

스트레인 게이지를 이용한 적층방법에 따른 복합레진의 중합수축에 관한 연구

김응학 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구는 복합레진 적층방법에 따른 복합레진의 수축양상을 스트레인 게이지를 이용하여 비교 평가하고자 하였다. 사용된 광중합기의 광원은 light-emitting diode(LED)와 plasma arc lamp(PAL)이었으며, 복합레진은 Filtek Z350™을 사용하였다. 교정 치료를 목적으로 발거된 60개의 소구치를 대상으로 하여, 교합면에 와동을 형성하고 일회충전법, 수평적층법, 사면적층법으로 나누어 복합레진을 충전하여 치면에 발생된 strain과 응력을 측정하였고, 법랑질 표면에 시편을 부착하여 동일한 적층방법으로 충전한 후 전단결합강도를 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Strain의 변화를 살펴보면, LED와 PAL 조사군 모두 와동의 협설면에서는 주로 팽창이 일어났다가 시간이 지남에 따라 서서히 수축하는 양상을 보여주었다.
2. 와동의 근원심면에서는 팽창과 수축이 반복적으로 나타나면서 서서히 수축량이 증가하였다.
3. LED와 PAL 조사군 모두 적층방법 간의 응력 차이는 없었다($p>0.05$).
4. LED 및 PAL 조사군 간의 응력 차이는 협면에서만 존재하였다($p<0.05$).
5. 전단결합강도 측정 결과 LED 군에서는 사면적층법이 일회충전법, 수평적층법 보다 유의하게 낮게 나타났으나 ($p<0.05$), PAL 광조사군에서는 유의차가 없었다($p>0.05$).
6. 각 치면에 발생된 응력은 전단결합강도보다 낮았다($p<0.05$).

주요어 : 스트레인 게이지, 복합레진, 충전법, 중합수축, 전단결합강도

I. 서 론

소아치과 영역에서 심미수복에 대한 요구는 나날이 증가하고 있다. 심미수복 재료로서 널리 사용되고 있는 복합레진은 물성의 개선, 우수한 심미성, 치질과의 결합력 개선 등으로 임상에서 광범위하게 사용되어지게 되었다. 그러나 복합레진은 광중합반응에서 불가피한 수축을 하게 되는데 중합수축은 잠재적으로 수복물과 와동 사이에 미세한 틈을 초래 할 수 있기 때문에 특히 구치부 수복물의 결과에 영향을 미치는 결정적인 요소이

며, 이로 인해 이차우식의 발생, 술 후 민감성, 치아파절 등과 같은 문제점들을 유발할 수 있다¹⁻⁵. 이러한 임상적 문제점을 최소화하기 위해서는 복합레진의 조성 조절, 접착레진의 개발, 충전 방법의 개선 그리고 광중합기의 개선 등 많은 노력이 필요할 것이다¹.

복합레진은 광원을 향하여 중합수축을 하는데⁶, 선중합수축의 경우 0.2~0.99%⁷, 부피중합수축의 경우 1.63~2.47%⁸ 정도의 수축률을 나타내는 것으로 알려져 있으며, 실험 조건에 따라 수축이 자유로운 상태이거나 와동에 충전된 상태와 같은 조건에 따라 수축량이 다르게 보고되고 있다⁴.

Davidson과 de Gee⁹의 연구에 의하면 광조사후 복합레진의 중합과정은 겔전(pre-gel) 단계와 겔후(post-gel) 단계로 나눌 수 있는데, 이 중 겔전단계 수축은 재료자체의 흐름성으로 인해 수축응력이 발생되지 않는 반면 겔후단계 수축은 치면에 직접

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 신부동 산 7-1
단국대학교 치과병원 소아치과
Tel: 041-550-1931
E-mail: jskim@dgu.edu

적인 수축응력을 일으킴으로 인해서 임상적 문제들을 야기하므로 매우 중요하다고 하였다.

중합수축을 측정하는 방법에는 팽창계(Dilatometry)를 이용하는 방법^{5,10-13)}, Gas displacement pycnometer를 이용하는 방법⁸⁾, Linear displacement transducer를 이용하는 방법⁷⁾, Deflection measuring gauge¹⁴⁾, Deflecting disk technique¹⁵⁻¹⁸⁾, Digital laser interferometry^{19,20)}, Tensilometer²¹⁾, Strain gauge를 이용하는 방법²²⁻²⁶⁾ 등이 있다. 이 중 Strain gauge법은 1989년 Sakaguchi와 Douglas²⁴⁾가 처음 소개한 방법으로 비교적 간단하고 정확하게 중합수축을 실시간으로 측정할 수 있으며 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage만의 측정이 가능하다는 장점^{23,27-30)}을 가지고 있다.

와동을 충전하는 방법에는 와동을 한 번에 충전하는 법^{31,32)}, 와동저에 평행하게 쌓아 올리는 평행적층법³³⁻³⁵⁾과 인접한 교두에 수축응력을 최소화하기 위한 사면적층법^{1,31,36)}이 사용될 수 있다.

광중합기의 종류에 따라 중합수축의 양상이 다르게 나타나는 것으로 알려져 있는데, 높은 광도로 중합시간을 대폭 단축시킨 plasma arc lamp(PAL)^{37,38)}를 사용한 광중합기와 취급이 간편하고 광중합 효율이 높다고 알려져 있는 light emitting diode(LED)^{14,39,40)}를 사용한 광중합기가 최근 널리 사용되고 있으나, 광원의 종류에 따른 중합수축과 복합레진의 물성에 미치는 영향에 대해서는 아직까지 논란의 여지가 많다.

이제 저자는 충전방법에 따라 복합레진의 중합수축응력이 치면에 가해지는 영향을 알아보고자 발거된 사람의 소구치 협면, 설면, 근심면 그리고 원심면에 각각 스트레인게이지를 부착하고 세가지 충전방법으로 복합레진을 충전한 후 light-emitting diode(LED)와 plasma arc lamp(PAL)로 광중합하여 전 수복 과정동안 치면에 발생한 응력의 변화를 스트레인게이지 기록기(strain gauge logger)로 기록하고 그 결과를 비교 분석하여 복합레진의 중합수축이 치면에 미치는 영향에 대해서 평가하고자 하였다. 또한 치면의 응력측정 시와 동일한 조건으로 충전 및 광중합 한 후 전단결합강도를 측정하여 충전 방법과 광조사기의 광원의 종류에 따른 치면의 응력과 전단결합강도를 비교 평가하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

교정치료를 목적으로 발거된 제 1, 2 소구치를 0.1% thymol에 보관하여 수집한 후, 치아 우식증이나 crack이 없는 치아들을 선별하였다.

