

## 수증의 이장재가 복합레진의 중합수축에 미치는 영향

최지원 · 이난영 · 이상호

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

### 국문초록

이 연구의 목적은 이장재의 종류에 따른 광중합형 복합레진 충전 후 중합수축을 비교함으로써 중합수축 감소를 보이는 좀 더 우수한 재료의 조합을 모색하고자 시행되었다. 이장재로는 유동형 레진, 컴포머, 광중합 글래스아이오노머를 사용하였고 수축응력을 측정하기 위해 스트레인 게이지를 사용하였다. 표본은 광원의 종류, 이장재의 종류에 따라 8개의 군으로 나뉘었다.

스트레인 게이지를 아크릴릭 링에 부착하고 strainmeter에 연결한 후 각 군에 따라 이장재 적용 후 광중합 하고 이장재 중합 후 750초간 수축응력을 측정하였다. 결과는 Repeated measures ANOVA와 Tukey test를 이용해 통계학적으로 분석하였다.

이상의 실험을 통해 얻은 결과는 다음과 같다.

1. 이장재를 사용하지 않은 군보다 이장재를 사용한 군의 중합수축이 적었으나 Ionosit을 사용한 군에서는 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).
2. Tetric flow 또는 Vitrebond를 이장재로 사용하는 것이 Ionosit을 사용하는 것보다 중합 수축이 적었다( $p<0.05$ ).
3. Tetric flow 이장재를 한 군은 광원에 따른 수축력의 차이가 적었고 Vitrebond와 Ionosit 이장재를 한 군은 할로겐 광원보다 LED 광원에서 수축응력이 컸으나 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).

**주요어** : 복합레진, 이장재, 중합수축

### I. 서론

최근 사회의 발전과 더불어 치과치료 면에서도 심미적 요구가 증가되고 있으며, 심미적 수복재료의 지속적인 연구 개발과 함께 대표적인 심미수복재인 레진의 물성 향상 및 상아질 결합제의 발달로 복합레진의 임상적 사용 범위가 점차 넓어지고 있다. 복합레진은 색조 재현성이 뛰어나고 아말감과 달리 수은을 방출하지 않으며, 열전도도가 낮고, 접착성 재료이기 때문에 특

별한 유지 형태가 필요없어 보존적인 와동 형성이 가능하며 치아 삭제량을 줄일 수 있다는 장점이 있다<sup>1)</sup>.

광중합형 복합레진은 화학 중합형 레진에 비해 기포 형성과 변색이 적고 충분한 작업 시간을 가지며 조작성이 간편하다는 장점을 갖는 반면, 불완전하게 중합될 수 있으며 중합시 광원 방향으로 수축하여 내부 응력이 발생할 수 있다는 단점을 갖는다<sup>2)</sup>.

복합레진 자체의 물리적 성질이 그동안 많이 개선되었음에도 불구하고 수복의 성패에 중요한 요인으로 작용하는 중합시 수축은 여전히 해결해야 할 문제로 남아있다. 중합수축은 또한 수복물 주위 치질에서의 수축응력을 발생시킬 수 있는데, 치질에 수축응력이 잔류될 경우 수복물의 변연누출, 이차우식, 술후 민감성 등의 임상문제가 야기될 수 있다<sup>3-5)</sup>. 중합수축은 재료가 gel point에 이르기 전부터 시작되나 gel point 전의 수축은 레진의 유동성에 의해 체적변화가 보상된다. 그러나 gel 형성이

교신저자 : 이 난 영

광주광역시 동구 서석동 375번지

조선대학교 치과대학 소아치과학교실

Tel: 062-220-3860 Fax: 062-225-8240

E-mail: nandent@chosun.ac.kr

※ 이 논문은 2006년도 조선대학교 학술연구비의 지원에 의해 연구되었음.

진행됨에 따라 중합과정은 재료의 탄성계수를 급격하게 상승시키며 수축이 완료되지 못하여 재료 내부와 주변조직에 응력을 야기하게 된다<sup>6)</sup>.

수축응력을 보상하는 방법으로 재료의 개선, C-factor가 적도록 와동을 설계<sup>7)</sup>, 광 조사의 조절을 통해 중합반응의 속도를 줄임<sup>8-10)</sup>과 탄력성이 큰 재료로 와동을 이장하여 접착계면에 응력이 분산되도록 해주는 방법<sup>11,12)</sup> 등이 제시되고 있다.

