

## Double curing unit system을 이용한 복합 레진의 광중합 수축에 관한 연구

한미란 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

## 국문초록

본 연구는 복합 레진이 광원을 향해 수축이 일어난다는 점에 착안하여 중합 수축 시 필연적으로 발생하는 치질과의 결합 단절을 개선하고자 double light emitting diode(LED) system을 고안하였으며, 중합 수축 시 발생하는 스트레인의 변화를 기록하고 미세 누출의 양상을 관찰하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 스트레인의 변화를 살펴보면, single LED system과 double LED system에서 광중합 개시와 함께 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 유사한 수축 응력 양상을 보였다.
2. 최대 응력의 발생과 유지는 double LED system보다 single LED system에서 더 높게 나타났다( $p<0.05$ ).
3. Double LED system이 single LED system보다 미세 누출이 더 낮게 나타났다( $p<0.05$ ).

이상의 결과를 종합해보면, single LED system에 비해 double LED system에서 중합 수축 응력이 크지 않고 미세 누출도 줄일 수 있어 임상에서 매우 유용한 장비로 사용될 수 있으리라 생각된다. 그러나 두 개의 광원이 구강 내에서 원활하게 움직이기 위해서는 광원의 크기가 충분히 작아야 한다. 현재 개발된 LED는 광량이 충분하지 않아 시술 시간의 단축을 원하는 소아 환자의 집착 수복에서는 어려운 실정이다. 따라서 수복물의 완전한 중합과 중합 시간의 감소를 위해 더 높은 출력의 광원이 필요하고, 이는 LED 광원의 발달에 기대해 볼 수 있으리라 사료된다.

**주요어** : 복합 레진, 광중합, 중합 수축, 스트레인 게이지

## I. 서 론

소아치과 임상에서 사용되는 심미 수복 재료인 복합 레진은 중합 과정에서 발생하는 수축으로 인한 응력 발생으로 레진/치아 계면에서 결합 실패를 야기하며, 이로 인해 미세 누출, 변연 변색, 술 후 민감성, 이차 우식, 치아 파절 등과 같은 임상적 문제를 유발할 수 있다<sup>1-3)</sup>. 이러한 임상적 문제점을 최소화하기 위해 복합 레진의 조성, 상아질 결합제, 충전 방법 및 중합기의 개선 등 다양한 방법들이 소개되었으나 아직까지 중합 수축에 대한 완벽한 해결 방법은 제시되지 못하고 있는 실정이다<sup>4)</sup>.

광중합형 복합 레진은 일반적으로 광원을 향해 중합 수축이 일어나는데<sup>5)</sup>, 기존의 연구 결과에 따르면 선 중합 수축의 경우 0.52~0.99%<sup>6)</sup>, 부피 중합 수축의 경우 1.63~5.68%의 수축률을 나타낸다고 하였다<sup>7,8)</sup>. 이러한 중합 수축은 재료의 조성, 치아와 수복재 간의 결합력, 중합 반응의 정도, 충전 및 중합 방

법, 와동의 크기와 형태 등의 요인들에 의해 달라질 수 있다고 하였다<sup>9-12)</sup>. 또한 실험 조건에 따라 결과가 다양하게 나타날 수 있으며, 특히 수축이 자유로운 상태인 경우와 제한된 와동에서 발생될 경우 매우 다르게 나타난다고 보고되고 있다<sup>13)</sup>.

임상적으로 매우 중요한 중합 수축에 의한 응력을 최소화하기 위한 방법으로는 필러의 함량이나 기질의 조성, 광기시제와 같은 수복물의 조성을 변화시키는 방법과 다양한 조건으로 와동을 충전하는 방법, 중합 시간이나 광조사 방식을 다르게 하는 방법 등이 있다.

Davidson과 de Gee<sup>10)</sup>의 연구에 따르면 광중합 수축 과정은 겔전 단계(pre-gel phase)와 겔후 단계(post-gel phase)로 나눌 수 있는데, 겔전 단계는 복합 레진 자체의 흐름성으로 수축 응력이 발생하지 않는 반면 겔후 단계는 치면에 발생된 직접적인 수축 응력으로 인하여 임상적 문제들을 야기할 수 있다고 하였다. 이렇게 임상적으로 중요한 겔후 단계만의 측정은 1989년

교신저자: 김종수

충남 천안시 안서동 산 29 / 단국대학교 치과대학 소아치과학교실 / 041-550-1935 / jskim@dku.edu

원고접수일: 2008년 09월 12일 / 원고최종수정일: 2009년 01월 23일 / 원고채택일: 2009년 02월 17일

Sakaguchi와 Douglas<sup>14)</sup>가 처음 소개한 스트레인 게이지 (strain gauge)법을 이용하여 가능하며, 비교적 간단하고 정확하게 중합 수축을 실시간으로 측정할 수 있다.

I 급 와동에서 한 개의 광원을 사용하여 90°와 45°로 광조사 후 중합 수축 방향에 대해 평가한 Versluis 등<sup>15)</sup>의 연구에 따르면 광중합 시 복합 레진의 수축 방향은 광원의 방향이 아닌 와동의 형태와 접착의 질에 의해 결정된다고 하였다. 그러나 한 개의 광원이 아닌 두 개의 광원으로 광중합을 시행할 경우 I 급 와동에서 복합 레진 중합 시 레진이 광원을 향해 수축한다는 이론에 근거할 때 레진 심부에서 발생하는 중합 수축의 양을 줄일 수 있을 것으로 생각되어 double light emitting diode(LED) system을 고안하게 되었다.