복합레진은 3M ESPE사의 Filtek Z350™(3M ESPE, USA) A1 shade를 사용하였으며, 접착용 레진은 Single Bond™(3M ESPE, USA)를 사용하였다.

광중합기 중 광원이 LED인 광중합기로는 Elipar Freelig 2™(3M ESPE, USA)를, 광원이 PAL인 광중합기는 Flipo(LOKKI, France)를 사용하였다.

중합수축을 측정하기 위해 사용된 스트레인게이지는 TML foil type의 스트레인게이지(FLA-1-11-1L, Tokyo Sokki Kenkyujo, Japan)였다. 스트레인게이지로부터 전달된 신호를 기록하는 스트레인기록기(strain gauge logger, TC-31K, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)는 4면의 변화를 동시에 측정하기 위하여 5 port switching box를 결합하여 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 치면의 응력 변화 측정

와동내 적층방법에 따라 3군으로 나누고, 광중합기의 종류에 따라 2군으로 나누어 Table 1과 같이 군을 설정하고 준비된 소구치 60개를 무작위 배분하였다.

0.1% thymol에 보관된 치아들을 꺼내어 흐르는 물에 세척한 후 치관표면에 묻어 있는 이물질을 스케일러로 조심스럽게 제거한 후 바닥에 수직이 되도록 교정용 스톤으로 매몰하였다.

준비된 소구치의 교합면에 #330 카바이드 버로 협설로 2 mm, 근원심으로 4 mm, 깊이 2 mm 크기의 와동을 형성하였다.

와동을 37% 인산으로 20초간 산부식한 후 세척 건조하고, 제조사의 지시에 따라 Single Bond™를 와동 내에 고르게 도포한 후 접착 레진을 중합하였다. 스트레인게이지는 협면, 설면, 근심면, 원심면의 중심 부위에 부착하였다. 스트레인게이지의 접착 부위에 이상이 없는지 확인 한 후 switching box에 연결하고 스트레인기록기의 전원을 켜서 스트레인기록기와 스트레인게이지간의 접속불량 여부를 확인하였다. 연결에 이상 없는 것이 확인되면 USB 포트를 이용하여 컴퓨터와 연결하고 이후 본 연구를 위하여 Visual Basic V6.0(Microsoft, USA)을 이용하여 직접 제작한 프로그램으로 자동 측정하였다.

와동충전은 I 군은 1 step 충전법을 사용하였으며, 와동을 한 번에 충전하였고, II 군은 2 step 충전법을 사용하였으며, 와동 바닥에 평행하게 2회에 나누어 와동을 충전하였으며, III 군은 3 step 충전법을 사용하였으며, 와동 내를 사면으로 3회에 나누어 충전하였다.

스트레인게이지의 0점을 조정 후 스트레인기록기가 1초 간격으로 측정을 하도록 설정하여 측정시작 5초 후 광중합을 1회 조사시간을 LED 20초, PAL 3초의 조건으로 시작하였다. 각 군의 설정에 따라 와동충전을 진행하고 마지막 광중합 후 3분이 지난 후 측정을 종료하였다.

측정이 완료된 후 측정된 값들은 엑셀 파일로 전송하여 저장하고, Hook's law에 따라 다음 식에 의해서 응력을 환산하였고²⁹⁾, 영구치 인접면 법랑질의 탄성 계수는 Mahoney 등⁴¹⁾의 연구 결과를 기준으로 하였다.

환산된 결과 값들은 SPSS V13.0(SPSS Inc., USA) 프로그램을 사용하여 광중합기 간의 비교는 Mann-Whitney test를, 측정 치아면 간의 비교와 와동충전 방법에 따른 군 간 비교는 Kruskal-Walis test와 Mann-Whitney test를 사용하여 통계 분석하였다.

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

Curing unit	Group I	Group II	Group III
	1 step	2 step	3 step
Light emitting diode (LED)	10	10	10
Plasma arc lamp (PAL)	10	10	10

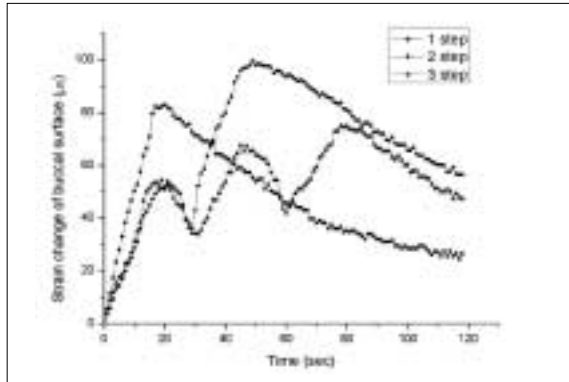


Fig. 1. Line graph of strain of buccal surface of each group in LED curing group.

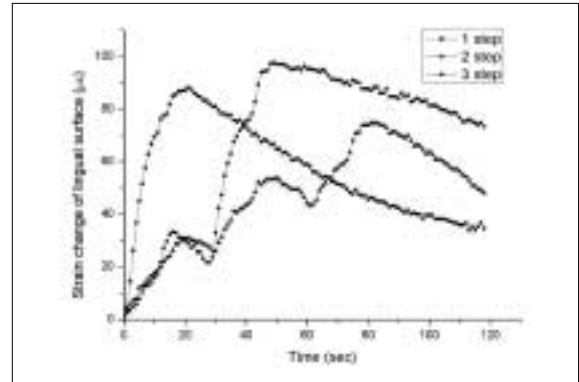


Fig. 2. Line graph of strain of lingual surface of each group in LED curing group.

2) 전단결합강도 측정

치면의 응력변화 측정방법과 같은 방법으로 군을 설정하고 소구치 60개를 군 설정에 따라 무작위 배분하였다(Table 1). 소구치를 교정용 레진에 완전 매몰한 후 치관부 협면을 300, 600 grit silicone carbide paper와 polisher(JISICO, Korea)를 이용하여 활택연마하여 3 mm × 3 mm 크기의 범랑질 표면을 노출시켰다. 노출된 범랑질을 37% 인산으로 산부식 후 Single bond로 전처리하고, 내경 3 mm, 높이 2 mm의 폴리에틸렌 관을 준비하여 범랑질에 부착하고 Filtek Z350TM 을 설정된 충전 방법에 따라 충전하였다.