Sandwich technique은 글래스 아이오노머 시멘트를 이장재로 사용함으로써 결합을 강화하여 유지력을 증가시키고 복합레진에 의한 자극으로부터 치수를 보호하여 술 후 민감성을 감소시킬 수 있다. 또한 상부 복합레진의 중합수축에 의한 응력을 감소시킬 수 있다<sup>13,14)</sup>. Kemp-Scholte와 Davdison<sup>15)</sup>은 유동형 레진은 보다 나은 적합성을 제공하므로 수복물 주위에서의 수축응력을 줄이는데 도움을 준다고 하였고, Payne<sup>16)</sup>은 유동형 레진의 중합수축은 더 클 것이지만 점도와 탄성계수가 낮아 흐름성에 의해 중합수축에 의한 응력이 해소되므로 미세누출이 감소하게 되고 글래스 아이오노머보다 낮은 미세누출 양상을 보인다고 하였다. Chen 등<sup>17)</sup>은 콤포머의 수축응력이 건조한 환경하에서 혼성(hybrid)형 복합레진과 유사하다고 하였으나 콤포머는 불소유리에 의한 항우식성을 가질 뿐 아니라 복합레진에 비해 상아질에 대한 더 높은 결합력을 가지므로 이장재료의 사용이 증가되고 있다<sup>18-20)</sup>.

Sandwich technique의 성패는 이장재와 복합레진 간의 합당한 결합력을 얻을 수 있는가의 여부에 의해 크게 결정되므로<sup>13)</sup>, 지금까지 이러한 이장재와 복합레진간의 결합력에 대한 많은 연구들이 있었으나 이장재의 사용에 따른 수축응력의 감소 효과에 대한 연구는 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 이장재인 유동형 레진, 콤포머, 글래스 아이오노머의 사용에 따른 광중합형 복합레진 중합 시 수축응력을 비교, 평가함으로써 sandwich technique을 이용한 복합레진 충전시 중합에 의한 수축응력을 줄일 수 있는 방법을 모색하고자 한다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

복합레진은 광중합형 혼성형인 Tetric ceram<sup>®</sup>(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)의 A2 shade를 사용하였고, 아크릴릭 주형 내면과 복합레진을 접착하기 위한 접착제로는 Single Bond<sup>™</sup>(3M ESPE, USA)를 사용하였다. 광중합기로는 LED 광중합기 Elipar Freelight 2<sup>™</sup>(3M-ESPE, USA)와 할로겐 광중합기 XL3000<sup>™</sup>(3M ESPE, USA)을 사용하였다. 이장재료로는 Tetric flow<sup>®</sup>(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)와 Ionosit<sup>®</sup>(DMG, German), Vitrebond<sup>™</sup>(3M-ESPE, USA)를 사용하였다. 수축응력의 측정을 위해 TML foil strain gauge<sup>®</sup>(FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)와 TML data logger<sup>™</sup>(TDS.THS-7120, SOKKI, Japan)을 사용하였다.

### 2. 실험 방법

중합광원에 따라 크게 할로겐 광원으로 중합한 군과 LED 광원으로 중합한 군으로 나누었으며, 이장방법에 따라 다시 충전용 복합레진인 Tetric ceram<sup>®</sup>만 충전한 경우(Group A, E), Tetric flow<sup>®</sup>로 이장하고 Tetric ceram<sup>®</sup>을 충전한 경우(Group B, F), Ionosit<sup>®</sup>로 이장하고 Tetric ceram<sup>®</sup>을 충전한 경우(Group C, G), 그리고 Vitrebond<sup>™</sup>로 이장하고 Tetric ceram<sup>®</sup>을 충전한 경우(Group D, H)로 분류하였다(Fig. 1, Table 1).

#### 1) 수축응력 측정

##### (1) 시편 제작

내경 7 mm, 높이 3 mm 크기의 아크릴 주형을 아크릴 판에 접착제를 사용하여 접착시키고, 주형의 내부를 Microetcher<sup>®</sup>(Denville engineering Inc., USA)와 50 μm aluminum ox-