이에 저자는 레진 봉에 I 급 와동을 형성하고 그 옆면에 스트레인 게이지를 부착하여 두 개의 광원을 사용할 때 발생하는 스트레인(strain)의 변화를 기록하고, 영구 구치의 교합면에 I 급 와동을 형성하여 두 개의 광원을 사용할 때 나타나는 미세 누출의 양상을 관찰하여 중합 수축 시 필연적으로 발생하는 치질과의 결합 단절을 최소화하는데 있어 그 효과를 알아보고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

치주 치료를 목적으로 발거된 영구 구치를 발거 직후 0.1% thymol에 보관하여 수집한 후, 치아 우식증이나 균열, 변색이 없는 치아들을 선별하였다.

치아의 표면에 있는 이물질을 스케일러로 제거한 후 불소가 포함되지 않은 퍼미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버 컵을 사용하여 치면세마를 시행하고 0.1% thymol에 실험 전까지 냉장 보관하였다.

복합 레진은 Filtek Z-250<sup>®</sup>(3M/ESPE, USA) A2 shade를 사용하였고, 접착용 레진은 Adper<sup>™</sup> Single Bond 2 (3M/ESPE, USA)를 사용하였다. 산부식은 37% 인산 겔(phosphoric acid gel)인 DenFil<sup>™</sup> Etchant-37 (Vericom, Korea)을 사용하였다.

사용된 광중합기는 Elipar<sup>™</sup> Freelight 2 LED Curing Light(3M/ESPE, USA)를 사용하였으며, 광원의 강도는 Radiometer(DentAmerica, USA)로 실험 동안 10분마다 측정하여 광량이 일정인지 확인하였다.

중합 수축 과정 동안 발생하는 응력의 변화를 측정하기 위해 TML foil type의 스트레인 게이지(FLA-1-11-1L, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)를 사용하였고(Fig. 1), Tokyo Sokki Kenkyujo사의 TML foil type 스트레인 전용 접착제를 사용하여 시편에 부착하였다. 스트레인 게이지로부터 전달된 신호를 기록하는 스트레인 기록기(strain gauge logger, TC-31K, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)는 5 port switching box를 결합하여 사용하였다.

### 2. 연구 방법

연구는 중합 방법에 따른 응력 변화를 스트레인 게이지를 이용하여 측정한 후 동일 방법으로 중합한 실험군에 대해 미세 누출 평가를 시행하였다.

#### (1) 응력 변화 측정

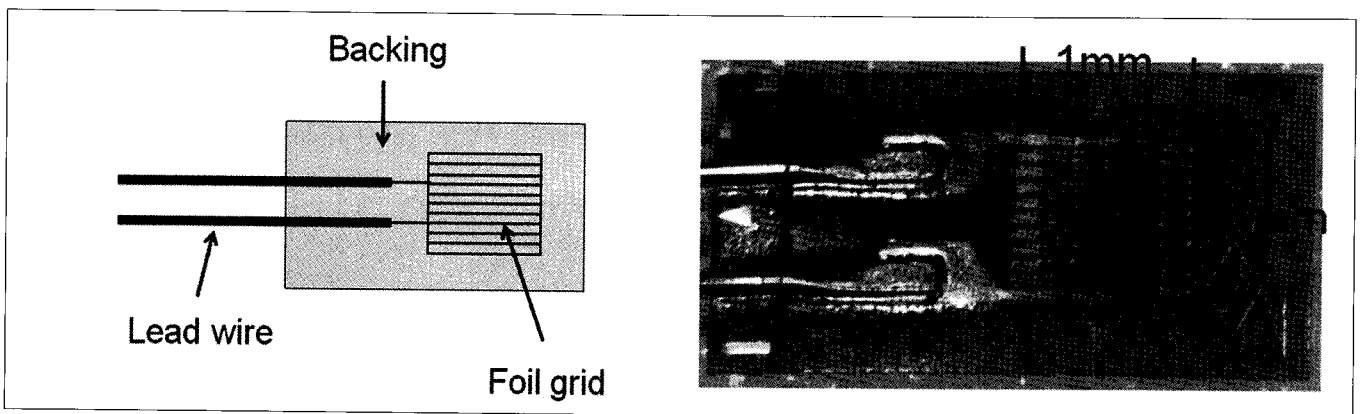
중합 방법에 따라 두 군으로 나누어, Table 1과 같이 군을 설정하였다.

가로 1 cm, 세로 1 cm, 높이 5 cm의 레진 봉(polymethyl-methacrylate resin rod)에 #330 카바이드 버로 길이 4 mm, 폭 2 mm, 깊이 1.5 mm의 와동을 일정하게 형성하였다.

와동 내를 37% 인산으로 20초간 산부식한 후 세척 건조하고 제조사의 지시에 따라 접착용 레진을 와동 내에 고르게 도포한

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

	Curing method	Strain gauge (n)	Microleakage (n)
I	Single LED	15	10
II	Double LED	15	10



**Fig. 1.** Schematic draw and magnified image of strain gauge(×30).

후 접착 레진을 중합하였다.

스트레인 게이지는 광중합기가 위치하지 않는 레진 봉의 모서리에 평행하게 가로로 부착하였다(Fig. 2). 스트레인 게이지 부착 시 접착제의 두께를 가능한 얇게 적용하여 접착제의 탈락으로 인한 오차를 줄였으며, 제조사의 지시에 따라 스트레인 게이지 부착 후 15분간 방치하여 접착제가 완전히 결합하도록 하였다. 스트레인 게이지의 접착 부위에 이상이 없는지 확인한 후, 광조사 부위와 레진 충전 부위를 제외한 모든 면에 절연 테이프를 부착하였다.

스트레인 게이지의 lead wire를 switching box에 연결하고 스트레인 기록기의 전원을 켜서 스트레인 기록기와 스트레인 게이지 간의 접속 불량 여부를 확인하였다.

연결에 이상이 없는 것이 확인이 되면 USB 포트를 이용하여 컴퓨터와 연결하고 본 연구를 위하여 Visual Basic V6.0 Enterprise(Microsoft Corp., USA)를 이용하여 직접 제작한 프로그램(TC-31K, V1.5)으로 기록을 자동 조절하여 측정하였다.

