® liner 없이 Supreme® 만으로만 충전한 D, E, F 군에서는 soft start 방식으로 광조사 한 F군에서 수축응력이 유의성 있게 낮게 나타났다. 이는 soft start 중합방식이 강한 기계적 물성을 갖게 되는 경화시점을 늦춰줌으로써 중합수축을 일부 해소할 수 있는 레진의 흐름성을 어느정도 지속시켜 줌으로써 수축응력을 줄여주는데 liner로 사용한 Filtek Flow®의 큰 흐름성 때문에 soft start 중합방식이 제대로 역할을 못했기 때문으로 생각된다.

본 실험에서 광조사 600초 후 수축물에는 거의 변동이 없어 600초에 측정된 수축응력이 최종 수축응력치에 근접할 것으로 생각되는데 A군은 1.18MPa, B군은 2.04MPa, C군은 1.33MPa, D군은 1.05MPa, E군은 1.64MPa, F군은 1.79MPa의 수축응력을 보였다. 이는 중합 14분 후에 수축응

력 값이 1.8-2.6MPa 이라고 보고한 Sakaguchi 등¹⁵의 결과와는 비슷하지만, Bowen 등³⁵이 20분 후 수축응력이 5.5-7.8MPa 이라고 보고한 것과 Bouschlicher 등¹³이 중합 5분 후 수축응력 값이 8-11MPa 이라고 한 것과는 차이가 있다. 수축응력의 정도는 각각의 실험에서 사용된 주형의 크기와 C-factor(configuration factor), 조사된 광량 및 광조사 시간, 실험 재료의 탄성계수, 중합 수축량, 중합반응의 속도 등에 의해 영향을 받는 것^{36,38}으로 알려져 있으며, 이러한 변수들에 의해 각 실험마다 다른 결과가 나온 것으로 생각된다. C-factor는 수복재의 접촉되지 않은 면적에 대한 접촉된 면적의 비율로서 이 수치가 클수록, 즉 접촉되어 있는 면적이 클수록 자유로운 수축이 제한되어 높은 수축응력이 발생된다³⁴. 본 연구에서 사용한 아크릴릭 링은 C-factor가 0.67인데, 2급 와동은 C-factor가 2, 1급이나 5급 와동은 5인 점을 감안하면 실제 임상에서는 훨씬 높은 수축응력이 발생할 것으로 생각된다.

수축응력을 보상하는 방법에는 여러 가지가 있다. 첫 번째는 수복물의 디자인을 C-factor가 적도록 설계하여 수축을 자유롭게 하도록 하는 것이다. 두 번째는 lining을 통한 방법으로 탄력성이 있는 층이 제공되면 접촉면으로부터의 자유가 허용되고 lining이 접촉 계면에 응력이 골고루 분산되도록 한다. 세 번째는 광조사의 조정을 통해 가능하다. 중합반응의 속도를 줄임으로써 와동과 수복물간의 계면에 손상을 줄일 수 있다. 초기 중합반응의 지연은 복합레진 내부에서 점성흐름이 일어나 수축을 보상하는 시간을 연장시킴으로써 응력 발생을 지연시키고 발생될 응력을 감소시킨다³⁹.

수축응력을 시간대 별로 조사해 보면 Filtek Flow® liner를 한 A, B, C 군에서는 100초를 제외하고는 모든 시간대에서 10초간 일반적인 광도로 조사한 A군이 15초를 조사한 B군보다 수축응력이 낮게 나타나고 세 군중에서도 가장 낮았다. 이와는 달리 Supreme®으로만 충전한 D, E, F 에서는 모든 시간대에서 soft start 방식을 사용한 F군이 가장 수축응력이 낮았고, 10초간 일반광도로 조사한 D군이 15초로 조사한 E군보다 낮게 나타났다. soft start 방식의 수축응력이 다르게 나타난 것에 대해서는 위에서 언급했고, 10초가 15초보다 낮은 수축응력을 보이는 것은 중합이 덜 되었기 때문으로 생각되며 이는 미세경도의 차이로 지지된다. A, B, C 군은 강도가 낮은 Filtek Flow® liner를 했기 때문에 통계적인 수치를 계산하지는 않았지만, 하면에서는 A군이 B군에 비해 경도가 낮았다. D, E, F 군에서 상면의 미세경도는 유의차가 없었지만, 하면은 D군이 E군에 비해 유의성 있게 낮았다. 이로 보아 10초를 조사한 군과 15초를 조사한 군에서의 수축응력의 차이는 중합도의 차이에서 기인한 것으로 보인다. 이 실험에서 문제가 된 것은 상면에 대한 하면의 미세 경도 비율이 가장 높았던 D군도 74.92% 밖에 되지 않았다는 것이다. Lutz 등⁴⁰은 하면의 강도가 상면에 비해 80%이상 이 되면 큰 문제가 없다고 하였는데 이 실험결과는 이에 미치지 못하였다. 결과적으로 LED를 15초까지 광조사 하는 것은 LED 광도가 아직 충분하지 않아 2mm 시편의 하면을 충