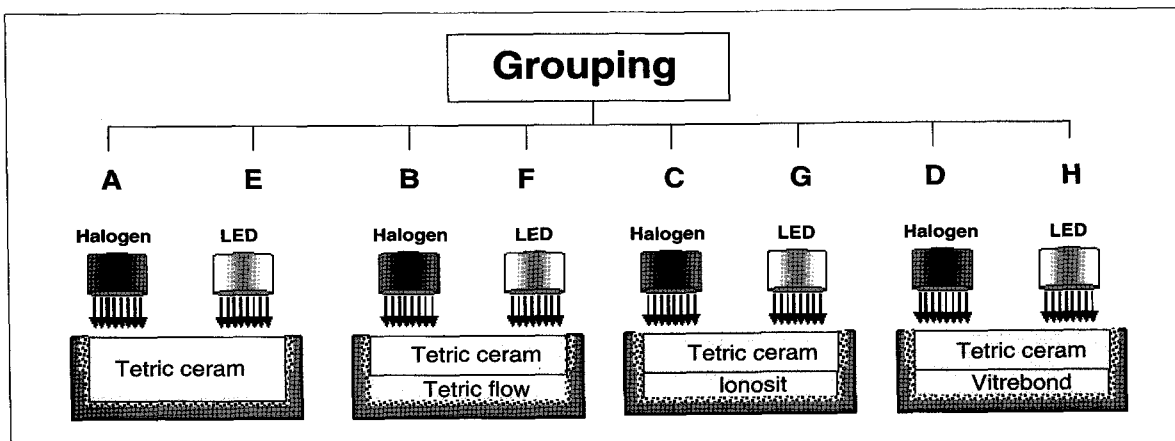
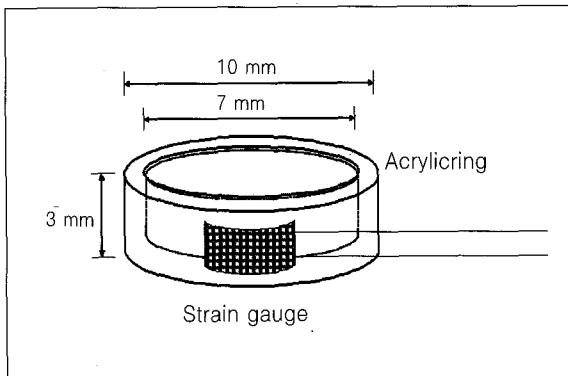


Fig. 1. Schematic drawing of classification for experimental groups.

**Table 1.** Classification of experimental groups

Group	Curing light source	Filling technique	Number of samples
A	Halogen 40sec	Tetric ceram <sup>®</sup> only	10
B		Tetric flow <sup>®</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10
C		Ionosit <sup>®</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10
D		Vitrebond <sup>™</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10
E	LED 15sec	Tetric ceram <sup>®</sup> only	10
F		Tetric flow <sup>®</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10
G		Ionosit <sup>®</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10
H		Vitrebond <sup>™</sup> liner+Tetric ceram <sup>®</sup>	10



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

ide powder를 이용하여 30초간 샌드블라스팅하였다. 주형의 외면에 접착제인 Cyanoacrylate adhesive<sup>™</sup>(SOKKI, Japan)로 스트레인 게이지를 부착한다(Fig. 2). 주형의 내부에 adhesive인 Single Bond<sup>®</sup>(3M-ESPE, USA)를 적용하고 광중합하였다.

(2) 복합레진 충전 및 광중합

시편에 부착된 스트레인 게이지를 스트레인 측정기에 연결시키고 광중합 초기값을 설정한다. 이장재를 적용한 군은 halogen 광중합기의 경우 10초, LED 광중합기의 경우 5초간 이장재를 광중합 한 후 레진을 충전하고 충전물 상방에서 다시 halogen 광중합기의 경우 40초, LED 광중합기의 경우 15초간 광중합 한다. 이장재 광중합 시점부터 1초 간격으로 750초간의 스트레인 값을 측정 후 분석을 위해 DTDS, THS-7120 (SOKKI, Japan) software를 통해 컴퓨터에 데이터를 전송하였다. 데이터는 저장 후 엑셀 프로그램으로 변환, 그래프화하여 분석하였다.

(3) 수축응력의 측정

측정된 스트레인은 software인 Visual Log<sup>®</sup>를 이용해 그래프로 표시하고 스트레인 값은 Hooke's law를 이용하여 각 시

점의 수축응력으로 환산하여 기록하였다.

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

\*Elastic modulus of acrylic resin :  $3.0 \times 10^3 \text{ MPa}^{21}$

(4) 수축응력의 평가

각 군의 150초, 250초, 350초, 450초, 550초, 650초, 750초의 수축응력 값을 비교, 분석하였다.

2) 통계 분석

각 군의 이장재 중합개시 150초, 250초, 350초, 450초, 550초, 650초, 750초 후 수축응력의 비교, 분석을 위해 Repeated measures ANOVA를 사용하였고, 사후검정을 위해 Tukey test를 사용하였다.

Ⅲ. 실험 성적

Fig. 2는 XL3000<sup>™</sup>으로 중합한 A, B, C, D 군의 750초간 수축응력 변화를 나타낸 그래프이며, Fig. 3은 Elipar Freelight 2<sup>™</sup>로 중합한 E, F, G, H 군의 750초간 수축응력 변화를 나타낸 그래프이다. 모든 군에서 이장재와 레진의 광중합 직후에는 일시적으로 팽창되었다가 초기에는 급격한 수축을 보였고 시간이 지날수록 수축량이 감소하는 경향을 보였고, 처음 150초간의 수축응력은 이장재만의 수축응력을 나타낸 것인데 초기 팽창은 Vitrebond<sup>™</sup>, Tetric flow<sup>®</sup>, Ionosit<sup>®</sup> 순이었다.

