

스트레인 게이지를 이용한 수증 수복재의 중합수축 영향 평가

이인천 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구는 광중합 충전 재료의 적층 방법에 따른 중합수축 양상을 스트레인 게이지를 이용하여 측정하고, 이를 응력으로 환산하여 치면에 미치는 영향을 평가하였다.

발거된 영구치 70개의 치경부에 가로 3 mm, 세로 3 mm, 높이 1.5 mm의 와동을 형성하고, 일회 충전, 수평 적층법, 사면적층법으로 나누어 수복 재료를 충전하였다.

Plasma arc lamp(PAL)를 사용한 고출력 광중합기를 광원으로 사용하였으며, 수복 재료는 Filtek Z-250® 복합레진, Dyract® AP 컴포머 그리고 Tetric® Flow 유동성 복합레진을 사용하였다. 중합과정동안 스트레인 게이지를 이용하여 치면에 발생한 스트레인을 측정하였고, 이를 응력으로 환산하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Strain 값은 광중합 개시와 함께 급격히 증가하였으며, 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다.
2. Z-250®의 수축응력이 Dyract® AP와 Tetric® Flow에 비해 상대적으로 높게 나타났으나 통계학적 유의차는 없었다(p>0.05).
3. Z-250®과 Dyract® AP에서 3가지 와동 충전 방법 간에는 수축응력의 차이가 없었다(p>0.05).
4. 와동 충전 방법에 따른 충전 재료 간에도 수축응력의 유의차는 없었다(p>0.05).

이상의 결과를 종합해보면 Dyract® AP는 광중합 과정과 자가 중합 과정이 함께 일어남으로 인해 Z-250®보다 상대적으로 중합 수축이 적게 나타난 것으로 판단되었다.

Tetric® Flow는 한 번에 충전을 완료할 수가 있어 시간 소모가 적고 치질에 대한 중합수축력도 적어 유치 와동 충전 시 유용한 충전 방법이라고 판단되었다.

향후 와동 충전 방법의 방향과 광중합 시간 간격이 광중합수축에 미치는 영향 등에 대한 추가 연구가 필요하다고 사료되었다.

주요어 : 스트레인 게이지, 중합수축, 컴포머, 복합레진, 충전법

I. 서 론

소아치과 임상에서 광중합을 이용하는 심미 수복 재료는 다양한 임상적 요구와 환자의 기대에 부응하기 위해 지난 반 세기 동안 급격한 발전을 이루어 왔다. 그러나 이러한 심미 수복 재료는 광중합 과정 중 불가피한 선 수축 및 부피 수축을 하게 되며¹⁻¹²⁾, 이로 인해 변연 누출 및 이차우식 발생, 시술 후 과민 반응, 치아 파절 등과 같은 문제점들을 유발하게 된다¹³⁻¹⁶⁾. 이러한 임상적 문제점을 최소화하기 위해 복합레진의 필러 함량 증가, 접

착용 레진의 개선과 함께 사면 적층법 등과 같은 다양한 충전 방법 그리고 광량의 변화를 이용한 광중합기 등 다양한 방법들이 제시되었으나^{3,7)} 아직까지는 완벽한 해결 방법이 제시되지 못하고 있는 실정이다.

일반적으로 복합레진은 광원 방향을 중심으로 수축이 일어나게 되는데¹⁷⁾, 다양한 연구들에서 보고된 선 수축은 0.2-2%로 나타났으며^{1-3,10,12)}, 부피 중합수축은 1.6-5.7% 정도로 보고되었다^{5,6,8,9,17,18)}. 그러나 다양한 실험 조건에 따라 결과가 다르게 나타날 수 있으며, 특히 중합수축이 자유로운 상태일 때와 치질

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 안서동 산29/ 단국대학교 치과대학 소아치과학교실/ 041-550-1935/ jskim@dku.edu

원고접수일: 2008년 05월 19일 / 원고최종수정일: 2008년 11월 27일 / 원고채택일: 2008년 12월 23일

에 형성된 와동에 충전된 상태가 매우 다르게 나타난다고 보고되고 있다¹⁹⁾.

중합수축으로 인해 치질에 나타나는 응력에 대해 여러 학자들은 2~6 MPa 응력이 발생한다고 보고하였다^{1,4,6,7)}. 응력을 측정할 수 있는 다양한 방법들로는 팽창계(dilatometry)를 이용하는 방법^{18,20,21)}, 가스 변형 피크노메터(gas displacement pycnometer)를 이용하는 방법²²⁾, 선형 변형 트랜듀서(Linear displacement transducer)를 이용하는 방법¹⁰⁾, 편각 계측 게이지(deflection measuring gauge)²³⁾, 편각 디스크를 이용한 방법(deflecting disk technique)^{22,24-26)}, 디지털 레이저 간섭계(digital laser interferometry)^{27,28)}, 인장계(tensilometer)²⁹⁾, 스트레인 게이지를 이용한 방법(strain gauge technique) 등이 사용되어 왔다³⁰⁻³⁷⁾. 이 중 Sakaguchi와 Douglas³²⁾가 1989년에 처음 소개한 스트레인 게이지를 이용한 방법은 간단하고 정확하게 중합수축을 실시간으로 측정할 수 있으며, 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage의 측정이 가능하다는 장점을 가지고 있다^{31,34)}.

충전 방법의 개선을 통한 중합수축의 최소화 방안에 대한 연구로 한 번에 충전하는 법과 비교하여 와동저에 평행하게 쌓아 올리는 평행적층법과 인접 교두에 수축응력을 최소화하기 위한 사면적층법이 있다³⁸⁻⁴⁴⁾.