중합 방법은 복합 레진으로 와동을 한 번에 충전한 후 I 균은 상방에서 레진으로 직접 중합을 시행하였으며 II 균은 레진 봉의 양 측면에서 중합을 시행하였다(Fig. 3).

스트레인 게이지의 0점을 조정하고 와동 충전을 실험 설정에 따라 시행한 후, 스트레인 기록을 시작하였다. 스트레인 기록기가 정상적으로 측정을 시작한 후 5초 동안 기다렸다가 광중합을 시행하였고 3분이 지난 후 측정을 종료하였다.

측정이 완료된 후 측정된 값들은 텍스트 파일로 저장하고 엑셀 파일로 전송하여 저장하고 Hook's law에 따라 다음 식에 의해서 응력을 환산하였다<sup>6)</sup>.

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

\*Elastic modulus of Acrylic resin :  $3.0 \times 10^3$  MPa

### (2) 미세 누출의 평가

응력 변화 측정 방법과 같은 방법으로 균을 설정하고 영구 구치 20개를 균 설정에 따라 무작위 배분하였다(Table 1). 교정용 아크릴릭 레진에 치아를 매몰하고 레진이 경화할 때 발생하

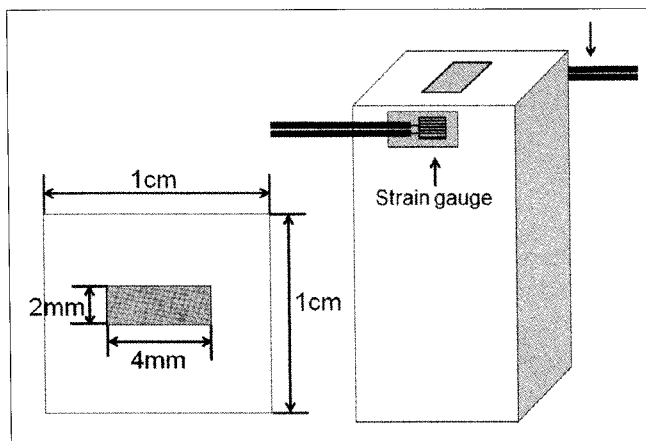


Fig. 2. Schematic draw of cavity design and strain gauge positioning.

는 열을 분산시키기 위해 차가운 탈이온수에 즉시 담근 후 레진의 충분한 경화가 일어날 수 있도록 30분간 방치하였다.

#330 카바이드 버를 이용하여 교합면에 길이 4 mm, 폭 2 mm, 깊이 1.5 mm의 I 급 와동을 형성하였다. 시편에 형성된 와동과 변연 2 mm에 37% 인산으로 20초간 산부식한 후 세척 건조하고 제조사의 지시에 따라 접착용 레진을 와동 내에 고르게 도포한 후 접착 레진을 중합하였다.

복합 레진으로 와동을 충전하고 실험 설정에 따라 중합한 후 카바이드 버(Komet, Germany)로 각 수복물 변연을 균일하게 연마하였다.

수복물 주위 1 mm를 제외한 전 치면에 네일 바니쉬를 2회 균일하게 도포하여 충분히 건조시키고 2% methylene blue 용액에 침적시켜 37℃로 고정된 항온기에서 24시간 동안 보관하였다.

색소 침투가 완료된 표본을 꺼내어 흐르는 물에 세척하고 건조한 다음, 고속 절단기(METSAW RB 205, R&B, Korea)를 사용하여 다이아몬드 디스크로 절삭하였다. 절단된 시편을 1200, 2500 grit의 실리콘 카바이드 페이퍼로 연마 후 실체 현미경(Nikon, Japan)에 연결된 디지털 카메라로 촬영하였다(×30).

침투 정도에 따른 비율을 화상 분석 프로그램 Able Image Analyser 3.6(μ-labs, USA)을 이용하여 각 시편 와동의 변연에서 침투가 더 많이 일어난 부위를 선정하여 색소 침투 길이를 측정하고 이를 와동의 총 길이로 나누어 백분율로 산출하였다.

측정된 값은 통계 프로그램 SPSS 15.0(SPSS Inc., USA)을 사용하여 Mann-Whitney Test(가중치 부여)를 시행하여 각 균의 유의성을 검정하였다.

## III. 연구 성적

### 1. 응력 변화 측정

Single LED system으로 복합 레진을 중합하였을 때의 스트레인 변화를 Fig. 4에 선 그래프로 나타내었다. 스트레인의 변

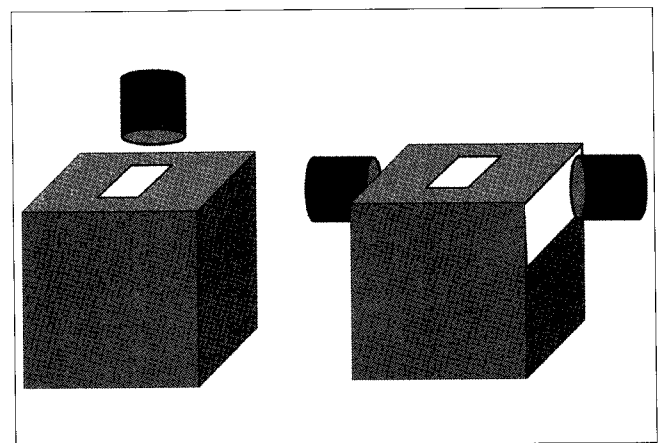


Fig. 3. Schematic draw of curing unit positioning.

화는 광조사 후 1170  $\mu\epsilon$ 까지 급격히 증가하였다가 시간에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여주었다. Double LED system으로 중합하였을 때의 스트레인의 변화는 광조사 후 425  $\mu\epsilon$ 까지 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여주었다.