A, B, C, D 군의 중합 후 250초, 350초, 450초, 550초, 650초, 750초에서의 수축응력을 비교한 결과 유동형 레진과 광중합 글래스 아이오노머를 이장재로 사용한 B와 D 군에서 모든 시간대에서 낮은 수축응력을 보였으며(p<0.05) 군간에는 유의한 차이가 없었다(p>0.05, Fig. 2, Table 2).

E, F, G, H 군의 중합 후 250초, 350초, 450초, 550초, 650초, 750초에서의 수축응력을 비교한 결과도 Flowable resin과 광중합 글래스 아이오노머를 이장재로 사용한 F와 H 군에서 모든 시간대에서 낮은 수축응력을 보였고(p<0.05) 군간에는 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Fig. 3, Table 3).

**Table 2.** Polymerization contraction stress values(Mean±SD) of halogen light curing group as a function of time

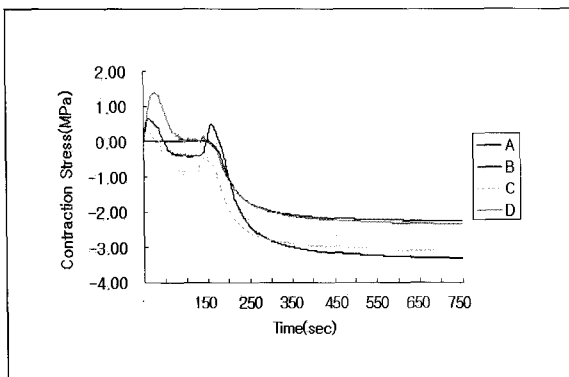
Group	Time					
	250sec	350sec	450sec	550sec	650sec	750sec
A	2.39±0.18	3.00±0.21	3.16±0.21	3.23±0.21	3.28±0.21	3.31±0.22
B	1.76±0.14	2.10±0.14	2.19±0.14	2.23±0.14	2.26±0.15*	2.28±0.15*
C	2.58±0.23	2.90±0.24	3.00±0.25	3.06±0.26	3.10±0.26*	3.12±0.26*
D	1.75±0.12	2.13±0.10	2.24±0.09	2.29±0.10	2.33±0.10*	2.35±0.10*

\* : Showed no statistically difference on the based of final measurement(750 sec) in each group(p<0.05)

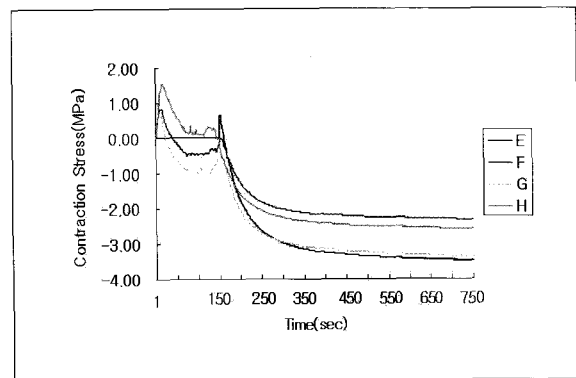
**Table 3.** Polymerization contraction stress values(Mean±SD) of LED light curing group as a function of time

Group	Time(sec)					
	250sec	350sec	450sec	550sec	650sec	750sec
E	2.51±0.46	3.13±0.58	3.30±0.62	3.38±0.63	3.44±0.64	3.47±0.64
F	1.82±0.36	2.13±0.41	2.22±0.44	2.26±0.46	2.29±0.46*	2.31±0.47*
G	2.71±0.23	3.08±0.24	3.20±0.25	3.28±0.25	3.34±0.25	3.37±0.26
H	2.06±0.08	2.36±0.07	2.46±0.07	2.52±0.07	2.55±0.08*	2.58±0.07*

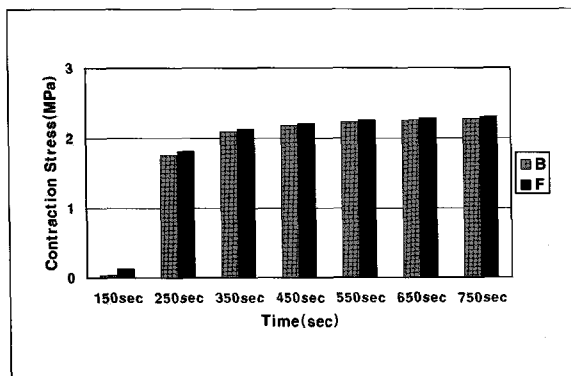
\* : Showed no statistically difference on the based of final measurement(750 sec) in each group(p<0.05)



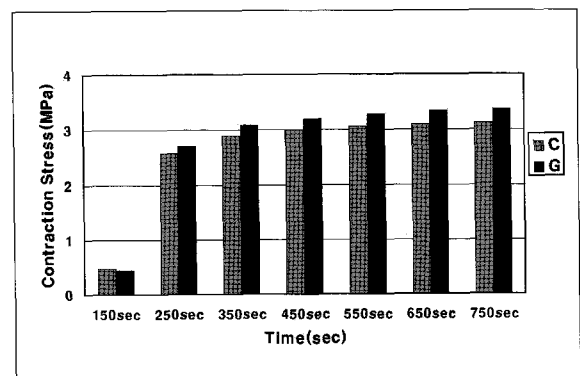
**Fig. 3.** Changes of contraction stress of each group cured with halogen light during 750 seconds.