저자는 수중 광중합 수복 재료의 중합수축응력이 치면에 가해지는 영향을 평가하고자 영구 구치의 치경부에 5급 와동을 형성하고, 그 상방에 스트레인 게이지를 부착하였다.

각각의 수복 재료로 충전한 후 plasma arc lamp(PAL)로 광중합하였으며, 전 수복 과정동안 치면에 발생한 strain의 변화를 스트레인 게이지 기록기(strain gauge logger)로 기록하고 이를 응력으로 환산한 후 중합수축이 치면에 미치는 영향에 대해서 평가하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

치아 우식증이 없는 영구 대구치를 발거 직후 0.1% thymol에 보관하여 수집한 후, 변색이나 crack이 없는 치아들을 선별하여 실험전까지 냉장 보관하였다.

실험에 사용된 복합레진은 3M ESPE사의 Filtek Z-250[®] (3M ESPE, USA) A1 shade를 사용하였고, 컴포머는 Dentsply사의 Dyract[®] AP(Dentsply, USA) A1 shade를 사용하였으며, 유동성 복합레진은 Vivadent사의 Tetric[®] Flow(Vivadent, Lichtenstein) A1 shade를 사용하였다. 접착용 레진은 모든 수복 재료에서 Single Bond[®](3M ESPE, USA)를 사용하였다.

사용된 광중합기는 광원이 plasma arc lamp(PAL)인 Flipo(LOKKI, France)를 사용하였다.

중합수축과정 중에 발생하는 strain의 변화를 측정하기 위해 사용된 스트레인 게이지는 TML foil type의 스트레인 게이지(FLA-1-11-1L, Tokyo Sokki Kenkyujo, Japan)를 사용하였고(Fig. 1), lead wire를 통해서 스트레인 기록기에 연결하였다.

본 연구에서는 스트레인 게이지의 foil grid 크기가 가로 1 mm, 세로 1 mm인 것을 사용하였다. 스트레인 게이지의 Gauge Factor는 2.12이었고, 저항값은 120 Ω이었으며 1 m의 lead wire가 연결된 방수 타입을 사용하였다.

사용된 스트레인 게이지 접착제는 Tokyo Sokki Kenkyujo사의 TML foil type 스트레인 전용 접착제를 사용하였다.

스트레인 게이지로부터 전달된 신호를 기록하는 스트레인 기록기(strain gauge logger, TC-31K, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)는 5 port switching box를 결합하여 사용하였다. Fig. 1. Magnified image of strain gauge (X30).

2. 연구 방법

와동내 적층방법에 따라 3군으로 나누고, I 군은 와동을 한 번에 충전하였고, II 군은 와동 바닥에 평행하게 2회에 나누어 와동을 적층 충전하였으며, III 군은 와동 내를 사면으로 3회에 나누어, 교합면 방향, 치근 방향 그리고 나머지 부분을 충전하였다.

수복 재료에 따라 세 군으로 나누어 Table 1과 같이 군을 설정하고 준비된 영구 구치 70개를 무작위로 배분하였다. 유동성 복합레진은 다른 재료와 같은 방법으로 적층하기 어려워 1단계 충전법으로만 시행하였다.

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

준비된 치아의 치경부에 #330 카바이드 버로 가로 3 mm, 세로 3 mm, 깊이 1.5 mm 크기의 와동을 일정하게 형성하였다.

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

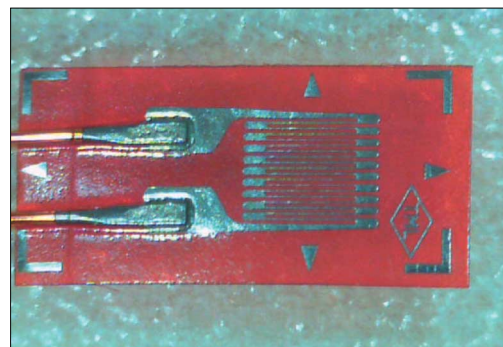


Fig. 1. Magnified image of strain gauge (X30).

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

Method Materials	1 step	2 steps	3 steps
Composite Resin (Z-250®)	10	10	10
Compomer (Dyract® AP)	10	10	10
Flowable Resin (Tetric® Flow)	10	-	-

스트레인 게이지는 치경부에 형성된 와동의 상방 1 mm에 가 로로 부착하였다(Fig. 2). 스트레인 게이지 부착시 접착제의 두께를 가능한 얇게 적용하여 접착제의 탈락으로 인한 오차를 줄였으며, 와동과의 거리가 일정하도록 유의하였다. 제조사의 지시에 따라 스트레인 게이지 부착후 15분간 방치하여 접착제가 완전히 결합되도록 하였다.

스트레인 게이지의 접착 부위에 이상이 없는지 확인 한 후, switching box에 연결하고, 스트레인 기록기의 전원을 켜서 스트레인 기록기와 스트레인 게이지간의 접속 불량 여부를 확인 하였다.

연결이 이상 없는 것이 확인이 되면 스트레인 기록기를 USB 포트를 이용하여 컴퓨터와 연결하고 본 연구를 위하여 Visual Basic V6.0 Enterprise(Microsoft Corp., USA)을 이용하여 직접 제작한 프로그램(TC-31K)으로 스트레인 기록을 자동 조절하여 측정하였다.

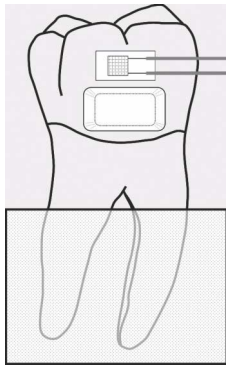


Fig. 2. Schematic draw of strain gauge positioning.