분히 중합시킬 수 없었는데 이것은 Kurachi 등²¹⁾의 연구 결과와도 일치한다. 복합레진의 중합의 정도를 평가하는데 있어서 미세경도 측정법을 이용하는 것과 FTIR을 이용하여 중합률을 측정하는 방법이 다른 방법보다 가장 신뢰할 만한 것으로 보고되었다⁴¹⁾. FTIR을 이용하여 복합레진의 중합률을 측정하기 위해서는 시편을 100 μm 정도의 얇은 박편으로 만들어야 하는데 이 경우 윗면과 아래 면의 중합률을 따로 측정하는 것은 매우 어려운 일이다. 이러한 이유로 이번 연구에서는 미세경도 측정법을 이용하였다.

본 실험결과 flowable resin을 이장재로 사용하지 않았을 때 soft start 조사 mode에서 수축응력을 줄일 수 있었고, flowable resin을 이장했을 때는 효과가 없었다. 제조회사에서 추천하는 10초나 15초의 조사시간으로는 충분한 중합을 얻을 수 없었다. 따라서 적절한 중합정도를 얻으려면 주기적인 광조사기의 점검과 제조회사에서 주장하는 것보다 더 긴 조사시간이 필요할 것으로 생각된다. 또한 깊은 층으로의 효과적인 광원의 투과가 가능한 복합레진의 개발도 필요할 것이다.

V. 결 론

Flowable resin liner를 한 군과 하지 않은 군에 LED 광중합 조사기의 여러 mode로 광중합하고 발생하는 수축응력을 스트레인 게이지법으로 시간대 별로 측정해보고, 중합도의 비교를 위해 미세경도를 측정해 본 후 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Soft start curing 했을 때 수축응력이 낮았다($p < 0.05$). Flowable resin을 이장한 군에서는 효과가 없었다.
2. 10초간 조사한 군은 15초간 조사한 군에 비해 수축응력이 적었다($p < 0.05$).
3. 미세경도 측정결과 상면과 하면에서 각 군 간에 차이는 없었다($p > 0.05$). 하지만, 하면의 미세경도가 상면에 비해 80%에 이르지 못했다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 flowable resin liner를 하지 않을 때 soft start 중합법은 수축응력을 줄이는 데 우수한 방법이었다. 하지만 충분한 중합을 얻기 위해서는 제조회사에서 추천하는 시간보다는 긴 시간의 조사시간이 요구되었다.

참고문헌

1. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH : Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186(8):388-391, 1999.
2. Rueggeberg FA, Twigg SW, Caughman WF, et al. : Lifetime intensity profiles of 11 light curing units. *J Dent Res*, 75:380, 1996.
3. Franka S, Ashworth SH, Jandt KD, et al. : Light-emitting(LED) polymerization of dental composite:

flexural properties and polymerization potential. *Biomaterial*, 21:1379-1385, 2000.

4. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, et al. : Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes(LEDs). *Dent Mater*, 16:41-47, 2000.
5. Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A : A study on light activation units using blue light-emitting diode. *J Jap Dent Pres Acad*, 39:180-188, 1996.
6. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi : Newly developed curing unit using blue light-emitting diode. *Dent Jap*, 34:49-53, 1998.
7. Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, et al. : Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *JADA*, 115:442-445, 1987.
8. Unterbrink GL, Muessner R : Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent*, 23:183-189, 1995.
9. Burgess JO, DeGoes M, Walker R, et al. : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11:125-132, 1999.
10. Ernst C-P, Kurschner R, Rippin G, et al. : Stress reduction in resin-based composite cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent*, 13:69-72, 2000.
11. Mehl A, Manhart J, Kremers L, et al. : Physical properties and marginal quality of class II composite fillings after soft-start polymerization. *J Dent Res*, 76:279(abstr 2121), 1997
12. Watts DC, al Hindi A : Intrinsic soft-start polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater*, 15:39-45, 1999.
13. 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.
14. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res*, 68:977(abstr.885), 1989.
15. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al. : Effect of polymerization contraction in composite restoration. *J Dent*, 20:178-182, 1992.
16. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312-316, 1991.
17. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, et al. : Poly-