24시간 동안 증류수에 보관한 후 만능시험기(경성, Korea)를 이용하여 load scale 100 kgF, cross head speed를 분당 1 mm로 설정하여 전단결합 강도를 측정하였다.

측정된 결과 값을 엑셀 프로그램을 이용하여 저장 후 측정된 값을 단위 면적으로 나누고 중력 값을 곱해서 MPa로 환산하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 치면의 strain 변화 측정

1) Light-emitting diode(LED) 광중합 군

(1) 협면에서의 변화

LED 광중합 군의 시간에 따른 협면의 strain 변화를 Fig. 1에 선 그래프로 나타내었다. 1 단계로 충전한 I군에서는 광조사 후 80 μ까지 신장되는 양상을 보이다가 이후 시간에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다. 2 단계로 충전한 II군의

변화 양상은 1 단계 광조사시에는 80 μ까지 신장되었다가 2 단계 광조사시 100 μ까지 신장되어 가장 높은 수치를 보여 주었다. 3단계로 충전한 III군은 광조사가 이루어지는 동안 55 μ, 70 μ, 78 μ까지 단계적으로 증가하는 양상을 보여 주었다(Fig. 1).

(2) 설면에서의 변화

설면의 strain 변화를 Fig. 2에 나타내었다. 협면의 변화와 매우 유사한 양상을 보여 주었다. I군에서 최고 90 μ까지 증가하였고, II군에서는 협면과 마찬가지로 100 μ까지 증가되었다. III군은 협면과 마찬가지로 80 μ까지 단계적으로 증가하는 양상을 보여 주었다(Fig. 2).

(3) 근심면에서의 변화

근심면의 strain 변화를 Fig. 3에 나타내었다. I군에서는 광조사 후 서서히 증가하여 25 μ에서 최대값을 보이고 이후 서서히 감소하였다. II군에서는 1차 광중합 후 잠시 감소했다가 2차 광중합시 급격히 증가하여 80 μ까지 신장되었다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하였다. III군은 광조사시 마다 다소 증가하였다가 시간이 지남에 따라 감소하였으며 최종적으로 압축이 계속 일어나는 양상을 보여 주었다(Fig. 3).

(4) 원심면에서의 변화

원심면의 strain 변화를 Fig. 4에 나타내었다. I군에서는 광조사와 함께 신장이 일어나 최고 40 μ까지 증가하였다가 시간이 지남에 따라 압축이 일어났다. II군에서는 광조사와 함께 급

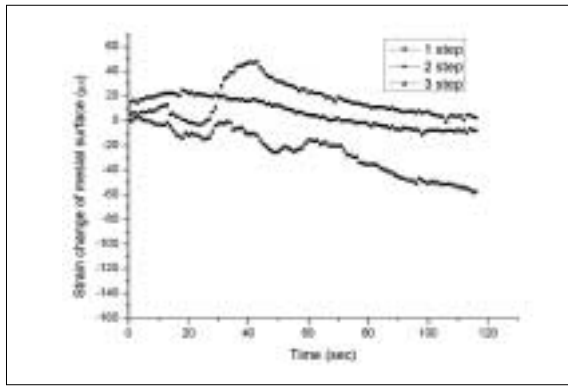


Fig. 3. Line graph of strain of mesial surface of each group in LED curing group.

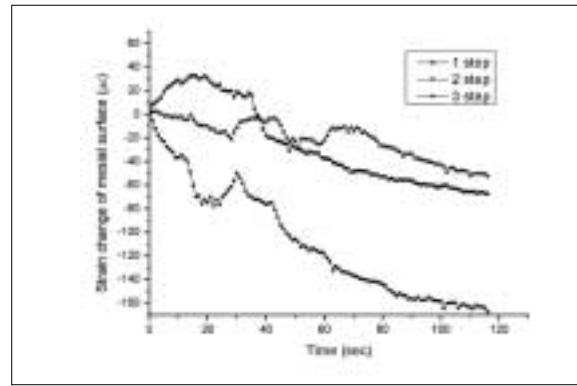


Fig. 4. Line graph of strain of distal surface of each group in LED curing group.

Table 2. Mean and standard deviation of surface stress of each group in LED curing (unit : MPa)

	Surface	Stress
Group I	Buccal	4.45 ± 2.66
	Lingual	5.72 ± 4.08
	Mesial	2.27 ± 0.67
	Distal	4.37 ± 2.19
Group II	Buccal	6.22 ± 1.20
	Lingual	6.38 ± 1.47
	Mesial	1.97 ± 1.91
	Distal	9.51 ± 8.85
Group III	Buccal	4.94 ± 1.45
	Lingual	4.43 ± 0.83
	Mesial	2.95 ± 2.39
	Distal	3.19 ± 1.54

격한 압축 양상을 보였으며 시간이 지날수록 압축 양상은 더욱 증가하였다. III군은 다른 군에 비해서 다소 적은 크기의 압축 양상을 보여 주었다(Fig. 4).

(5) 치면에 나타난 응력

LED 광조사 군에서 각 치면에 나타난 응력의 평균과 표준편차를 Table 2에 나타내었다. I군의 협면에 나타난 응력의 크기는 4.45 ± 2.66 MPa, 설면은 5.72 ± 4.08 MPa, 근심면은 2.27 ± 0.67 MPa 그리고 원심면은 4.37 ± 2.19 MPa이었다. II군의 협면에 나타난 응력의 크기는 6.22 ± 1.20 MPa이었으며, 설면에서는 6.38 ± 1.47 MPa, 근심면에서는 1.97 ± 1.91 MPa, 원심면에서는 9.51 ± 8.85 MPa이었다. III군의 협면에 나타난 응력의 크기는 4.94 ± 1.45 MPa이었고, 설면은 4.43 ± 0.83 MPa, 근심면은 2.95 ± 2.39 MPa 그리고 원심면은 3.19 ± 1.54 MPa이었다.

2) Plasma arc lamp(PAL) 광증합 군

(1) 협면에서의 변화

PAL 광증합 군의 시간에 따른 협면의 strain 변화를 Fig. 5에 선 그래프로 나타내었다. I군에서는 광조사 후 75 μE까지 팽창되는 양상을 보이다가 이후 시간에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다. 2 단계로 충전한 II군의 변화 양상은 1 단계 광조사시에는 45 μE까지 신장되었다가 2 단계 광조사시 80 μE까지 신장되었다가 I군보다는 느리게 서서히 감소하였다. 3 단계로 충전한 III군은 광조사가 이루어지는 동안 20 μE, 40 μE, 85 μE까지 단계적으로 증가하는 양상을 보여 주었다(Fig. 5).