먼저 TC-31K 프로그램을 실행시킨 후, Gauge Factor와 저항값을 제품에 표기된 자료를 바탕으로 스트레인 기록기에 입력하고, 스트레인 기록기의 측정 시간 간격을 1초로 설정하였다.

와동 충전은 설정된 군 배정에 따라 각각의 충전 재료들을 I 군은 와동을 한 번에 충전하였고, II 군은 와동 바닥에 평행하게 2회에 나누어 와동을 적층 충전하였으며, III 군은 와동 내를 사면으로 3회에 나누어, 교합면 방향, 치근 방향 그리고 나머지 부분을 충전하였다.

스트레인 게이지의 0점을 조정 후, 와동 충전을 실험 설정에

따라 첫 번째 충전을 시행한 후, 스트레인 기록을 시작하였다. 스트레인 기록기가 정상적으로 측정을 시작한 후 5초 동안 기다렸다가 광중합을 시행하였다. 마지막 와동 충전 후 광중합 후 3분이 지난 후 측정을 종료하였다.

측정이 완료된 후 측정된 값들은 텍스트 파일로 저장한 후 엑셀 파일로 전송하여 Hook's law에 따라 다음 식에 의해서 응력을 환산하였고³⁶⁾, 영구치 인접면 법랑질의 탄성 계수는 Mahoney 등⁴⁵⁾의 연구 결과를 바탕으로 법랑질의 Young's modulus를 80 GPa로 설정하여 환산하였다.

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

환산된 결과 값들은 SPSS V15.0(SPSS Inc., USA) 프로그램을 사용하여 충전 재료 내에서 3개의 와동 충전 방법 간의 비교는 Kruskal-Wallis test를, 와동 충전 방법에 따른 충전 재료 간 비교는 Kruskal-Wallis test를 그리고 충전 재료 내에서 각각의 충전 방법간의 비교는 Mann-Whitney test를 사용하여 통계 분석하였다. 각 충전 방법내에서 충전 재료간의 비교는 Mann-Whitney test를 사용하였다.

III. 연구 성적

1. 치면의 strain 변화 측정

1) Z-250®

Z-250® 복합레진 충전시의 스트레인 변화를 Fig. 3에 선 그래프로 나타내었다. 1단계로 충전한 I 군에서는 광조사 후 160 $\mu\epsilon$ 까지 급격히 증가하였다가 시간에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다. 2 단계로 충전한 II 군의 변화 양상은 1 단계 광조사시에는 다소 낮은 70 $\mu\epsilon$ 까지 증가하였다가 감소하다가 2 단계 광조사시 120 $\mu\epsilon$ 까지 증가되어 가장 높은 수치를 보여 주었다. 3단계로 충전한 III 군은 첫 번째 광조사에서 105 $\mu\epsilon$, 두 번째 광조사에서 115 $\mu\epsilon$ 그리고 마지막 광조사에서 190 $\mu\epsilon$ 까지 증가하여 가장 높은 스트레인 변화를 보여 주었다(Fig. 3).

충전 방법에 따른 Z-250® 복합레진의 스트레인 변화값에 대한 평균과 표준편차 값을 Table 2에 정리하였다. 1단계 충전법의 경우 $66.9 \pm 35.1 \mu\epsilon$ 이었으며, 2단계 충전법은 $43.3 \pm 21.2 \mu\epsilon$ 이었고, 3단계 충전법에서는 $49.8 \pm 23.5 \mu\epsilon$ 로 나타나 1단계 충전법에서 가장 큰 스트레인 변화량을 보여 주었다.

2) Dyract® AP

Dyract® AP 컴포머 충전시의 스트레인 변화를 Fig. 4에 선 그래프로 나타내었다. 1 단계로 충전한 I 군에서는 광조사 후 40 $\mu\epsilon$ 까지 증가하였다가 시간에 따라 매우 느리게 감소하는 양상을 보여 주었다. 2 단계로 충전한 II 군의 변화 양상은 1 단계 광조사시에는 다소 낮은 130 $\mu\epsilon$ 까지 증가하였다가 감소하다가 2 단계 광조사시 80 $\mu\epsilon$ 까지 증가되었다가 다시 감소하는 양상을 보여 주었다. 3단계로 충전한 III 군은 첫 번째 광조사에서 60

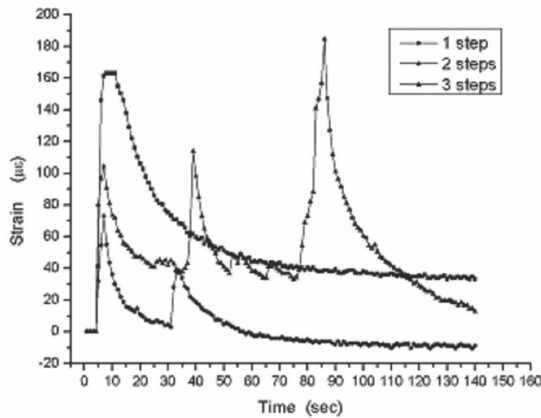


Fig. 3. Strain changes of Z-250® composite resin.