**Fig. 4.** Changes of contraction stress of each group cured with LED light during 750 seconds.



**Fig. 5.** Mean contraction stress values of flowable resin lining group B and F at each measuring point.



**Fig. 6.** Mean contraction stress values of com-pomer lining group C and G at each measuring point.

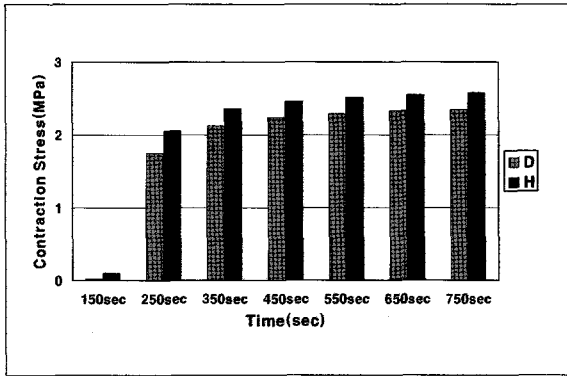


Fig. 7. Mean contraction stress values of light curing GI lining group D and H at each measuring point.

Fig. 4, 5, 6은 광원에 따른 이장재간의 중합수축 양상을 비교한 그래프로 할로겐 광중합기를 이용한 B, C, D 군보다 LED 광중합기를 이용한 F, G, H 군에서 높은 수축응력을 보였으나 유의한 차이는 없었다(p>0.05).

#### IV. 총괄 및 고찰

이상적인 수복재는 심미적이면서도, 중합과정에서 발생하는 부피변화가 없이 재료와 치질간에 미세누출이 일어나지 않아야 한다고 알려져 있다<sup>22)</sup>. 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 심미 수복재인 복합레진은 광중합시 발생하는 재료의 수축을 완전히 배제할 수 없는 단점을 가지고 있어 이를 극복하기 위한 지속적인 연구가 시행되고 있다. 수축은 재료가 gel point에 이르기 전부터 시작되나 gel point 전의 수축은 레진의 유동성에 의해 체적변화가 보상된다. 그러나 gel 형성이 진행됨에 따라 중합과정은 재료의 탄성계수를 급격하게 상승시키며 보상받지 못한 수축은 재료 내부와 주변조직에 응력을 야기한다<sup>6)</sup>. 이러한 post-gel shrinkage가 임상에서 복합레진을 사용하는데 있어 큰 문제점이 되고 있다.

Sandwich technique은 1976년 McLean과 Philips에 의해 처음으로 소개된 이래, 그 임상적 효용성의 증가를 위한 많은 연구들이 시행되어왔다<sup>13,14)</sup>. Lim 등<sup>23)</sup>은 낮은 탄성율을 갖는 재료를 구치부 수복용 복합레진과 복합 사용시 상방의 충전용 콤포지트가 중합될 때 나타나는 수축응력을 하방의 낮은 탄성계수의 재료가 퍼지거나 늘어남으로써 보상할 수 있으며 궁극적으로는 stress braker로서 작용할 수 있게 된다고 하였다. 본 연구에서는 유동형 레진인 Tetric flow®(Ivoclar Vivadent, liechtenstein)와 콤포머인 Ionosit®(DMG) 그리고 광중합형 글래스 아이오노머인 Vitrebond™(3M-ESPE, USA)를 이장재로 사용하여 수축응력을 측정하여 이장재에 따른 수축응력의 감소를 조사해 보았다.