중합 방법에 따른 Filtek Z-250® 복합 레진의 스트레인 변화 값에 대한 평균과 표준 편차 값을 Table 2에 정리하였다. Single LED system의 경우  $317.89 \pm 333.76 \mu\epsilon$ 이었고, double LED system의 경우  $129.31 \pm 112.00 \mu\epsilon$ 이었다. 두 군 모두 광중합 개시와 함께 스트레인 수치가 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보이며, 최대 응력의 발생과 유지는 single LED system에서 더 높게 나타났고 double LED system에 비해 2배 정도 큰 변화량을 관찰할 수 있었다.

Hook's law에 따라 스트레인을 응력으로 환산한 결과를 Table 3과 Fig. 5에 막대그래프로 나타내었다.

Single LED system의 경우  $0.954 \pm 1.001 \text{ MPa}$ 이었으며, double LED system의 경우  $0.388 \pm 0.336 \text{ MPa}$ 로 나타나 single LED system에서 더 큰 응력이 작용한 것으로 나

타났다.

중합 방법에 따른 응력의 차이를 Independent samples t-Test를 사용하여 통계 분석한 결과 두 군 사이에 통계학적 유의성을 관찰할 수 있었다( $p < 0.05$ ).

3분 동안의 응력 변화의 회귀 분석을 Fig. 6과 Table 4에 나타내었다. 회귀 분석한 결과 double LED system이 single LED system에 비해 초기에 훨씬 낮은 응력과 완만한 수축 응력의 감소를 보였으며, single LED system은 수축 응력의 급격한 감소를 나타냈다.

## 2. 미세 누출 평가

실체 현미경으로 관찰한 결과, single LED system과 double LED system 모두에서 색소 침착을 관찰할 수 있었다 (Fig. 7, 8).

화상 분석 프로그램인 Able Image Analyser 3.6( $\mu$ -labs, USA)을 이용하여 각 시편 와동의 변연에서 색소 침투 깊이를 측정한 결과 single LED system에서는  $52.92 \pm 31.95\%$ 로 나타났으며, double LED system에서는  $28.67 \pm 14.21\%$ 로

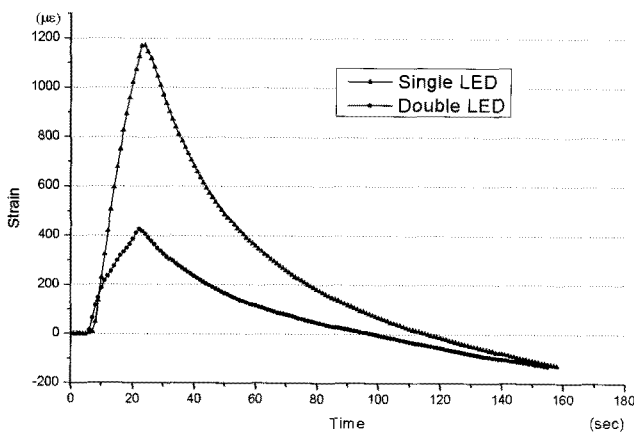


Fig. 4. Line graph representing strain changes( $\Delta$ ).

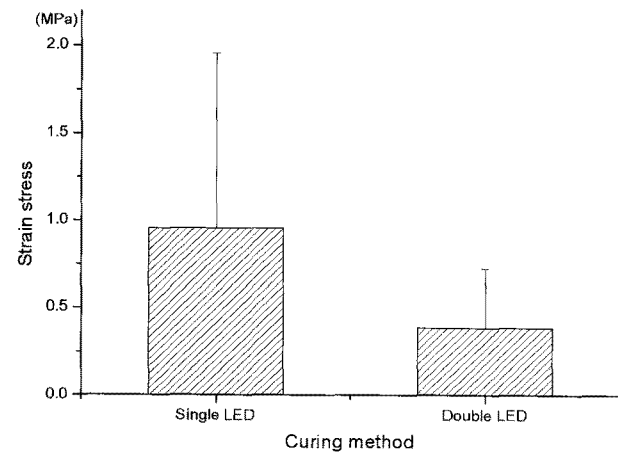


Fig. 5. Bar graph of strain stress in each group.

Table 2. Mean value of strain changes( $\Delta$ ) in each group (unit :  $\mu\epsilon$ )

	Curing method	Mean	S.D.
I	Single LED	317.89	333.76
II	Double LED	129.31	112

Table 3. Mean value of strain stress in each group (unit : MPa)

	Curing method	Mean	S.D.
I	Single LED	0.954*	1.001
II	Double LED	0.388*	0.336

\* : significant difference ( $p < 0.05$ )

Table 4. Regression analysis of strain changes( $\Delta$ ) in each group during 3 minutes

	Curing method	Regression equation
I	Single LED	$y = -5.89x + 727.2$
II	Double LED	$y = -2.84x + 294.2$

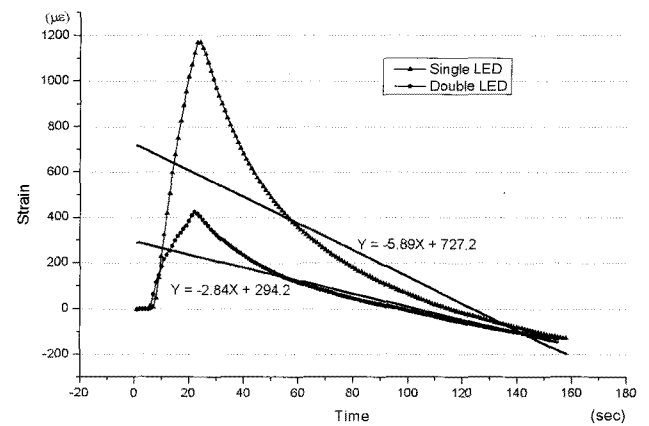


Fig. 6. Line graph representing regression analysis of strain changes( $\Delta$ ).

나타났다(Table 5, Fig. 9).

중합 방법에 따른 미세 누출 양상을 비교해보면, single LED system에서 double LED system보다 높은 미세누출을 보였으며 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다(Table 5,  $p < 0.05$ ).