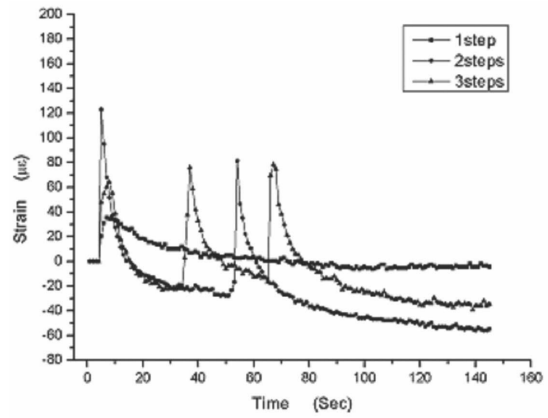


Fig. 4. Strain changes of Dyract® AP compomer.

µε, 두 번째 광조사와 마지막 광조사에서 각 80 µε까지 증가하는 양상을 보여 주었으며, 상대적으로 Z-250® 복합레진에 비해 낮은 값의 스트레인 변화를 보여 주었다(Fig. 4).

충전 방법에 따른 Dyract® AP 컴포머의 스트레인 변화값에 대한 평균과 표준편차 값을 Table 2에 나타내었다. 1단계 충전법의 경우 27.1 ± 11.0 µε이었으며, 2단계 충전법은 44.4 ± 8.3 µε이었고, 3단계 충전법에서는 29.7 ± 13.2 µε로 나타나 2단계 충전법에서 가장 큰 스트레인 변화량을 보여 주었다.

3) Tetric® Flow

Tetric® Flow 유동성 복합레진 충전시의 스트레인 변화를 Fig. 5에 선 그래프로 나타내었다. Tetric® Flow 유동성 복합레진은 다른 충전 재료와 다르게 1 단계로만 충전하였다.

광조사와 함께 200 µε까지 급격히 증가하였다가 40초 이내에 급격히 감소하는 양상을 보여 주었으며, 이후 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다(Fig. 5).

충전 방법에 따른 Tetric® Flow 유동성 복합레진의 스트레인 변화값에 대한 평균과 표준편차 값을 Table 2에 정리하였다. 1단계 충전법으로 충전 경우 19.9 ± 4.5 µε로 나타나 모든 재료와 충전법 중에서 가장 낮은 변화를 보여 주었다.

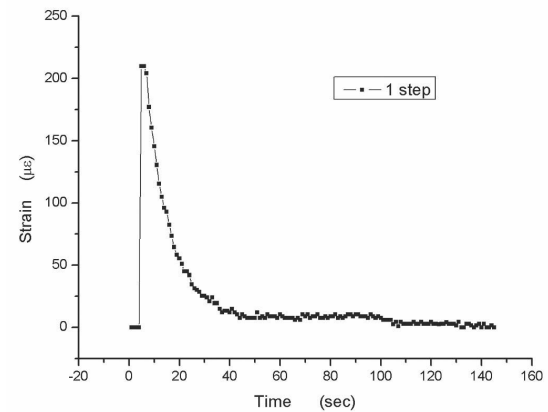


Fig. 5. Strain changes of Tetric® Flow flowable resin.

Z-250 복합레진의 1단계 충전법의 경우 5.4 ± 2.8 MPa이었으며, 2단계 충전법은 3.5 ± 1.6 MPa이었고, 3단계 충전법에서는 4.0 ± 1.2 MPa로 나타나 1단계 충전법에서 가장 큰 응력이 작용한 것으로 나타났다.

Dyract® AP 컴포머의 1단계 충전법의 경우 2.2 ± 0.9 MPa이었으며, 2단계 충전법은 3.5 ± 0.7 MPa이었고, 3단계 충전법에서는 2.4 ± 1.1 MPa로 나타나 2단계 충전법에서 가장 큰 응력이 작용한 것으로 나타났다.

Tetric® Flow 유동성 복합레진의 1단계 충전법에서는 1.6 ± 0.4 MPa로 나타나 다른 충전 재료와 충전 방법에 대해 상대적으로 낮은 응력값을 보여 주었다.

Table 2. Mean and standard deviation of strain change() of each group (unit: µ)

Method Materials	1 step	2 steps	3 steps
Composite Resin (Z-250®)	66.9 ± 35.1	43.3 ± 21.2	49.8 ± 23.5
Compomer (Dyract® AP)	27.1 ± 11.0	44.4 ± 8.3	29.7 ± 13.2
Flowable Resin (Tetric® Flow)	19.9 ± 4.5	-	-

2. 치면에 나타난 응력

Hook's law에 따라 스트레인을 응력으로 환산하여 평균과 표준편차를 Table 3과 Fig. 6에 막대 그래프로 나타내었다.

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

Method Materials	1 step	2 steps	3 steps
Composite Resin (Z-250®)	5.4 ± 2.8	3.5 ± 1.6	4.0 ± 1.2
Compomer (Dyract® AP)	2.2 ± 0.9	3.5 ± 0.7	2.4 ± 1.1
Flowable Resin (Tetric® Flow)	1.6 ± 0.4	-	-

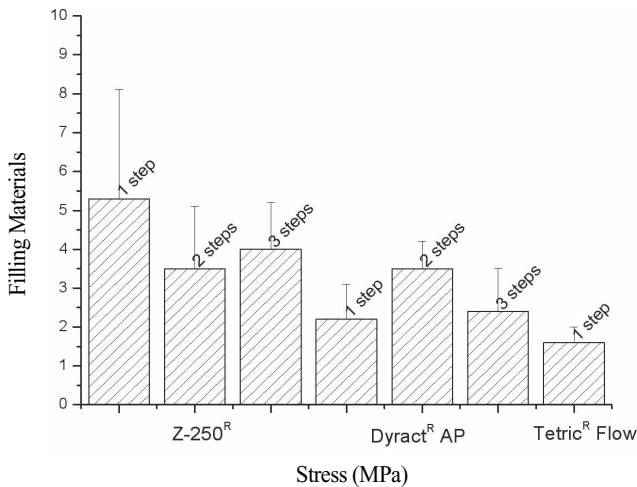


Fig. 6. Surface stress of each group.