(2) 설면에서의 변화

설면의 strain 변화를 Fig. 6에 나타내었다. 협면의 변화와 매우 유사한 양상을 보여 주었다. I군에서 최고 80 μE까지 증가하였고, II군에서는 60 μE까지 증가되었다. III군은 LED 광조사군과 매우 유사한 양상을 보여 주었으며 30 μE, 60 μE, 85 μE까지 단계적으로 증가하는 양상을 보여 주었다(Fig. 6).

Table 3. Mean and standard deviation of surface stress of each group in PAL curing (unit:MPa)

	Surface	Stress
Group I	Buccal	5.60 ± 1.61
	Lingual	4.92 ± 1.00
	Mesial	4.73 ± 5.21
	Distal	9.26 ± 9.24
Group II	Buccal	3.98 ± 1.17
	Lingual	6.15 ± 0.89
	Mesial	3.82 ± 3.02
	Distal	3.01 ± 1.70
Group III	Buccal	7.54 ± 2.26
	Lingual	7.94 ± 3.88
	Mesial	2.59 ± 2.14
	Distal	6.74 ± 7.87

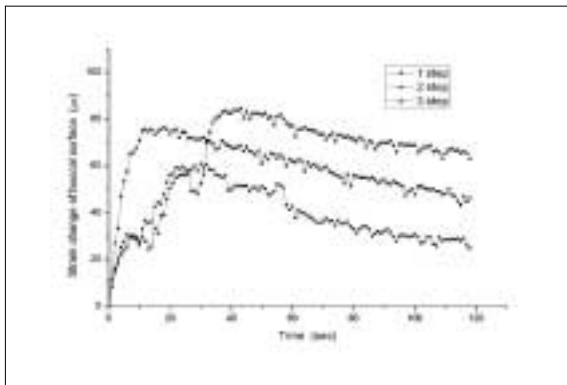


Fig. 5. Line graph of strain of buccal surface of each group in PAL curing group.

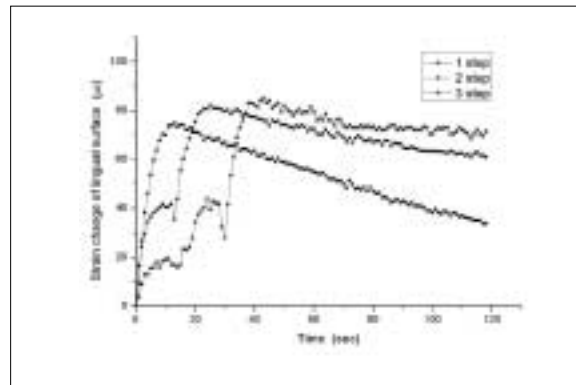


Fig. 6. Line graph of strain of lingual surface of each group in PAL curing group.

(3) 근심면에서의 변화

근심면의 strain 변화를 Fig. 7에 나타내었다. I 군에서는 광조사 직후 -40 µε까지 급격히 감소하였으며 이후 감소 양상이 둔화되었다. II 군에서는 1차 광중합 후 18 µε, 2차 광중합 후 28 µε까지 증가하였다가 이후 시간이 지남에 따라 I 군과 비슷한 양상으로 감소하였다. III 군은 1차 광조사 직후 12 µε, 2차 광조사 후 23 µε 그리고 3차 광조사 후 50 µε까지 증가하였다가 다른 군과 마찬가지로 시간이 지남에 따라 감소하였다. 3 군 모두 광조사 시간동안은 팽창을 하다가 이후 계속적으로 압축되는 양상을 보여 주었다(Fig. 7).

(4) 원심면에서의 변화

원심의 strain 변화를 Fig. 8에 나타내었다. I 군에서는 광조사와 동시에 -80 µε까지 급격히 감소하다가 일정하게 유지되는 양상을 보여 주었다. II 군에서는 광조사 시간과 동일한 양상으로 증가하다가 시간이 지남에 따라 감소하는 양상을 보여 주었다. III 군도 2군과 유사한 양상을 보여 주었으며, 감소 양상은 II 군보다 급격하게 나타났다(Fig. 8). 근심면에서와 마찬가지로 시간이 지남에 따라 압축되는 양상을 보여 주었다

5) 치면에 나타난 응력

PAL로 광조사한 군에서 각 치면에 나타난 응력의 평균과 표준편차를 Table 3에 나타내었다. I 군의 협면에 나타난 응력의 크기는 5.60 ± 1.61 MPa, 설면은 4.92 ± 1.00 MPa, 근심면은 4.73 ± 5.21 MPa 그리고 원심면은 9.26 ± 9.24 MPa 이었다. II 군의 협면에 나타난 응력의 크기는 3.98 ± 1.17 MPa이었으며, 설면은 6.15 ± 0.89 MPa, 근심면은 3.82 ± 3.02 MPa, 원심면은 3.01 ± 1.70 MPa이었다. III 군의 협면에 나타난 응력의 크기는 7.54 ± 2.26 MPa이었고, 설면은 7.94 ± 3.88 MPa, 근심면은 2.59 ± 2.14 MPa 그리고 원심면은 6.74 ± 7.87 MPa이었다.

3) 각 치면에서의 광조사기에 따른 응력의 크기 비교

광조사기의 종류에 따라 발생된 각 치면의 응력의 크기를 Table 4에 나타내었다. 각 치면에 나타난 응력의 크기를 광조사기 종류에 따라 분류하고 Mann-Whitney Test로 검증한 결과, 2단계 충전법으로 충전한 군의 협면에서만 광조사기의 종류에 따른 응력의 차이가 유의하게 나타났다(p<0.05).