IV. 총괄 및 고안

소아치과에서 널리 사용되는 복합 레진은 다양한 임상적 요구와 환자의 심미적 욕구의 증가로 지속적인 발전을 이루어 왔으며, 물리적 성질의 개선, 우수한 심미성, 치질과의 결합력 증가, 시술 과정의 단순화 등으로 임상에서 광범위하게 사용되고 있다.

복합 레진은 중합 과정 동안 수축을 하게 되는데, 광중합형 복합 레진의 경우 광개시제인 캄포로퀴논(Camphoroquinone)이나 디케톤(diketone) 등이 빛에 의해 3차 결합 상태로 활성화되어 메틸아미노에틸 메타크릴레이트(N,N-dimethylaminoethyl methacrylate)와 같은 비방향족 3차 아민과의 상호 작용으로 생긴 자유라디칼 반응으로 중합이 개시 된다<sup>17,18</sup>. 광중합이 시작되면 단량체 분자가 중합 반응을 통해 다량체 네트워크로 전환되고 이 때 공유 결합간 거리인 van der Waals 공간이 감소하게 되어 물리적 수축이 일어나게 된다<sup>19</sup>. 이렇게 발생한 중합 수축은 치관부 변형으로 인한 슬 후 민감성, 잠재적 범랑질 파절과 함께 레진/치아 계면의 높은 수축 응력으로 인한 접착 실패 및 미세 누출 등과 같은 다양한 임상적 문제점들을 유발할 수 있다<sup>20</sup>.

중합 수축은 재료의 조성, 치아와 수복재 간의 결합력, 중합 반응의 정도, 충전 및 중합 방법, 와동의 크기와 형태 등의 요인들에 따라 달라질 수 있으며<sup>9-12</sup>, 이러한 요인들을 변화시켜 중합 수축량과 수축 응력을 감소시키기 위한 연구들이 진행 중이다. 응력의 변화는 치면의 만곡도나 교두간 거리 등 치아의 해부학적 구조에도 많은 영향을 받게 되며, 치아의 형태학적 다양성으로 인해 동일한 크기와 형태의 와동 형성이 불가능하고 잔

존 치질 두께의 차이가 실험 결과에 많은 영향을 줄 수 있을 것으로 판단되어 치아가 아닌 레진 봉을 이용하여 응력 변화 실험을 계획하게 되었다.

광중합형 복합 레진은 광원을 향해 수축하는 것으로 알려져 있다<sup>5</sup>. 그러나 Versluis 등<sup>15</sup>은 광중합 시 복합 레진의 수축 방향이 와동의 형태와 접착의 질에 따른다고 하여, 본 연구에서는 한 개의 광원으로 광조사 각도를 다르게 한 Versluis 등<sup>15</sup>의 연구와 복합 레진 중합 시 레진이 광원을 향해 수축한다는 이론에 근거하여 두 개의 광원으로 치아의 측면에서 광중합을 시행하여 레진 심부에서 발생하는 중합 수축의 양을 줄이고자 double LED system을 고안하게 되었다.

Davidson과 de Gee<sup>10</sup>의 연구에서 언급한 바와 같이 켈후 단계는 치면에 발생한 수축 응력이 임상적 문제들을 야기할 수 있으므로, 복합 레진의 중합 수축에 관한 연구에서 매우 중요하다. 본 연구에서도 켈후 단계의 스트레인의 변화를 응력으로 환산하여 응력값을 얻었고 이를 바탕으로 복합 레진의 응력 발생 정도를 평가할 수 있었다.

중합 수축을 측정하기 위한 다양한 방법들이 소개되었으며, 각각의 장단점을 가지고 있고 측정 방법에 따라 수축량이 달라질 수 있다고 알려져 있다. 수은이나 물을 사용하는 팽창계(dilatometer)의 경우<sup>19,21-23</sup>, 수은으로 인한 유해성과 물을 흡수하는 시료의 경우 정확도가 떨어질 수 있으며 온도에 민감한 단점이 있다<sup>24</sup>. Gas displacement pycnometer를 이용하는 방법은 온도에 민감하지 않지만 시편에 기포가 부착된 경우 정확도가 감소하게 된다<sup>7</sup>. Linear displacement transducer를 이용하는 방법은 측정기의 중력이나 하중 등의 영향으로 수축율을 정확하게 측정하기 어려운 점이 있다<sup>6,24</sup>. 이외에도 deflection measuring gauge<sup>25</sup>, deflecting disk technique<sup>26-28</sup>, digital laser interferometry<sup>29,30</sup>, tensiometer<sup>31</sup>, 스트레인 게이지를 이용하는 방법 등이 사용되어 왔는데<sup>14,16,32-37</sup>, 이 중 스트레인 게이지법은 1989년 Sakaguchi와 Douglas<sup>14</sup>가 처음 소개한 방법으로 비교적 간단하고 정확하게 중합 수축을 실시간으로 측정할 수 있으며 임상적으로 중요한 켈후 단계만의 측

Table 5. Mean value of microleakage in each group (unit : %)

	Curing method	Mean	S.D.
I	Single LED	52.92*	31.95
II	Double LED	28.67*	14.21

\* : significant difference ( $p < 0.05$ )

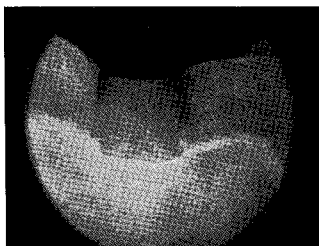
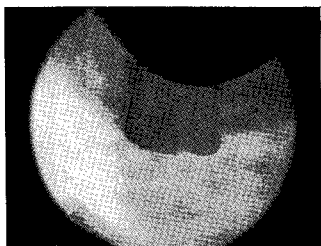


Fig. 7. Sectioned specimen from single LED system.