Table 4는 Z-250[®] 복합레진과 Dyract[®] AP 컴포머의 충전 방법 간의 응력의 차이를 통계 분석한 결과로써 Z-250 복합레진의 3 가지 충전 방법간의 Kruskal-Wallis test 분석 결과 p 값이 0.584로 나타났으며, Dyract[®] AP 컴포머에서는 p 값이 0.165로 나타났다. 두 충전 재료 모두에서 충전 방법 간에는 통계학적 유의차가 없었다.

Table 4. Surface stress of filling methods (unit : MPa)

	1 step	2 steps	3 steps	p value
Composite Resin (Z-250 [®])	5.4 ± 2.8	3.5 ± 1.6	4.0 ± 1.2	0.584
Compomer (Dyract [®] AP)	2.2 ± 0.9	3.5 ± 0.7	2.4 ± 1.1	0.165

(p values from Kruskal-Wallis test)

Table 5는 3 가지 충전 재료를 1 단계 충전법으로 충전한 경우간의 응력을 Kruskal-Wallis test로 분석한 결과 p 값이 0.069로 나타나 충전 재료간의 통계학적 유의차는 없었다.

Table 5. Surface stress of 1 step filling method of filling materials (unit : MPa)

	1 step	p value
Composite Resin (Z-250 [®])	5.4 ± 2.8	0.069
Compomer (Dyract [®] AP)	2.2 ± 0.9	
Flowable Resin (Tetric [®] Flow)	1.6 ± 0.4	

(p values from Kruskal-Wallis test)

Table 6은 3 가지 충전법이 가능한 3 가지 충전 재료의 각 충전 방법에서의 재료간 유의성을 Mann-Whitney test로 분석한 결과로 1단계 충전법에 대한 p 값이 0.229, 2단계 충전법에 대한 p 값이 0.886 그리고 3단계 충전법에 대한 p 값이 0.114로 나타나 충전 재료간에는 통계학적 유의차가 없었다.

Table 6. Surface stress of filling materials (unit : MPa)

	1 step	2 steps	3 steps
Composite Resin (Z-250 [®])	5.4 ± 2.8	3.5 ± 1.6	4.0 ± 1.2
Compomer (Dyract [®] AP)	2.2 ± 0.9	3.5 ± 0.7	2.4 ± 1.1
p value	0.229	0.886	0.114

(p values from Mann-Whitney test)

IV. 총괄 및 고안

수복 재료에 포함되어 있는 광중합 개시제인 캄포로퀸은 빛에 의해 활성화되어 중합을 일으키게 되며, 이때 수복체를 구성하는 단량체가 중합 반응을 통해 상호간에 공유결합을 하게 되면서 공유결합간 거리가 감소하게 되어 부피 수축이 일어나게 된다. 이러한 광중합수축은 수복체뿐만 아니라 치아에까지도 응력을 발생시켜 임상적으로 수복물의 변연누출 및 이차우식, 시술 후 통증, 치아의 파절 등과 같은 다양한 문제점들을 유발할 수 있다¹³⁻¹⁶.

선학들의 연구결과 복합레진의 중합수축은 측정방법에 따라 다양하게 나타나지만 일반적으로 선 중합수축의 경우 0.2 - 2%^{1-3,10,12}, 부피 중합수축의 경우 1.6 - 5.7% 정도의 수축률을 나타내는 것으로 보고되었다^{5,6,8,9,17,18}. 본 연구에서는 치질 표면의 변화에만 국한되었기 때문에 구체적인 수축량을 측정할 수는 없었지만, 중합수축에 의한 치아 표면의 strain의 변화를 간접적으로 확인할 수 있었다.

중합수축시 발생하는 응력에 대해 많은 학자들은 다양한 보고를 하였는데^{1,4,6,7}, 그 범위는 약 2 - 6 MPa 정도라고 하였으며, 본 연구에서도 Z-250[®] 복합레진의 1단계 충전법의 경우 5.4 ± 2.8 MPa, 2단계 충전법은 3.5 ± 1.6 MPa, 3단계 충전법에서는 4.0 ± 1.2 MPa로 나타났고, Dyract[®] AP 컴포머의 1단계 충전법의 경우 2.2 ± 0.9 MPa, 2단계 충전법은 3.5 ± 0.7 MPa, 3단계 충전법에서는 2.4 ± 1.1 MPa 나타났으며, Tetric[®] Flow 유동성 복합레진의 1단계 충전법에서는 1.6 ± 0.4 MPa로 나타나 기존 학자들의 연구 결과와 부합된다고 할 수 있다.

Rees와 Jacobsen⁴⁶은 중합수축에 의해 치면에 가해지는 응력이 레진-치아간의 결합을 초과할 경우 결합의 파괴와 함께 미세누출을 야기하게 될 수 있다고 지적하였으나, Davidson과 De Gee⁶는 범랑질에서의 레진-치아간의 결합력은 이러한 중합수축응력에 충분히 저항할 수 있다고 하였다.