Table 4. Statistical analysis between curing unit in surface of each group (unit:MPa)

Surface	Group	Curing Unit		Mann-Whitney Test <i>p</i> value
		LED	PAL	
Buccal surface	I	4.45 ± 2.66	5.60 ± 1.61	0.827
	II	6.22 ± 1.20	3.98 ± 1.17	0.033*
	III	4.94 ± 1.45	7.54 ± 2.26	0.157
Lingual surface	I	5.72 ± 4.08	4.92 ± 1.00	0.655
	II	6.38 ± 1.47	6.15 ± 0.89	0.724
	III	4.43 ± 0.83	7.94 ± 3.88	0.157
Mesial surface	I	2.27 ± 0.67	4.73 ± 5.21	0.827
	II	1.97 ± 1.91	3.82 ± 3.02	0.275
	III	2.95 ± 2.39	2.59 ± 2.14	1
Distal surface	I	4.37 ± 2.19	9.26 ± 9.24	0.827
	II	9.51 ± 8.85	3.01 ± 1.70	0.289
	III	3.19 ± 1.54	6.74 ± 7.87	0.724

Table 5. Statistical analysis among surfaces stress of each group (unit : MPa)

	Surface	Stress
Group I	Buccal	5.03 ± 2.06
	Lingual	5.42 ± 3.16
	Mesial	3.50 ± 3.59
	Distal	6.82 ± 6.58
Group II	Buccal	5.32 ± 1.61
	Lingual	6.25 ± 1.07
	Mesial	2.90 ± 2.47
	Distal	6.72 ± 7.22
Group III	Buccal	6.42 ± 2.27*
	Lingual	5.93 ± 2.98
	Mesial	2.74 ± 2.05*
	Distal	4.71 ± 5.04

(* : $p < 0.05$ from Mann-Whitney test)

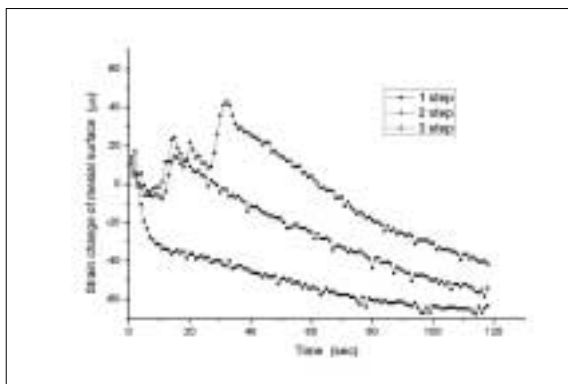


Fig. 7. Line graph of strain of mesial surface of each group in PAL curing group.

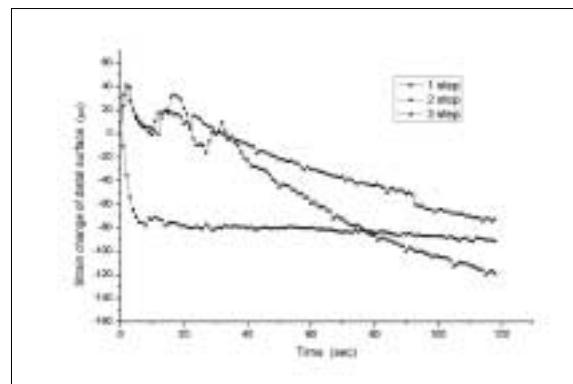


Fig. 8. Line graph of strain of distal surface of each group in PAL curing group.

Table 6. Mean and standard deviation of shear bond strength of each group (unit : MPa)

	Group		Mean ± SD
LED	1 step	Group I	12.4 ± 2.8
	2 step	Group II	12.8 ± 3.8
	3 step	Group III	8.9 ± 2.6
PAL	1 step	Group I	16.4 ± 5.3
	2 step	Group II	12.2 ± 3.3
	3 step	Group III	12.0 ± 5.7

Table 7. Statistical analysis among step procedures in each group

	Group I	Group II	Group III
Group I			
Group II	-		
Group III	*	*	

4) 각 치면간의 응력의 크기 비교

각 치면에 나타난 응력의 평균과 표준편차를 Table 5에 나타내었다. 각 치면에 나타난 응력의 크기간의 유의차를 Kruskal-Wallis test로 검증하고 Mann-Whitney Test로 각 군간의 유의성을 검증하였다. 3단계 충전법으로 충전한 군의 협면과 근심면간의 통계학적 유의차가 나타났다.

2. 전단결합강도 측정

와동 내 충전을 1단계, 2단계, 3단계로 나누어 충전하고 LED와 PAL 광조사기로 광중합한 후 증류수에 담가 24시간 수화 팽창과정을 거친 후 만능시험기로 측정한 각 군의 전단결합 강도의 평균과 표준편차를 Table 6에 나타내었다.

LED로 광조사한 군에서 I군의 전단결합 강도는 12.4 ± 2.8 MPa였으며, II군은 12.8 ± 3.8 MPa였고, III군은 8.9 ± 2.6 MPa로 다른 두 군에 비해 다소 작았다.

PAL로 광조사한 군에서 I군의 전단결합 강도는 16.4 ± 5.3 MPa이었으며, II군은 12.2 ± 3.3 MPa이었고, III군은 12.0 ± 5.7 MPa로 나타났으며, I군이 다른 두 군에 비해 다소 높게 나타났다.

각 군에서 측정된 전단결합강도에 대한 결과를 통계학적 결과를 살펴보면, LED 조사군에서는 Kruskal-Wallis 분석 결과 3군간의 유의차가 있음을 확인하고, Mann-Whitney 분석을 시행한 결과 III군이 I군과 II군에 비해 통계학적으로 유의하게 낮은 것으로 나타났으며(Table 7)(p<0.05), PAL 광조사군에서는 충전 방법에 따른 전단결합강도의 유의차는 없는 것으로 나타났(p>0.05).

IV. 총괄 및 고안

가시광선을 이용한 광중합법은 1980년대에 들어서 소개되었다. 사용된 광원의 파장은 468±20 nm로써 푸른색이다. 광원으로 나온 빛은 복합레진에 포함된 광중합 개시제인 캄포르퀴논(camphoroquinone)이나 케톤(diketone)등을 3차 결합 상태로 활성화시켜 메틸아미노에틸 메타크릴레이트(N,N-dimethylaminoethyl methacrylate)와 같은 비방향족 3차 아민과의 상호작용으로 생긴 자유라디칼 반응으로 중합이 개시된다^{42,43}. 광중합이 시작되면 수복제를 구성하는 단량체가 중합반응을 통해 상호간에 공유결합을 하게 되면서 공유결합간 거리인 van der Waals' distance가 감소하게 되어 물리적 수축이 일어나게 된다. 이러한 광중합 수축은 수복제 뿐만 아니라 치아에까지도 응력을 발생시켜 임상적으로 수복물의 변연누출 및 이차우식, 시술 후 통증, 치아의 파절 등과 같은 다양한 문제점들을 유발할 수 있다²⁻⁵.