Fig. 8. Sectioned specimen from double LED system.

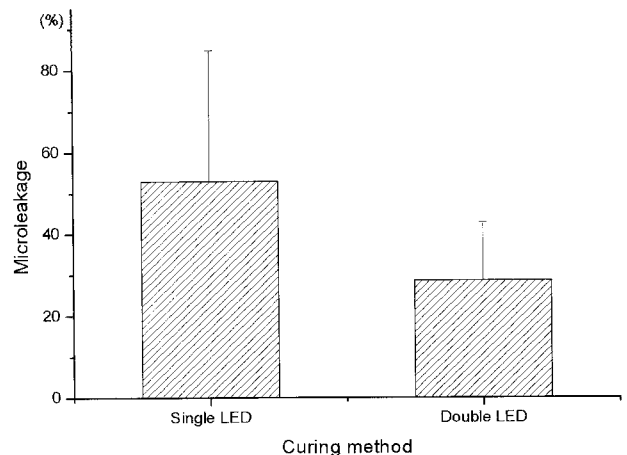


Fig. 9. Bar graph of microleakage in each group.

정이 가능하다는 장점을 가지고 있다. 본 연구에서도 결후 단계의 응력 수축을 측정하기 위해 Sakaguchi와 Douglas<sup>14)</sup>가 소개한 스트레인 게이지를 이용한 방법을 사용하였다. 스트레인 게이지법은 매우 정확한 선수축율의 측정이 가능하고 중합 과정을 실시간으로 측정할 수 있어 임상적으로 중요한 결후 단계 수축 측정이 가능한 장점이 있다<sup>33,35)</sup>.

스트레인 게이지는 부착되어진 시료의 변형 시에 발생하는 미세 전기적 저항의 변화를 스트레인 기록기를 통해 기록하여 이를 선형 변형률(linear deformation)로 나타낼 수 있으며, 용도와 실험하려는 시료, 환경, 크기, 방수 여부, 연결선의 길이와 두께에 따라 다양하게 분류된다. 초기에 개발된 스트레인 게이지는 부피가 크고 온도에 민감하여 정확도가 다소 떨어지는 단점이 있었으나, 최근에 개발된 제품들은 부피가 작고 온도 보정 기능을 지니고 있으며 매우 정확하여 건설 및 안전 설비 분야, 각종 역학(kinetics) 연구 분야 등에서 다양하게 사용되고 있다.

본 연구에서 사용된 스트레인 게이지는 TML foil strain gauge (FLA-1-11-1L, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)로 게이지 상수(gauge factor)가  $2.12 \pm 1 \%$ , 게이지 저항(gauge resistance)이  $119.8 \pm 0.5 \Omega$ 인 것을 사용하였으며, 온도 보정 기능을 지니고 있고 크기가 가로, 세로 각각 1 mm여서 치과 분야 실험에 적합하다고 판단된다. 또한 본 연구에 사용된 스트레인 측정기인 TML digital strain gauge logger TC-31K(Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)는 사용법이 간단하고 필요에 따라 측정 포트를 확장할 수 있어 동시에 여러 면의 측정이 가능하고 치과 분야에 적용하기 용이하다고 사료되었다.

선학들의 연구 결과에 따르면 복합 레진의 중합 수축은 측정 방법에 따라 다양하게 나타나지만 일반적으로 선 중합 수축의 경우 0.52~0.99%<sup>6)</sup>, 부피 중합 수축의 경우 1.63~5.68%<sup>7,8)</sup>의 수축률을 나타내는 것으로 보고되었다. 중합 수축은 실험 조건에 따라 결과가 다르게 나타날 수 있으며, 특히 제한된 와동에서 수축이 발생할 경우보다 자유로운 수축 상태에서 수축량이 더 크게 나타난다고 보고된 바 있다<sup>3)</sup>. 본 연구에서는 레진 봉을 이용하여 표면의 변화에 국한하여 실험을 시행하였기 때문에 구체적인 수축량을 측정할 수는 없었지만, 중합 수축에 의한 응력의 변화를 간접적으로 확인할 수 있었다.

중합 시 발생하는 수축 응력은 수축량과 함께 매우 중요한 의미를 가지며, 수복재와 치아의 결합력보다 중합 수축력이 큰 경우에는 접착면에서 실패를 야기하게 된다<sup>13,38)</sup>. Davidson과 de Gee<sup>10)</sup>는 범랑질에서의 레진/치아간의 결합력은 수축 응력에 저항할 만큼 충분하나 상아질에서의 적절한 접착 없이는 와동 저에 간극이 생길 수 있다고 하였고, Rees와 Jacobsen<sup>39)</sup>은 중합 수축에 의해 치면에 가해지는 응력이 충분히 큰 경우 치아/레진 계면에서 결합의 파괴와 함께 미세 누출을 야기할 수 있다고 지적하였다.

중합 수축 시 발생하는 응력에 대해 많은 학자들은 다양한 보

고를 하였는데<sup>10,11,40,41)</sup>, 그 범위는 약 2-6 MPa 정도이다. 본 연구에서는 Hook's law를 이용하여 광중합 과정 중에 발생하는 수축 응력의 크기를 산출하였고<sup>16)</sup>, single LED system의 경우  $0.954 \pm 1.001$  MPa, double LED system의 경우  $0.388 \pm 0.336$  MPa로 나타나 single LED system에서 더 큰 응력이 작용한 것으로 나타났다. 그러나 치아가 아닌 레진 봉으로 실험을 하였기 때문에 기존 학자들의 연구 결과와 비교하기 어렵고, 추가적인 실험이 필요하다고 사료된다.

본 연구에서는 실제의 임상적 상황을 재현하면서 중합 수축에 영향을 주는 요인들을 최대한 배제하기 위해 투명한 레진 봉에 I 급 와동을 형성하고 치아의 협면과 설면에 해당하는 면에 광원을 조사하고 근심면과 원심면에 해당하는 면에 스트레인 게이지를 부착하였다. 또한 매 실험마다 균일한 양을 적층하기 어렵고 적층 방향에 따라서도 응력에 영향을 줄 수 있기 때문에 1회 층진으로 실험하였다.