이장재 중에서도 글래스 아이오노머 시멘트와 복합레진간의 결합력에 관한 연구가 가장 많이 시행되었다. Ronald<sup>24)</sup>는 화학

중합형 글래스 아이오노머 시멘트와 비교했을 때 광중합형인 vitrebond가 복합레진에 대해 훨씬 더 높은 전단결합강도를 보였다고 하였다. Kemp-Scholte와 Davdison<sup>15)</sup>은 유동형 이장재는 보다 나은 적합성을 제공하므로 수축응력을 줄이는데 도움을 준다고 하였고, Payne<sup>16)</sup>은 유동성 복합레진의 중합수축은 더 클 것이지만 점도와 탄성계수가 낮아 흐름성에 의해 중합수축 응력이 해소되므로 미세누출이 감소하게 되고 글래스 아이오노머보다 낮은 미세누출 양상을 보인다고 하였다. Chen 등<sup>17)</sup>은 콤포머의 수축응력이 건조한 환경하에서 혼합형 복합레진과 유사하다고 하였다. 그러나 콤포머는 불소유리에 의한 항우식성을 가질 뿐 아니라 복합레진에 비해 상아질에 대한 더 높은 결합력을 가지므로 이장재로의 사용이 증가되고 있다<sup>18-20)</sup>. 본 연구에서는 Ionosit®를 이장재로 사용할 때 보다 Tetric flow®와 Vitrebond™를 이장재로 사용할 때 수축응력이 낮아, 복합레진의 중합수축을 더 많이 줄여줄 수 있는 것으로 나타났고, Ionosit®을 이장재로 사용한 군의 수축응력은 이장재를 사용하지 않고 레진만 충전한 군보다 수축응력이 낮으나 유의할 만한 차이는 없었다(p>0.05). 이는 LED 광조사기로 15초 광중합하였을 때 2mm 이상의 시편 하면이 충분히 중합되지 않았다고 한 Kurachi 등<sup>25)</sup>과 박 등<sup>26)</sup>의 연구로 미루어 보아 이장재를 사용하지 않은 3mm bulk 충전한 군의 레진 중합이 불충분하였을 것이고, 이에 따라 군간의 수축응력의 차이가 적었을 것으로 생각된다.

일반적인 광조사기인 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 소음과 부피가 적으며, 수명은 광도의 감소 없이 수천 시간에서 만 시간 이상인 것으로 알려져 있다<sup>27)</sup>. 또한 470nm에 근접하는 좁은 영역의 파장을 갖는 빛을 방출하여 광개시제인 camphoroquinone을 보다 효과적으로 활성화 시킨다<sup>28)</sup>.

Nomura 등<sup>29)</sup>의 실험에서는 LED 광중합기를 이용한 복합레진의 중합률이 할로겐을 이용한 것보다 높고, 3차원의 구조가 더 안정적인 것으로 보고하고 있다. 그러나 Asmussen과 Peutzfeldt<sup>30)</sup>의 실험에서는 복합레진의 중합 후 굽힘 강도, 중합 깊이 및 중합률을 비교한 결과 LED 광중합기로 중합한 결과가 할로겐 광중합기 보다 더 낮은 값을 나타냈고, Kurachi 등<sup>25)</sup>과 Dunn과 Bush<sup>31)</sup>의 실험에서도 LED 광중합기와 할로겐 광중합기를 이용한 복합레진 중합 후의 물성이나 중합 효율도가 LED 광중합기의 경우 비슷하거나 더 낮은 것으로 보고되었다. 본 연구는 각 군을 제조회사에서 추천하는 할로겐 광중합기를 이용한 40초 중합과 LED 광중합기를 이용하여 15초 중합하였을 때 수축응력을 조사하였는데, 할로겐 광중합기를 이용한 A, B, C, D 군과 LED 광중합기를 이용한 E, F, G, H 군의 각각의 수축응력은 LED에서 약간 높은 값을 보였으나 유

의할 만한 차이는 없었다.

중합수축을 측정하는 방법으로는 변연봉쇄와 미세누출을 측정하거나 미세인장강도를 측정하는 간접적인 방법과 직접 수축량이나 수축응력을 측정하는 방법이 있다. 수축량을 측정하는 방법으로는 dilatometer<sup>32-34</sup>, linometer<sup>35</sup>, tensiometer<sup>36</sup> 등이 있으나 dilatometer의 경우 시간과 노력이 많이 들고 특히 온도에 민감한 반응을 보이기 때문에 정확한 측정을 위해 많은 노력과 장비가 필요하며<sup>37</sup>, 비중을 이용하는 방법은 중합이 이루어질 때까지 재료를 액체에 담가두는 과정에서 중합이 덜된 재료에 흡수되는 액체의 양에 의해 전체적인 중합수축이 영향을 받을 수 있는 문제점이 있다. linometer의 경우 측정기의 중력이나 하중 등의 영향으로 수축물을 정확하게 측정하지 못하는 단점이 보고 되었다<sup>38</sup>. 수축응력을 측정하는 방법으로는 strain gauge<sup>39,40</sup>나 finite elemental analysis(FEA)<sup>41</sup>, 광탄성법<sup>42</sup>, 유한요소분석법<sup>43</sup> 등이 있다.