중합시 발생하는 수축응력은 수축량과 함께 매우 중요한 의미를 가지는데, 중합수축율과 재료의 탄성계수가 크면 발생하는 수축응력도 크게 나타나며 수복재와 치아의 결합력보다 중합수축력이 큰 경우에는 접촉면에서의 실패를 야기하게 된다^{3,4}. Bowen 등⁴⁴은 중합수축시 발생하는 응력은 약 5.5-7.8 MPa 정도라고 보고하였으며, Davidson과 de Gee⁹는 범랑질에서의 레진-치아간의 결합은 이 힘에 저항할 만큼 충분한 결합력을 갖는다고 하였다. 하지만 Rees와 Jacobsen⁴⁵은 중합수축응력이 충분히 큰 경우 치아와 레진 계면에서 부착성 결합(adhesive bonding)을 파괴하고 마침내 미세 누출을 일으킬 수 있으며 결합강도 또한 저하시킬 수 있다고 하였다. 중합수축에 영향을 주

는 요인들로는 와동의 형태, 치아와 수복재간의 결합력, 재료의 조성, 충전방법, 광중합기의 종류 및 광조사방법 등을 들 수 있으며⁴⁶⁻⁴⁸⁾ 이러한 요인들을 변화시켜 중합수축량과 수축응력을 감소시키기 위한 연구들이 진행 중이다. 본 연구에서도 응력의 변화는 치면의 만곡도나 교두간 거리 등 치아의 해부학적 구조에 많은 영향을 받는다는 것을 실험 과정을 통해서 알게 되었다. 특히, 근심면과 원심면에서 매우 다양한 변화를 관찰 할 수 있었는데, 이는 개개 실험치의 형태학적 다양성과 일괄적이지 못한 교합면의 크기와 형태로 인해 최대한 동일한 크기와 형태의 와동 형성을 하려고 했던 실험 의도와 상반된 문제점으로 표출되었고, 결국 근원심면의 잔존 치질 두께의 차이나 형태학적 변이가 연구 성적에 많은 영향을 주었을 것이라고 생각되었다.

현재까지 보고된 중합수축을 줄일 수 있는 방법으로 sandwich법⁴⁹⁾, 적층충전법⁴⁵⁾, 레진인레이⁵⁰⁾, 2급 와동에서 빛을 측 방향으로 반사시킬 수 있는 wedge의 사용⁵¹⁾, 광도의 조절을 통한 2단계 광중합법^{18,32,52)} 등이 이용되고 있다.

중합수축은 접착된 교두사이에 교두 간 인장응력을 초래할 수 있고, 특히 와동의 크기가 큰 경우 자가중합 복합레진에서 현저하다. 레진을 조금씩 쌓아 올려서 각각의 중합 시에 작은 수의 와동벽 만이 포함되도록 주의하면 이러한 인장응력의 발생을 감소시킬 수 있으며 나아가서 접착계면과 마주보는 교두 사이에 누적되는 전체적인 응력을 줄여 줄 수 있다. 형태인자(Configuration factor: C-factor)는 접착된 면의 수를 접착되지 않은 면의 수로 나눈 것이다. C-factor가 증가하면, 변연부위의 봉쇄를 유지하는데 중요한 의미를 가지는 중합응력이 증가하게 된다⁵³⁾. 본 연구에서도 C-factor를 최소화하기 위해 2단계 혹은 3단계로 적층하는 방법이 수축응력을 감소시켜 줄 수 있을 것이라는 점에 착안하여 연구를 시행하였다. 그러나 적층 단계가 많아질수록 균 간의 실험 오차에 영향을 줄 수 있을 것이라고 판단하고 적층시간 간격을 가능한 최소화하기 위하여 처음 조사 후부터 적층 완료까지의 시간이 20초를 초과하지 않도록 하여 실험오차를 최소화하려고 노력하였다.

여러 적층 방법 중 인접교두에 수축응력을 최소화할 수 있다고 알려진 사면적층법^{1,31,36)}이 있다. 이들 연구에서는 이러한 사면적층법이 기존의 평행적층법에 비해 복합레진을 위한 와동충전시 인접교두에 미치는 응력을 최소화할 수 있다고 보고하였다. 본 연구의 결과와 비교해 보면, 1단계 적층법에 비해 3단계 적층법의 응력이 유의한 차이를 두고 감소하지 않았기 때문에 3단계 사면적층법이 1단계나 2단계 적층법보다 상대적으로 우수하다고 결론지을 수는 없었지만, 응력의 크기변화가 다른 방법들에 비해 작게 나타나는 것으로 보아 중합수축의 최종 단계에서는 상대적으로 작은 응력을 보일 것으로 사료되었다. 하지만, 전단결합강도에서는 오히려 3단계 충전법이 다소 떨어지는 것으로 나타났는데 이는 적층 과정이 길어지면서 유발된 실험 방법상의 한계로 생각된다.

광중합형 복합레진은 개발 초기부터 물성과 밀접한 관련이 있는 중합도를 높이기 위해 높은 광도의 중합이 추천되어 왔으

나⁵⁴⁾, 고광도로 중합시 빠른 중합으로 인해 레진의 점도가 급격히 증가하여 중합수축이 더 심해질 수 있으며⁴⁶⁾, 충분한 유동성을 가지지 못하게 되므로 수축으로 인한 응력을 분산할 수 없게 된다⁵⁵⁾고 보고되었다.

그러나 Bouschlicher 등⁴⁷⁾은 고광도와 중등도 광도 중합 간에는 수축상 유의한 차이가 없었다고 하였고 이는 본 연구 결과에서도 확인할 수 있었다. 본 연구 결과에서 LED나 PAL의 광원의 차이로 인한 광도의 차이가 복합레진의 수축 및 치아표면에 미치는 응력에 대해서는 유의한 차이를 보이지 않았으며 이에 대한 좀 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각되었다. 하지만, PAL를 이용한 복합레진의 광중합 시 기존의 광중합기에 비해 중합수축이 같거나 더 적었다는 Peutzfeldt 등⁵⁶⁾의 연구와 비교해 보면 본 연구에서도 이와 유사한 양상을 보여 주고 있으며 연구 재료가 충분히 확보된다면 보다 유의한 차이가 나타날 수도 있다고 생각되었다. 또한 Duret⁵⁷⁾은 낮은 광도의 tungsten-halogen lamp를 사용하게 되면 느린 중합으로 인해 불완전하게 중합된 분자들이 다른 분자들 사이로의 침투를 야기하여 불완전한 구조를 가지는 반면, PAL에 의한 빠른 중합은 이러한 분자내 재구조화나 분자구조의 재확산을 감소시켜 오히려 수축을 줄인다고 하였으며, 이는 본 연구 결과와 유사한 양상을 보여 준다고 생각되지만 보다 많은 연구가 뒷받침되어야 할 것이다.