중합 수축을 줄이기 위한 노력의 일환으로 임상적으로 받아들여지고 있는 방법으로는 광중합의 광도를 조절하는 방법이 있으며, 광량에 따라 중합 수축의 크기가 다르게 나타난다는 점에 착안하여 시도되고 있다. 저광도로 시작하여 고광도로 광조사를 시행함으로써 중합 수축을 최소화하여 높은 변연 적합성과 우수한 결합력을 얻을 수 있다고 보고되고 있다<sup>15,28,42)</sup>. 본 연구에서도 이러한 점에 착안하여 연구 방법에 포함시키려고 하였으나 중합의 형태가 아닌 광원의 개수 차이에 의한 중합 수축 평가에 대한 연구이기 때문에 부득이 제외하게 되었다. 또한 투명한 레진 봉으로 조사된 광이 투과되는 것을 방지하기 위해 광원이 위치하는 지점을 제외한 모든 면에 절연 테이프를 부착하고 실험하였다.

본 연구에서 single LED system의 스트레인의 변화는 광조사 후 1170  $\mu\text{E}$ 까지 급격히 증가하였다가 시간에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여주었으며, double LED system에서는 광조사 후 425  $\mu\text{E}$ 까지 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여주었다. 최대 응력의 발생과 유지는 single LED system에서 더 높게 나타났으며, 회귀 분석에서 double LED system은 낮은 응력과 완만한 수축 응력의 감소를 보였고( $y = -2.84x + 294.2$ ), single LED system은 수축 응력의 급격한 감소를 보였다( $y = -5.89x + 727.2$ ).

1992년 Sakaguchi 등<sup>35)</sup>의 연구에서 스트레인 게이지법을 이용하여 복합 레진의 중합 수축량을 측정한 결과 초기 10초간은 일시적인 재료의 팽창을 나타낸 후 1분 간 급격한 수축 양상을 보였으며 그 후 수축이 완만하게 진행되었다고 보고하였는데, 본 연구에서도 광원에 조사되는 동안은 레진 봉의 면이 팽창되는 양상을 보이다가 광원 조사가 종료되면 급격히 또는 완만히 수축되는 양상을 보여주었다. 그러나 응력 수축 양상만으로는 복합 레진이 광원을 향해서 수축하는지의 여부는 정확하게 평가할 수 없기 때문에 향후 이에 대한 연구가 필요하다고 사료되었다.

본 연구에서는 스트레인 게이지를 이용한 응력 변화 측정 이

외에도 미세 누출의 양상에 대한 평가도 함께 수행하였다. 미세 누출의 탐지는 색소 침투법, 방사성 동위원소 침투법, 전기 화학법 및 방사화 분석법 등의 방법으로 확인이 가능하며 이 중 색소 침투법이 가장 흔하게 사용된다<sup>43-45</sup>. 색소 침투법은 시편의 판독이 주관적으로 이루어질 수 있다는 단점을 가지고 있으나 간단하고 경제적이며 빠르게 이루어져 본 연구에서는 2% methylene blue 용액을 이용하여 컴퓨터 화상 분석 프로그램으로 색소 침투 양상을 평가하였다.

응력 측정에 사용한 투명한 레진 봉과는 다르게 치아는 불투명한 색조를 띠고 있어 일반적으로 사용되는 중합시간으로 중합시 협설면에서 치질로 광량의 흡수가 일어나 충분한 강도를 얻지 못할 것이라 생각되어 실험 전 Molelectron(3Sigma, USA)을 이용하여 실험에 사용된 LED의 광량을 조사하였다. 와동 형성 후 잔존하는 치질의 두께를 계산한 후 영구 구치를 절단하여 측정기 위에 올려놓고 광조사를 시행하였으며, 그 결과를 바탕으로 double LED system에서는 single LED system에서 조사되는 중합 시간의 2배를 설정하여 실험하였다.

복합 레진의 중합 정도는 중합 시간과 광원의 강도에 많은 영향을 받게 되며, 이는 레진의 강도, 경도, 마모 저항 등 다양한 물리적 성질을 결정지으며 체적 안정성, 색조 및 생체 적합성 등에도 영향을 주게 된다<sup>46,47</sup>. Maffezzoli 등<sup>48</sup>은 복합 레진의 중합도가 증가하면 취성과 중합 수축이 증가하나 중합이 부족한 경우 화학적 파괴가 증가하고 기계적 성질이 감소하므로 충분한 중합이 이루어져야 한다고 하였다.

### V. 결 론

본 연구는 복합 레진이 광원을 향해 수축이 일어난다는 점에 착안하여 중합 수축 시 필연적으로 발생하는 치질과의 결합 단절을 개선하고자 double LED system을 고안하였으며, 두 개의 광원을 사용할 때 발생하는 스트레인의 변화를 기록하고 미세 누출의 양상을 관찰하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 스트레인의 변화를 살펴보면, single LED system과 double LED system에서 광중합 개시와 함께 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 유사한 수축 응력 양상을 보였다.
2. 최대 응력의 발생과 유지는 double LED system보다 single LED system에서 더 높게 나타났다(p<0.05).
3. Double LED system이 single LED system보다 미세 누출이 더 낮게 나타났다(p<0.05).

이상의 결과를 종합해보면, single LED system에 비해 double LED system에서 중합 수축 응력이 크지 않고 미세 누출도 줄일 수 있어 임상에서 매우 유용한 장비로 사용될 수 있으리라 생각된다. 그러나 두 개의 광원이 구강 내에서 원활하게 움직이기 위해서는 광원의 크기가 충분히 작아야 한다. 현재 개발된 LED는 광량이 충분하지 않아 시술 시간의 단축을 원하는

소아 환자의 접착 수복에서는 어려운 실정이다. 따라서 수복물의 완전한 중합과 중합 시간의 단축을 위해서는 더 높은 출력의 광원이 필요하고, 이는 LED 광원의 발달이 뒷받침된다면 가능하리라 사료된다.