스트레인 게이지는 부착시킨 시료의 변형에 의해 발생하는 미세한 전기적 저항의 변화를 스트레인 측정기를 통해 선형 변형율로 나타내주는 장치로 매우 정확한 선수축을 측정이 가능하고, 실시간 측정이 가능하며 재료의 강직성이 증가하여 탄성 계수를 나타내는 post-gel shrinkage만의 측정이 가능하다는 장점이 있다<sup>44-46</sup>. 본 실험에서 사용한 TML foil strain gauge® (FLA-1-11-1L, SOKKI, Japan)는 온도보정기능이 있고 작고 정확하여 치과분야의 실험에 적합하다.

본 연구에서는 유동형 레진과 광중합형 글래스 아이오노머를 이장재로 사용하였을 때가 콤포머를 이장재로 사용하였을 때보다 유의할만한 중합수축 감소를 보였고, LED 광원에서 할로겐 광원에서 낮은 중합수축을 보였으나 유의할만한 차이는 없었다. 그러나 각 시편의 이장재와 레진의 중합도측정이 어렵고, 중합수축은 여러 가지 요소가 복합적으로 관여하는 과정이기 때문에 본 연구의 결과를 단정적으로 결론내리기는 어렵다. 향후 각 재료 간 중합도의 평가를 포함하는 여러 가지 시판 제품, 재료 등의 다양한 조건의 연구가 더 많이 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

이장재의 사용에 따른 광중합형 복합레진 충전 후 수축 응력을 측정, 비교하여 sandwich technique을 임상에 적용함에 있어서 우수한 수축 응력 감소효과를 보이는 재료의 조합을 모색할 목적으로 이장재로 유동형 레진, 광중합형 글래스 아이오노머, 콤포머를 사용한 군과 이장재를 하지 않은 군에 LED, 할로겐 광중합기로 광중합하고 발생하는 수축응력을 스트레인 게이지법으로 시간대 별로 측정해 보고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 이장재를 사용하지 않은 군보다 이장재를 사용한 군의 중합 수축이 적었으나 Ionosit을 사용한 군에서는 유의한 차이는 없었다(p>0.05).
2. Tetric flow 또는 Vitrebond를 이장재로 사용하는 것이

Ionosit을 사용하는 것보다 중합 수축이 적었다(p<0.05).

3. Tetric flow 이장재를 한 군은 광원에 따른 수축력의 차이가 적었고 Vitrebond와 Ionosit 이장재를 한 군은 할로겐 광원보다 LED 광원에서 수축응력이 컸으나 유의한 차이는 없었다(p>0.05).

이상의 결과를 종합해 볼 때 3 mm의 와동에서 bulk 충전보다는 Sandwich technique이 중합수축 감소에 효과적이었고 이장재로 유동형 레진 또는 광중합형 글래스 아이오노머를 사용하는 것이 콤포머를 사용하는 것보다 중합 수축을 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. Leinfelder KS : A conservative approach to placing posterior composite resin restorations. J Am Dent Assoc, 127:743-748, 1996.
2. Ruyter IE : Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. Acta Odontol Scand, 40:179-182, 1982.
3. Suh BI : Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. Compendium, 20:34-41, 1999.
4. Yap AU, Wang HB, Siow KS, et al. : Polymerization shrinkage of visible-light-cured composite. Oper Dent, 25:98-103, 2000.
5. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resin: Comparison with tooth deformation. J Prosthet Dent, 71:7-12, 1994.
6. Cehreli MC, Canay S : Comparison of post-gel shrinkage strains in light-polymerized composite resins. J Prosthet Dent, 88:461-466, 2002.
7. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res, 63:146-148, 1984.
8. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH : Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft-start polymerization. J Dent, 25:321-330, 1997.
9. Uno S, Asmussen A : Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. Scand J Dent Res, 99:440-444, 1991.
10. Burgess JO, DeGoes M, Walker R, et al. : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract Periodont Aesthet Dent, 11:125-132, 1999.
11. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, et al. : The effect of the photopolymerization method on the quality of