현재까지 보고된 중합수축을 줄일 수 있는 방법으로 샌드위치법⁴⁷, 적층충전법⁴⁶, 2급 와동에서 투명 wedge를 사용하는 방법⁴⁸, 광량을 조절하는 광중합법^{22,39}, 그리고 충전 방법을 개선하여 중합수축응력을 최소화할 수 있다고 알려진 사면적충법이 있다^{38,43,44}. 사면적충법이 기존의 평행적충법에 비해 중합수축을 최소화할 수 있다는 주장하였으나, 이에 대한 논란의 여지가 있었으며, 이에 대한 검증이 필요할 것으로 사료되어 본 연구를 착안하게 되었다.

복합레진의 중합 정도는 중합 시간과 광원의 강도에 많은 영향을 받게 되는데, 이는 레진의 강도, 경도, 마모 저항 등 다양한 물리적 성질을 결정지으며 체적 안정성, 색조 및 생체 적합성 등에도 영향을 주게 된다^{49,50}. Maffezzoli 등⁵¹은 복합레진의 중합도가 증가하면 취성과 중합수축이 증가하나 중합이 부족한 경우 화학적 파괴가 증가하고 기계적 성질이 감소하므로 충분한 중합이 이루어져야 한다고 하였다.

Davidson과 De Gee⁶는 광중합수축 과정을 겔 전단계(pregel phase)와 겔 후단계(post-gel phase)로 나누었는데, 겔 전단계는 복합레진 자체가 흐름성을 가진 단계여서 직접적인 응력이 발생하지 않는다고 한 반면 겔 후단계는 발생된 수축응력에 의해서 임상적 문제들을 야기할 수 있으므로 매우 중요하다고 하였다. 중합수축을 연구함에 있어 겔 전단계보다는 겔 후단계가 더 중요하며, 겔 후단계의 응력 변화를 측정할 수 있는 방법이 중합수축 연구에 있어 매우 중요하다고 하였다.

중합수축을 측정할 수 있는 방법들을 살펴보면, 수은이나 물을 사용하는 팽창계(dilatometry)를 이용하는 방법이 있는데^{13,15,20}, 수은 사용으로 인한 유해성과 물을 흡수하는 시료의 경우 정확도가 떨어질 수 있으며 온도에 민감한 단점이 있다⁵². Gas displacement pycnometer를 이용하는 방법은 온도에 민감하지 않지만¹¹, 시편에 기포가 부착된 경우 정확도가 감소하게 된다. Linear displacement transducer를 이용하는 방법은 측정기의 중력이나 하중 등의 영향으로 수축율을 정확하게 측정하기 어려운 점이 있다^{10,52}. 이외에도 deflection measuring gauge²³, deflecting disk technique²⁴⁻²⁶, digital laser interferometry^{27,28}, tensilometer²⁹, strain gauge를 이용하는 방법 등이 사용되어 왔는데³⁰⁻³⁷, 이 중 스트레인 게이지(strain gauge)법은 1989년 Sakaguchi와 Douglas³²가 처음 소개한 방법으로 비교적 간단하고 정확하게 중합수축을 실시간으로 측정할 수 있으며, 임상적으로 중요한 겔 후단계만의 측정이 가능하다는 장점을 가지고 있다^{30,34-37}. 본 연구에서도 겔 후단계의 응력 수축만을 측정하기 위하여 스트레인 게이지를 이용하였다. 매우 정확한 선수축율의 측정이 가능하고 중합과정을 실시간으로 측정할 수 있어 임상적으로 중요한 겔 후단계 수축 측정이 가능한 장점이 있다^{31,34}.

스트레인 게이지는 부착되어진 시료의 체적 혹은 길이 변형시에 미세한 전기적 저항의 변화를 발생하게 되는데 이러한 변화를 스트레인 기록기(strain gauge logger)를 통해 기록하고, 이를 선형 변형률(linear deformation)로 나타낼 수 있다. 용도와 실험하려는 시료와 환경에 따라 다양한 크기와 방수 여부 그리고 연결선의 길이와 두께에 따라 다양한 스트레인 게이지가 분류된다. 초기에 개발된 스트레인 게이지는 부피가 크고 온도의 변화에 민감하며 정확도가 다소 떨어지는 단점이 있었으나, 최근에 개발된 제품들은 부피가 작고 온도보정기능을 지니고 있으며, 매우 정확하여 건설 및 안전 설비 분야, 각종 역학(kinetics) 연구 분야 등에서 다양하게 사용되고 있다. 본 연구에서 사용한 스트레인 게이지는 TML foil strain gauge(FLA-1-11-1L, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Japan)로써 게이지

상수(Gauge factor)가 $2.12 \pm 1\%$, 게이지 저항(Gauge Resistance) $119.8 \pm 0.5 \Omega$ 인 것을 사용하였으며, 온도보정기능을 지니고 있고, 가로, 세로 크기가 각각 1 mm여서 치과분야에서의 실험에 적합한 제품으로 추천되고 있다. 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 측정면의 변화를 기록할 수 있어 치과 분야에 적용하기 용이하다고 사료되었다.

본 연구에서는 실제의 임상적 상황을 최대한으로 재현하기 위해 치경부 5 급 와동을 형성하고, 와동 상부에 스트레인 게이지를 부착하였다. 사용된 스트레인 게이지는 foil grid 크기가 가로 1 mm, 세로 1 mm, backing 크기가 가로 3 mm, 세로 2 mm로 매우 작은 것이었다. 이 크기가 치과연구에 가장 많이 사용되나 크기가 작은 만큼 조작상의 어려움이 많이 따른다. 미세한 변화에도 반응이 되므로 주어진 자료에서 잠재적인 오류의 요인을 찾아내는 것도 중요한데, 접촉시 접촉제의 두께, 접촉과정 중의 손상으로 인한 미세한 탈락, 스트레인 게이지의 위치와 방향, 실험자의 숙련도 등에 의하여 영향을 받을 수 있다.