### 참고문헌

1. Condon JR, Ferracane JL : Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J Am Dent Assoc, 131:497-503, 2000.
2. Hilton TJ : Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. Am J Dent, 15:198-210, 2002.
3. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME : Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. J Prosthet Dent, 60:560-9, 1988.
4. Deliperi S, Bardwell DN : An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc, 133:1387-98, 2002.
5. Hansen EK : Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. Scand J Dent Res, 90:329-35, 1982.
6. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater, 9:11-4, 1993.
7. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. Dent Mater, 15:447-9, 1999.
8. Donly KJ, Dowell A, Anixiadis C, et al. : Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. Quintessence Int, 21:883-6, 1990.
9. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ : Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. J Esthet Dent, 12:291-9, 2000.
10. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res, 63:146-8, 1984.
11. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res, 66:1636-9, 1987.
12. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, et al. : Polymeri-

- zation contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*, 12:309-19, 2000.
13. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25:435-40, 1997.
  14. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res*, 68:977(abstr. 885), 1989.
  15. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH : Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res*, 77:1435-45, 1998.
  16. 김윤철, 김종수, 권순원 등 : 스트레인 게이지법을 이용한 복합레진과 컴포머의 중합수축 평가에 관한 연구. *대한소아치과학회지*, 29:19-29, 2002.
  17. Ruyter IE, Oysaed H : Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand*, 40:179-92, 1982.
  18. Shintani H, Inoue T, Yamaki M : Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. *Dent Mater*, 1:124-6, 1985.
  19. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21:1150-7, 2005.
  20. Versluis A, Douglas WH, Cross M, et al. : Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75:871-8, 1996.
  21. Bandyopadhyay S : A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mater Res*, 16:135-44, 1982.
  22. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, et al. : Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*, 48:59-67, 1982.
  23. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent*, 71:7-12, 1994.
  24. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69:36-9, 1990.
  25. Fleming GJ, Khan S, Afzal O, et al. : Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent*, 35:97-103, 2007.
  26. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC : Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater*, 14:417-23, 1998.
  27. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, et al. : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15:128-37, 1999.
  28. 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*, 31:383-93, 2003.
  29. Knezevic A, Demoli N, Tarle Z, et al. : Measurement of linear polymerization contraction using digital laser interferometry. *Oper Dent*, 30:346-52, 2005.
  30. Fogleman EA, Kelly MT, Grubbs WT : Laser interferometric method for measuring linear polymerization shrinkage in light cured dental restoratives. *Dent Mater*, 18:324-30, 2002.
  31. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, et al. : Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent*, 32:407-12, 2004.
  32. Tani Y, Nambu T, Ishikawa A, et al. : Polymerization shrinkage and contraction force of composite resin restorative inserted with "Megafiller". *Dent Mater J*, 12:182-9, 1993.
  33. Yap AU, Wang HB, Siow KS, et al. : Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25:98-103, 2000.
  34. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312-6, 1991.
  35. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, et al. : Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*, 20:178-82, 1992.
  36. Sakaguchi RL, Ferracane JL : Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*, 14:106-11, 1998.
  37. 김영광, 김종수, 유승훈 : 스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교. *대한소아치과학회지*, 31:516-26, 2004.
  38. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Curing con-



- traction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59:297-300, 1988.
39. Rees JS, Jacobsen PH : Current status of composite material and adhesive systems. 5. Clinical techniques for direct placement. *Restorative Dent*, 6:4-7, 1990.
  40. Hegdahl T, Gjerdet NR : Contraction stresses of composite resin filling materials. *Acta Odontol Scand*, 35:191-5, 1977.
  41. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 106:475-7, 1983.
  42. Santos AJ, Sarmento CF, Abuabara A, et al. : Step-cure polymerization: effect of initial light intensity on resin/dentin bond strength in class I cavities. *Oper Dent*, 31:324-31, 2006.
  43. Alani AH, Toh CG : Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22:173-85, 1997.
  44. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, et al. : Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent*, 3:295-308, 2001.
  45. Scherer W, Kaim JM, Weiner E, et al. : Third generation dentin bonding agents: a microleakage study. *J Esthet Dent*, 2:33-5, 1990.
  46. Seghi RR, Gritz MD, Kim J : Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mater*, 6:133-7, 1990.
  47. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, et al. : Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12:737-40, 1991.
  48. Maffezzoli A, Della Pietra A, Rengo S, et al. : Photopolymerization of dental composite matrices. *Biomaterials*, 15:1221-8, 1994.

**Abstract**

**POLYMERIZATION SHRINKAGE OF COMPOSITE RESIN USING DOUBLE CURING UNIT SYSTEM**

Mi-Ran Han, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo

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

As a part of an effort to minimize the polymerization shrinkage which is considered to be a major cause of failed bonds to tooth, newly designed 'Double LED system' was tested in the present study. Analyses were performed on the pattern of micro-leakage and the changes of strain which have occurred during the polymerization process.

The results can be summarized as follows:

1. In the strain change, dramatic increase was observed with initiation of polymerization which was followed by subsequent gradual decrease with elapse of time in both the single LED system and double LED system.
2. The single LED system were shown to develop and maintain the maximum stress more than double LED system( $p < 0.05$ ).
3. Less micro-leakage was found in the double LED system than in the single LED system( $p < 0.05$ ).

From the above-mentioned results, the double LED system can be a very useful tool in a sense of reducing polymerization shrinkage when compared to the single LED system. However, practical problems such as size of curing unit and its application method with its light intensity should be solved before its clinical application.

**Key words** : Composite resin, Light curing, Polymerization shrinkage, Strain gauge