- merization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25:98-103, 2000.
18. Haitz RH, Craford MG, Wiessman RH : Devices, measurements and properties. *Handbook of optics*, vol 2. McGraw-Hill, New York, 12:1-39, 1995.
 19. Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, et al. : Thermal analysis of dental resins cure with blue light-emitting diodes(LEDs). *J Biomed Mat Res*, 63:209-213, 2002.
 20. Asmussen E, Peutzfeldt A : Light-emitting diode curing : influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int*, 34:71-75, 2003.
 21. 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.
 22. Dunn WJ, Bush AC : A comparison of polymerization blue light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*, 133:335-341, 2002.
 23. Kanca J 3rd, Suh BI : Pulse activation : reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margin. *Am J Dent*, 12:107-112, 1999.
 24. Uno S, Asmussen E : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res*, 99:440-444, 1991.
 25. 권오진, 김종수, 권순원 : 광조사 방법에 따른 복합레진의 중합수축에 관한 연구. *대한소아치과학회지*, 30:102-108, 2003.
 26. Yap AU, Soh MS, Siow KS : Effectiveness of composite cure with pulse action and soft-start polymerization. *Oper Dent*, 27:44-49, 2002.
 27. Kemp-Scholte CM, Davidson : Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*, 69:1240-1243, 1990.
 28. Lim CC, Neo J, Yap A : The influence of finishing time on the marginal seal of a resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified resin composite. *J Oral Rehabil*, 26:48-52, 1999.
 29. Iga M, Takeshige F, Ui T, et al. : The relationship between polymerization shrinkage and the inorganic filler content of light-cured composites. *Dent Mater J*, 10:38-45, 1991.
 30. Bandyopadhyay S : A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mater Res*, 16:135-144, 1982.
 31. Hay JN, Shortall AC : Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resin. *J Dent*, 16:172-176, 1988.
 32. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resin and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9:11-14, 1993.
 33. Watts DC, Cash AJ : Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater*, 7:281-287, 1991.
 34. 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.
 35. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various material to hard tooth tissue : forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 106:475-477, 1983.
 36. Haller B : Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*, 13:44-50, 2000.
 37. 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.
 38. Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caughman WF, et al. : Lifetime intensity profiles of 11 light curing units. *J Dent Res*, 75:380, 1996.
 39. 정연정, 민경산, 이해형 등 : 광조사 시간에 따른 복합레진과Ormocer의 중합수축에 관한 연구. *대한치과보존학회지*, 28:326-333, 2003.
 40. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A : Light-polymerization The principles and practical tips for its correct use. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 102:574-588, 1992.
 41. Rueggeberg FA, Craig RG : Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in light-curing composite. *J Dent Res*, 67:932-937, 1988.

Abstract

INFLUENCE OF IRRADIATION MODES ON THE MICROHARDNESS AND THE POLYMERIZATION CONTRACTION OF COMPOSITE RESIN POLYMERIZED WITH LED CURING UNIT

In-Ho Park, 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 polymerization contraction and the microhardness of composite resin (Supreme[®], Filtek Flow[®], 3M-ESPE, USA) according to irradiation modes of LED curing unit (Elipar Freelight[®], 3M-ESPE, USA).

The strain gauge method was used for determination of polymerization contraction. Samples were divided by 6 groups according to curing modes and filling method.

Group A: Supreme[®], Filtek Flow[®] lining, 10 seconds curing, Group B: Supreme[®], Filtek Flow[®] lining, 15 seconds curing, Group C: Supreme[®], Filtek Flow[®] lining, 15 seconds soft start curing, Group D: Supreme[®] only, 10 seconds curing, Group E: Supreme[®] only, 15 seconds curing, Group F: Supreme[®] only, 15 seconds soft start curing

Preparations of acrylic molds were followed by filling and curing. Strain gauges attached to each sample were connected to a strainmeter. Measurements were recorded at each second for the total of 10 minutes including the periods of light application. And microhardness of each group after 24 hours from light irradiation were measured.

Obtained data were analyzed statistically using Repeated measures ANOVA and Tukey test.

The results of the present study are as follows:

1. In flowable resin liner group, soft start curing group was not found decrease of polymerization contraction. But, in Supreme only filling group, the lowest polymerization contraction was found in soft start curing group.
2. 10 seconds curing group showed statistically significant reduction of polymerization contraction compared with 15 seconds curing group ($p < 0.05$).
3. The microhardness values of each group not revealed significant difference ($p > 0.05$). But, lower surface microhardness was not reached 80% of upper surface microhardness.

Key words : LED curing unit, Polymerization contraction, Microhardness