1992년 Sakaguchi 등²⁶⁾은 스트레인지지법을 이용하여 tungsten-halogen lamp로 중합시킨 복합레진의 중합수축량을 측정 한 결과 초기 10초간은 일시적인 재료의 팽창을 나타낸 후 1분간 급격한 수축양상을 보였으며, 그 후 수축이 완만하게 진행되었다고 보고하였는데 이는 본 연구에서도 특징적으로 나타나는 양상으로 광원이 조사되는 동안은 치면이 팽창되는 양상을 보이다가 광원조사가 종료되면 급격히 혹은 완만히 수축되는 양상을 보여주었다.

LED 및 PAL 광조사군 모두에서 각 충전법의 적층 단계마다 증가량은 1단계 충전법, 2단계 충전법, 3단계 충전법 순으로 보여 주었으며, 2단계 충전법과 3단계 충전법의 2회 적층시 증가량은 2단계 충전법, 3단계 충전법 순으로 나타났다. 이러한 결과로는 3단계 사면적층법이 각 광조사시 치면에 가하는 응력이 가장 작은 것으로 나타났다. 그럼에도 본 연구에서 전체적인 응력에 유의차가 나지 않은 것은 연구 대상치의 표본 수가 적은 점과 중합 간격 시간이 짧기 때문이라 사료되었다. LED와 PAL 광조사사군 모두에서 1단계 충전법의 경우 광조사 시작시 응력이 증가하다 광조사 종료 후 서서히 감소하였으며 1분 후부터 기울기가 완만해졌다. PAL 광조사군에서 특이할 점은 3초의 광조사 후에도 약 10초 정도 지속적인 응력 증가를 보인 후 서서히 감소 한 것에 비해 LED군에서는 거의 광조사가 끝난 직후부터 응력 감소가 진행되었다. 만일 광조사 후 수축응력이 최소화 될 때까지 기다린 후 다음 단계의 광조사가 이루어진다면 가해지는 평균 응력과 최고 응력을 낮출 수도 있다고 생각된다. 진로시간을 최대한 줄여야 하는 소아치과 영역에서는 적

층 시간간격을 증가시키기에는 어려운 점이 많을 수도 있으나 중합수축으로 인해 치면에 가해지는 응력을 고려해 볼 때, 전신 마취 혹은 깊은 수면진정법하에서는 지연 분할적층법을 고려해 볼 수도 있을 것이다.

결론적으로 불가피한 중합수축은 수화팽창으로 인해 어느 정도 보상될 수 있지만 잔존된 응력의 소멸 시기에 대해서는 본 연구에서는 밝힐 수 없었으며 차후 이에 대한 연구가 필요하다.

본 연구에서 3단계 사면적층법에서 협설측으로 사선을 이루도록 적층법을 설정하였고 협측 교두 쪽으로 1회째 적층을 하였다. 사면충전시 협측과 설측의 순위에 따라 나타나는 협설면의 응력 차이와 교합시 발생하는 기능교두 및 비기능교두간의 교합력까지의 연관성을 정확히 밝히고 싶었으나 이는 본 연구의 한계라고 판단되었으며 차후 연구에서는 이러한 연관 관계 규명도 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

교합면에 형성된 와동에 복합레진을 3가지 방법으로 충전하고 light-emitting diode(LED)와 plasma arc lamp(PAL)를 광원으로 사용하여 광중합 후 스트레인게이지를 이용하여 각 치면에 발생한 응력을 분석하고, 동일 방법으로 충전 후 법랑질 표면에 부착된 시편의 전단결합강도를 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Strain의 변화를 살펴보면, LED와 PAL 충전군 모두 협설면에서는 주로 팽창이 일어났다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여주었다.
2. 근원심면에서는 신장과 압축이 반복적으로 나타나면서 서서히 압축량이 증가하였다.
3. LED와 PAL 충전군 모두 적층 방법간의 응력의 차이는 없었다($p>0.05$).
4. LED 및 PAL 광중합기 간의 응력의 차이는 협면에서만 존재하였다($p<0.05$).
5. 전단결합강도 측정 결과 LED 군에서는 3단계 충전법이 1, 2단계 충전법 보다 유의하게 낮게 나타났으나($p<0.05$), PAL 광조사군에서는 유의차가 없었다($p>0.05$).
6. 각 치면에 발생한 응력은 전단결합강도보다 낮았다($p<0.05$).

이상의 결과를 종합해 볼 때, 일정 깊이 이하의 와동에서 적층방법의 변화에 따른 치면에서의 응력 크기는 전단결합강도보다 낮게 나타난 것으로 보아 미세누출의 원인은 중합수축과 함께 복합레진과 치아 접촉면 간의 결합의 문제로 유발될 가능성도 높다고 생각되었다. 또 유의있는 응력차이는 없었으나 사면적층법과 plasma arc curing unit를 사용하는 경우 총 수축량이 다소 적어 복합레진 충전 후 발생할 수 있는 미세누출의 위험성을 감소시켜 줄 수 있을 뿐만 아니라 시술시간이 단축된다는 장점을 고려할 때 소아치과 영역에서 사용하기 적합한 방법이라고 생각된다. 하지만 본 연구에서 나타난 결과로 보면 사면

적층법으로 유의 있게 수축응력을 줄이기 위해서는 매 광조사간에 충분한 시간이 필요하다고 생각되었으며 보다 광범위한 임상적용을 위해서는 보다 다양한 재료와 조건 하에서의 중합수축 양상에 대한 비교 연구와 중합수축에 따른 수축응력에 대한 보완 연구가 필요하리라 생각된다.