- composite resin sample. J Oral Rehabil, 25:436-442, 1998.
12. Reis AF, Giannini M, Maria G, 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.
  13. Hinoura K, Moore BK : Tensile bond strength between glass ionomer cements and composite resins. J Am Dent Assoc, 114:167-172, 1987.
  14. Suzuki M, Ronald EJ : Glass ionomer-composite sandwich technique. J Am Dent Assoc, 120:55-57, 1990.
  15. Kemp-Scholte CM, Davidson : Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. J Dent Res, 69:1240-1243, 1990.
  16. Payne JHIV : The marginal seal of class II restorations : flowable composite resin composite resin compared to injectable glass ionomer. J Clin Pediatr Dent, 23:123-130, 1999.
  17. H.Y. Chen, J. Manhart, K.-H. Kunzelmann, et al. : Polymerization contraction stress in light-cured compomer. Dent Mater, 19:597-602, 2003.
  18. Tam LE, Chan GP, Yim D : *In vitro* caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer restorations. Oper Dent, 22:4-14, 1997.
  19. Waston TF, Barlett DW : Adhesive systems: Composites, dentin bonding agents and glass ionomers. Br Dent J, 176:227-231, 1994.
  20. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR : Directly placed esthetic restorative materials-the Continuum. Compend Contin Educ Dent, 17:731-732, 1996.
  21. 김영광, 김종수, 유승훈 : 스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교. 대한소아치과학회지, 31(3):516-526, 2004.
  22. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ : Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. J Esthet Dent, 10:88-96, 1997.
  23. 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.
  24. Ronald EK, Lisa K : The relative shear bond strength of visible light-curing and chemically curing glass ionomer cement to composite resin. Quintessence Int, 23:641-644, 1992.
  25. 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.
  26. 박인호, 오유향, 이난영 등 : LED 광중합기의 조사 mode가 복합레진의 미세경도 및 수축응력에 미치는 영향. 대한소아치과학회지, 32:312-320, 2005.
  27. Haitz RH, Craford MG, Wiessman RH : Devices measurements and properties. Handbook of optics, vol 2. McGraw-Hill, New York, 12:1-39, 1995.
  28. 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.
  29. 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.
  30. Asmussen E, Peutzfeldt A : Light-emitting diode curing : influence on selected properties of resin composites. Quintessence Int, 34:71-75, 2003.
  31. 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.
  32. 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.
  33. Bandyopadhyay S : A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. J Biomed Mater Res, 16:135-144, 1982.
  34. Hay JN, Shortall AC : Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resin. J Dent, 16:172-176, 1988.
  35. De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL : True liner polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with an linometer. Dent Mater, 9:11-14, 1993.
  36. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA : A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. Dent Mater, 15:447-449, 1999.
  37. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS : Polymerization shrinkage of composite resins : comparison with tooth deformation. J Prosthet Dent, 71:7-12, 1994.
  38. 이용근, 윤태호, 김철위 : 치과용 심미수복재의 중합수축 및 열팽창에 관한 연구. 대한치과기재학회지, 27:171-

- 179, 2000.
39. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC : Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 20:183-188, 1992.
  40. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, et al. : Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312-316, 1991.
  41. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH : Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light cured composite restorations. *J Dent Res*, 75:1477-1483, 1996.
  42. Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, et al. : Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater*. 20:313-321, 2004.
  43. Katona TR, Winkler MM : Stress analysis of a bulk filled class V light cured composite restoration. *J Dent Res*, 73:1470-1477, 1994.
  44. 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.
  45. 김효석, 이난영, 이상호 등 : 적층충전법이 복합레진의 중합수축에 미치는 영향. *대한소아치과학회지*, 32:481-490, 2005.
  46. 위유민, 오유향, 이난영 등 : 완속기시(Soft-start) 광조사 방식이 복합레진의 중합 및 수축응력에 미치는 효과. *대한소아치과학회지*, 32:332-343, 2005.



**Abstract**

**EFFECT OF VARIOUS LINERS ON THE POLYMERIZATION  
SHRINKAGE OF COMPOSITE RESIN**

Ji-Won Choi, Nan-Young Lee, Sang-Ho Lee

*Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chosun University*

The purpose of this study was to evaluate the polymerization contraction of composite resin(Tetric ceram<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) according to various liners(Tetric flow<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein/ Ionosit<sup>®</sup>, DMG, German/ Vitrebond<sup>™</sup>, 3M-ESPE, USA). The strain gauge method was used for measurement of polymerization shrinkage strain. Specimens were divided by 8 groups according to curing units and liners.

Group A, E: Tetric ceram<sup>®</sup> bulk filling, Group B, F: Tetric flow<sup>®</sup> lining, Tetric ceram<sup>®</sup> filling, Group C, G: Ionosit<sup>®</sup> lining, Tetric ceram<sup>®</sup> filling, Group D, H: Vitrebond<sup>™</sup> lining, Tetric ceram<sup>®</sup> filling.

Group A, B, C and D were cured using the conventional halogen light(XL3000<sup>™</sup>, 3M ESPE, USA) for 40 seconds at 400mW/cm<sup>2</sup>. Group E, F, G and H were cured using light emitted diode(LED) light(Elipar Freelight 2<sup>™</sup>, 3M-ESPE, USA) for 15 seconds at 800 mW/cm<sup>2</sup>.

Strain gauge attached to each sample was connected to a strainmeter. Measurements were recorded at each second for the total of 750 seconds including the periods of light application.

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

The results of this were as follows:

1. Contraction stresses in flowable resin and glass ionomer lining group were lower than that in compomer lining group( $p < 0.05$ ).
2. Contraction stresses in LED curing light groups were higher than that in halogen curing light groups, but there was no significant difference( $p > 0.05$ ).

**Key words** : Composite resin, Liner, Contraction shrinkage