제조사의 지침에 따르면 접촉제의 양이 최대한 적을 것과 상온에서 최소한 15분, 정밀 측정시는 24 시간의 경화 시간이 필요하다고 하였다. 본 연구에서는 접촉 후 15분 경과 후 실험을 진행하였다. 보다 정밀한 결과를 위해서는 24시간 경과후가 추천되지만, 치질의 변성이나 수복 재료의 변성 및 시간 경과로 인한 실험실 오차가 더 클 것으로 판단하여 15분 경과 후 측정으로 진행하였다. 또 접촉시 접촉제의 양이 상당히 중요한데 너무 적으면 접촉 후 탈락율이 높고, 너무 두꺼우면 경화 된 접촉제가 변수로 작용할 수도 있으므로, 가장 적절한 양으로 완벽한 접촉을 얻기 위해서는 실험 시작 전 많은 시도와 오류를 반복해야만 했다. 스트레인 게이지 부착이 본 연구에서 매우 중요하며 가장 큰 변수로 작용할 것이라고 판단하였으나 반복에 의한 실험자의 숙련도에 의존할 수밖에 없는 한계를 가졌다.

스트레인 게이지를 정해진 위치에 일정하게 붙이는 것도 매우 중요한데, 치면의 중심점을 미리 표시해두고 원하는 위치에 최대한 근접하도록 노력하였다. 부착 위치를 결정하는데 많은 어려움이 있었는데, 치관의 형태가 비대칭이고 치관의 크기와 모양이 매우 다양하여 표준화된 연구를 도출하기 위한 최대한의 노력으로 비교적 부착이 용이한 임상 치관의 중심점을 설정하였으며 최대한 이 중심부에서 벗어나지 않는 범위에 스트레인 게이지를 부착하였다.

스트레인 게이지의 접촉과정 중의 발생될 수 있는 또 한 가지의 치명적인 손상은 스트레인 게이지의 물리적 손상이다. 스트레인 게이지를 측정기에 연결 후 불량 여부를 확인할 수 있었으며, 미세한 손상은 발견하기가 어려웠다. 측정 전 0점 조정을 통한 표준화 과정을 수행하였다. 수 회에 걸쳐 0점 조정을 시도한 후에도 값이 안정적이지 못하고 계속적인 변화가 있는 것은 접촉과정 중 발생하는 미세한 grid의 변형이나 손상이 가능성이 높다고 판단되었다.

적층 방법에 있어서도 2단계 충전법과 3단계 충전법은 누적 피로도에 대한 고려가 필요하다고 사료되며, 임상에서도 중합 수축 간격이 증가 혹은 감소함에 따라 최종 중합수축응력에 차이가 있을것이라 추측되지만 이번 연구에서는 이에 대한 실험을 진행하지 못해 아쉬움을 남겼다. 차후 광중합 간격에 따른 중합수축에 관한 연구가 진행되어야 할 것이다.

PAL을 사용하는 광중합기는 광도를 1000 mW/cm²이상으로 크게 증가시켜 필요한 광조사 시간을 5초 이하로 단축시켜 복합 레진을 사용한 심미수복술에서 시술 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있다. 또한 제조사의 연구에 의하면 반복되는 광조사에 따른 출력의 변화가 거의 없고 중합에 따른 수축량도 큰 차이가 없거나 더 낮은 것으로 보고되고 있다. 하지만 이를 뒷받침할 만한 연구들이 크게 미흡한 상태이며 특히 중합수축과 중합 후의 물성에 대한 많은 의문이 존재하는 상황이다. 본 연구에서는 스트레인 게이지법을 이용한 중합 응력의 측정과 함께 중합 후 전단 결합 강도의 측정을 통하여 적절한 물성을 얻을 수 있는지 여부를 확인해 보고자 하였다.

소아 환자의 행동 조절을 고려해 볼 때 중합수축 시간의 단축은 전체 진료 시간을 최소화 할 수 있어 임상 진료에 중요한 요인으로 고려될 수 있다. 본 연구 결과에서 2단계 혹은 3단계 적층법이 중합수축이 적을 것이라는 기대와는 달리 큰 차이를 보여 주지 않은 반면, 오히려 1단계 방법으로 충전한 Tetric[®] Flow는 필터의 함량이 다른 재료에 비해 낮아 중합수축응력이 적게 나타났다고 사료되며, 이는 교합력이 크게 작용하지 않는 치면 열구 전색 혹은 5급 와동의 수복에 있어 매우 유용하다고 사료되었다.

향후 와동 충전시 수복재의 충전 방향과 광중합 횟수의 증감 그리고 중합 간격의 시간 증감이 광중합수축에 미치는 영향 등에 대한 연구가 필요하다고 사료되었다.

V. 결 론

본 연구는 광중합 충전 재료의 적층 방법에 따른 중합수축 양상을 스트레인 게이지를 이용하여 측정하고 이를 응력으로 환산하여 치면에 미치는 영향을 평가하고자 수종의 심미 수복 재료를 영구 구치 치경부에 5급 와동을 형성하고 다양한 충전법으로 충전하고, 이 과정 동안 치면에 발생된 스트레인을 측정하였고, 이를 응력으로 환산하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Strain 값은 광중합 개시와 함께 급격히 증가하였다가 시간이 지남에 따라 서서히 감소하는 양상을 보여 주었다.
2. Z-250[®]의 수축응력이 Dyract[®] AP와 Tetric[®] Flow에 비해 상대적으로 높게 나타났으나 통계학적 유의차는 없었다(p>0.05).
3. Z-250[®]과 Dyract[®] AP에서 3가지 와동 충전 방법 간에는 수축응력의 차이가 없었다(p>0.05).
4. 와동 충전 방법에 따른 충전 재료 간에도 수축응력의 유의차는 없었다(p>0.05).