참고문헌

1. Deliperi S, Bardwell DN : An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 133:1387-1398, 2002.
2. Eick JD, Welch FH : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence International*, 17:103-111, 1986.
3. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 59:297-300, 1988.
4. Davidson CL, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25:435-440, 1997.
5. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins : comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent*, 71:7-12, 1994.
6. Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, et al. : Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence Int*, 21:883-886, 1990.
7. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL : True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9:11-14, 1993.
8. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater*, 15:447-449, 1999.
9. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63:146-148, 1984.
10. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, et al. : Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*, 48:59-67, 1982.
11. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ : Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21:1150-1157, 2005.
12. 이용근, 윤태호, 김철위 : 치과용 심미수복재의 중합수축 및 열팽창에 관한 연구. *대한치과기재학회지*, 27:171-

- 179, 2000.
13. 이용근, 윤태호, 임범순 등 : 광원 및 광조사 방법에 따른 심미충전재의 중합수축. 대한치과기재학회지, 27:317-326, 2000.
 14. 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.
 15. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC : Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. Dent Mater, 14:417-423, 1998.
 16. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, et al. : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater, 15:128-137, 1999.
 17. Hofmann N, Markert T, Hugo B, et al. : Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. Am J Dent, 16:421-430, 2003.
 18. 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.
 19. Knezevic A, Demoli N, Tarle Z, et al. : Measurement of linear polymerization contraction using digital laser interferometry. Oper Dent, 30:346-352, 2005.
 20. Fogleman EA, Kelly MT, Grubbs WT : Laser interferometric method for measuring linear polymerization shrinkage in light cured dental restoratives. Dent Mater, 18:324-330, 2002.
 21. 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, 32:407-412, 2004.
 22. Tani Y, Nambu T, Ishikawa A, et al. : Polymerization shrinkage and contraction force of composite resin restorative inserted with "Megafiller". Dent Mater J, 12:182-189, 1993.
 23. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, et al. : Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. Oper Dent, 25:98-103, 2000.
 24. Sakaguchi RL, Douglas WH : Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. J Dent Res, 68:977, 1989.
 25. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. J Dent, 19:312-316, 1991.
 26. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al. : Effect of polymerization contraction in composite restorations. J Dent, 20:178-182, 1992.
 27. Sakaguchi RL, Ferracane JL : Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. Dent Mater, 14:106-111, 1998.
 28. 신범철, 윤희중 : 스트레인 게이지(Strain Gauge)의 원리와 응용에 관한 소고. 대한체육대학교 체육과학연구소논문집, 8:1-11, 1989.
 29. 김윤철, 김종수, 권순원 등 : 스트레인 게이지법을 이용한 복합레진과 컴포머의 중합수축 평가에 관한 연구. 대한소아치과학회지, 29:19-29, 2002.
 30. 김영광, 김종수, 유승훈 : 스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교. 대한소아치과학회지, 31:516-526, 2004.
 31. Figueiredo Reis A, 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.
 32. Santos AJ, Sarmiento CF, Abuabara A, et al. : Step-cure polymerization: effect of initial light intensity on resin/dentin bond strength in class I cavities. Oper Dent, 31:324-331, 2006.
 33. He Z, Shimada Y, Tagami J : The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. Dent Mater, 23:533-538, 2007.
 34. Versluis A, Douglas WH, Cross M, et al. : Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res, 75:871-878, 1996.
 35. Koran P, Kurschner R : Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. Am J Dent, 11:17-22, 1998.
 36. Hirabayashi S, Hood JA, Hirasawa T : The extent of polymerization of Class II light-cured composite resin restorations; effects of incremental placement technique, exposure time and heating for resin inlays. Dent Mater J, 12:159-170, 1993.

37. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16:330-336, 2000.
38. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA : Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent*, 13:121-122, 2000.
39. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, et al. : Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21:1379-1385, 2000.
40. Dunn WJ, Bush AC : A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*, 133:335-341, 2002.
41. Mahoney E, Holt A, Swain M, et al. : The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent*, 28:589-594, 2000.
42. Ruyter IE : Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand*, 40:179-182, 1982.
43. Shintani H, Inoue T, Yamaki M: Analysis of camphoroquinone in visible light cured composite resins. *Dent Mat*, 1:14-126, 1985.
44. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 106:475-477, 1983.
45. Rees JS, Jacobsen PH : The current status of composite materials and adhesive systems. 6: Techniques for indirect placement. *Restorative Dent*, 7:21-23, 1991.
46. Venhoven BA, DeGee AJ, Davidson CL : Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials*, 17:2313-2318, 1996.
47. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB : Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *American J Dent*, 10:88-96, 1997.
48. Versluis A, Tantbiroin D, Douglas WH : Do dental composites always shrink toward the lights. *J Dent Res*, 77:1435-1445, 1998.
49. Darhishyre PA, Messer LB, Douglas WH : Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res*, 67:585-587, 1988.
50. Robinson PB, Moore BK, Swartz ML : Comparison of microleakage indirect and direct composite resin restoration *in vitro*. *Oper Dent*, 18:117-120, 1987.
51. Lutz F, Krejci I, Luescher B, et al. : Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence Int*, 17:659-664, 1986.
52. Watts DC, al Hindi A : Intrinsic soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater*, 15:39-45, 1999.
53. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69:36-39, 1990.
54. Warren K : An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J Oral Rehabil*, 17:327-334, 1990.
55. Uno S, Asmussen E : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scan J Dent Res*, 99:440-444, 1991.
56. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*, 16:330-336, 2000.
57. Duret F : Rapid photopolymerization of dental composite material by combining two synergistic technologies ; Plasma arc light and Xenon gas. DMD Dental/Medical Diagnostic System, Inc. 1996-2000.

Abstract

A STUDY OF POLYMERIZATION SHRINKAGE OF COMPOSITE RESIN ACCORDING TO FILLING METHODS USING STRAIN GAUGE

Eung-Hag Kim, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo

Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to compare the polymerization shrinkage of several filling methods using strain gauges.

In this study, a light-emitting diode(LED) curing unit(Elipar Freelig2, 3M EPSE, USA) and plasma arc lamp(PAL) curing unit(Flipo, LOKKI, France) were used for curing, Filtek Z350™(3M EPSE, USA) composite resin was used for the cavity filling.

Sixty permanent bicuspid teeth, that were extracted for orthodontic treatment, were studied. The cavities were prepared on the occlusal surface and were filled using the following methods :

1) bulk filling, 2) parallel filling, 3) oblique filling

The strain was recorded on the buccal, lingual, mesial and distal surfaces and the strain values were computed into stress values.

The shear bond strength of each filling method was tested using a Micro Universal Testing machine.

The results can be summarized as follows:

1. In the strain changes, all LED and PAL curing groups showed an increase on the buccal surface and a slow decrease as time elapsed.
2. In the strain changes of the mesial and distal surfaces, the decreases and increases were shown repeatedly and reduced as time elapsed.
3. There were no significant statistical strain changes among filling methods in the LED or PAL curing groups.
4. There were significant statistical strain changes between the LED and PAL curing groups on the buccal surface($p < 0.05$).
5. From the shear bond strength results, in the LED curing group, filling method 3 showed lower surface stress than filling method 1 and 2($p < 0.05$). In the PAL curing group, there were no significant statistical strain changes between each filling method.
6. The surface stress of each group was lower than the shear bond strength.

Key words : Strain gauge, Composite resin, Filling method, Polymerization shrinkage, Shear bond strength