이상의 결과를 종합해보면 Dyract[®] AP는 광중합 과정과 자가 중합 과정이 동시에 일어남으로 인해 Z-250[®]보다 상대적으로 중합 수축이 적게 나타난 것으로 판단되었다. Tetric[®] Flow는 한 번에 와동 충전을 완료할 수 있어 작업 시간이 적고 치질에 대한 중합수축력도 적어 유치 와동 충전 시 유용한 충전 방법이라고 판단되며, 향후 와동 충전 방법의 방향과 광중합 시간 간격이 광중합수축에 미치는 영향 등에 대한 추가 연구가 필요하다고 사료되었다.

참고문헌

1. Hegdahl T, Gjerdet NR: Contraction stresses of composite resin filling materials. *Acta Odontol Scand*, 35:191-195, 1977.
2. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res*, 61:654-658, 1982.
3. Hansen EK: Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res*, 90:329-335, 1982.
4. 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*, 106:475-477, 1983.
5. Goldman M: Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J*, 28:156-161, 1983.
6. Davidson CL, De Gee AJ: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63:146-148, 1984.
7. 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.
8. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59:297-300, 1988.
9. Rees JS, Jacobsen PH: The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater*, 5:41-44, 1989.
10. 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.
11. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA: A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater*, 15:447-449, 1999.
12. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E: Characteriza-

- tion of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16:330-336, 2000.
13. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, *et al.*: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*, 48:59-67, 1982.
 14. Yap AU, Soh MS: Post-gel polymerization contraction of "low shrinkage" composite restoratives. *Oper Dent*, 29:182-187, 2004.
 15. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21:1150-1157, 2005.
 16. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R: Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater*, 22:593-601, 2006.
 17. Donly KJ, Dowell A, Anixiadis C, *et al.*: Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence Int*, 21:883-886, 1990.
 18. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA: A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater*, 15:447-449, 1999.
 19. Davidson CL, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25:435-440, 1997.
 20. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS: Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent*, 71:7-12, 1994.
 21. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21:1150-1157, 2005.
 22. 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.
 23. 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.
 24. 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.
 25. 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.
 26. 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.
 27. Knezevic A, Demoli N, Tarle Z, *et al.*: Measurement of linear polymerization contraction using digital laser interferometry. *Oper Dent*, 30:346-352, 2005.
 28. 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.
 29. 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.
 30. 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.
 31. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, *et al.*: Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25:98-103, 2000.
 32. Sakaguchi RL, Douglas WH: Strain gauge measurement of polymerization shrinkage. *J Dent Res* 68: 977(abstr. 885), 1989.
 33. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, *et al.*: Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent* 19:312-316, 1991.
 34. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, *et al.*: Effect of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182, 1992.
 35. 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.
 36. 김윤철, 김종수, 권순원 등: 스트레인 게이지법을 이용한 복합레진과 컴포머의 중합수축 평가에 관한 연구. *대한소아치과학회지*. 29:19-29, 2002.
 37. 김영광, 김종수, 유승훈: 스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교. *대한소아치과학회지*. 31(3):516-526, 2004.
 38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. Versluis A, Douglas WH, Cross M, *et al.* : Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75:871-878, 1996.
42. 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.
43. 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.
44. Deliperi S, Bardwell DN : An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 133:1387-1398, 2002.
45. 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.
46. Rees JS, Jacobsen PH : The current status of composite materials and adhesive systems. 6. Clinical techniques for indirect placement. *Restor Dent*, 6 : 21, 1990.
47. 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.
48. 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.
49. Seghi RR, Gritz MD, Kim J : Calorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mat*, 6 : 133-137, 1990.
50. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, *et al.* : Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12:737-740, 1991.
51. Maffezzoli A, Pietra AD, Rengo S, *et al.* : Photopolymerization of dental composite matrices. *Biomaterials*, 15:1221-1228, 1994.
52. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69:36-39, 1990.

Abstract

A STUDY ON THE EFFECT OF POLYMERIZATION SHRINKAGE OF
SEVERAL COMPOSITE RESIN USING STRAIN GAUGE

In-Cheon Lee, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo

Dankook University, School of Dentistry, Department of Pediatric Dentistry

This study was performed to evaluate the effect of the shrinkage stress induced by polymerization process of several light curing filling materials according to filling methods.

High power light curing unit which has a plasma arc lamp was used and filling materials used were Filtek Z-250[®] composite resin, Dyract[®] AP compomer and Tetric[®] Flow flowable composite resin.

Cavities were prepared on the permanent molars with width 3 mm, height 3 mm and depth 1.5 mm and the filling materials were filled with 1 step, 2 step layering technique and 3 step oblique filling methods. The results can be summarized as follows:

1. Strain values showed rapid increase from the start of light curing followed by gradual decrease afterwards with time.
2. Although the shrinkage stress value of Z-250[®] were shown to be relatively higher than Dyract[®] AP and Tetric[®] Flow, no statistically significant could be found between tested materials($p>0.05$).
3. There were no statistically significant difference between 3 filling methods when using Dyract[®] AP and Z-250[®]($p>0.05$).
4. There were no statistically significant difference between shrinkage stress values obtained from samples prepared by different filling methods and materials($p>0.05$).

Key words : Strain gauge, Shrinkage, Compomer, Composite resin, Filling method