

광중합형 구치부 수복재료의 중합 수축력과 교두 변위의 상관관계

이순영 · 박성호*

연세대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

MEASUREMENTS OF SHRINKAGE STRESS AND REDUCTION OF INTER-CUSPAL DISTANCE IN MAXILLARY PREMOLARS RESULTING FROM POLYMERIZATION OF COMPOSITES AND COMPOMERS

Soon-Young Lee, Sung-Ho Park*

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

The purpose of present study was to evaluate the polymerization shrinkage stress and cuspal deflection in maxillary premolars resulting from polymerization shrinkage of composites and compomers.

Composites and compomers which were used in this study were as follows: Dyract AP, Z100, Surefil, Pyramid, Synergy Compact, Heliomolar, Heliomolar HB, and Compoglass F. For measuring of polymerization shrinkage stress, Stress measuring machine (R&B, Daejon, Korea) was used. One-way ANOVA analysis with Duncan's multiple comparison test were used to determine significant differences between the materials.

For measuring of cuspal deflection of tooth, MOD cavities were prepared in 10 extracted maxillary premolars. And reduction of intercuspal distance was measured by strain measuring machine (R&B, Daejon, Korea) One-way ANOVA analysis with Turkey test were used to determine significant differences between the materials.

Polymerization shrinkage stress is 『Heliomolar, Z100, Pyramid < Synergy Compact Compoglass F < Dyract AP < Heliomolar HB, surefil』 ($P < 0.05$). And cuspal deflection is 『Z100, Heliomolar, Heliomolar HB, Synergy Compact Surefil, < Compoglass F < Pyramid, Dyract AP』 ($P < 0.05$).

Measurements of polymerization shrinkage stress and those of cuspal deflection of the teeth was different. There is no correlation between polymerization shrinkage stress and cuspal deflection of the teeth ($p > 0.05$). [J Kor Acad Cons Dent 29(4):346-352, 2004]

Key words : Polymerization shrinkage stress, Cuspal deflection, Composite resin, Compomer

I. 서 론

* Corresponding author: **Sung-Ho Park**

Department of Conservative Dentistry,
College of Dentistry, Yonsei University
134 Shinchon-Dong, Seodaemun Gu, Seoul, Korea, 120-752
Tel : 82-2-361-8709 Fax : 82-2-313-7575
E-mail : sunghopark@yumc.yonsei.ac.kr

치의학 영역에서 아말감은 약 150여년 동안 구치부 수복에 있어 가장 적합한 수복재료로 사용되어 왔다. 아말감은 내구성 등의 물리적인 성질도 비교적 우수한 편이며 치료비용이 저렴할 뿐 아니라 조작하기도 편하다는 장점을 갖고 있다. 그러나 최근 환자들의 심미적 관점에서의 요구와 수

* 이 연구는 2002년도 연세대학교 학술 연구비 지원으로 이루어졌습니다 (02-PJ1-PG3-20507-0018).

에 대한 거부감 증대에 따라, 전치부 뿐만 아니라 구치부에 있어서도 복합레진이나 세라믹 수복물에 대한 수요가 갈수록 증가하고 있다.

그러나 레진은 중합 과정에서 약 1~3 vol% 정도의 중합 수축이 일어나기 때문에 임상적으로 여러 가지 문제점들을 야기시킬 가능성이 있다¹⁾. 예를 들면, 시술 후에 환자가 냉 자극 등에 민감한 반응을 보이거나 저작 시에 통증을 호소하기도 하고²⁾, 법랑질에 균열이 발생하는 경우도 있다. 또한 치아의 교두에서 cuspal deflection 현상이 나타날 수 있으며 치아와 수복물 사이에 간격이 생겨 2차 우식증이 유발되기도 한다³⁾.

이와 같은 수복물과 치아 사이의 문제 이외에 수복물 자체에도 미세균열이 생겨 결국 수복물의 마모도가 증가되기도 한다⁴⁾.

이러한 여러 가지 문제를 야기하는 원인이 되는 레진의 '중합 수축량'에 영향을 줄 수 있는 요소로는 복합레진 자체의 특성, 수복 와동의 크기, 수복 와동의 형태 (C-factor)^{5,6)}, 복합레진의 적용 방법 (incremental technique vs bulk filling), 광중합 방법⁷⁻⁹⁾ 등을 들 수 있다.

레진의 중합수축량을 줄이기 위해 각 제조사에서는 레진 자체의 조성을 변화시키거나, 새로운 curing mode를 개발하는 등의 방법¹⁰⁾을 고안하고 있다. 임상가들도 C-factor를 줄이기 위해 적층법¹¹⁾으로 레진을 적용하기도 하며 와동이 깊은 경우에는 기저재를 따로 사용함으로써 충전되는 레진의 부피 자체를 줄이는 시도를 하기도 한다.

임상적인 시도 뿐 아니라 연구 분야에 있어서도 레진의 중합 수축량을 측정하기 위한 실험이 여러 가지 방법으로 진행되어 왔다. 즉 Feilzer 등⁵⁾은 레진이 중합할 때 발생하는 stress를 측정하기 위해 일정한 거리를 유지하도록 장치된 금속막대 사이에 유리판과 복합레진을 위치시킨 후 복합레진을 중합시켜 이 때 금속봉에 가해지는 stress를 직접 측정하는 방법을 고안하였으며, 박 등^{12,13)}은 레진의 중합 수축되는 정도를 Linometer를 이용하여 선형 변화량으로 측정하는 방법을 사용했다.

레진을 치아에 충전한 후 치아에 발생하는 응력을 측정함으로써 레진의 중합 수축 정도를 측정하는 방법도 사용되기도 한다. 즉 Suliman 등¹⁴⁾은 micrometer stage가 설치된 microscope와 interferometry를 이용하여 레진 중합 이전과 이후의 intercuspal distance를 측정하는 방법을 사용하였다. Ericson 등¹⁵⁾은 중합 이후에 나타나는 교두 변위를 측정하기 위해 electromechanical device를 이용하기도 했다.

즉, 복합 레진의 수축 정도를 측정하는 실험은 크게 수축량에 대한 실험, 수축력에 대한 실험, 치아에 수복했을 때 나타나는 교두 변위의 측정이 3가지로 진행되어 왔다. 하지만 현재까지 이 3가지 측정값이 서로 어떤 상관관계가 있는

지, 어떤 영향을 주고 있는지에 대해서는 명확하게 밝혀진 바가 없다.

그런데 박¹⁶⁾에 의하면, Linometer와 자체 제작한 수축력 측정 기기를 이용하여 8종의 광중합형 수복재료 Dyract AP (Dentsply Detrey, Gumbh, German), Z100 (3M Dental Products, St. Paul, USA), Surefil (Dentsply Caulk, Milford, USA), Pyramid (Bisco, Schaumburg, USA), Synergy Compact (Coltène, Altstätten, Switzerland), Heliomolar (Vivadent/Ivoclar, Liechtenstein), Heliomolar HB (Vivadent/Ivoclar, Liechtenstein), Compoglass F (Vivadent/Ivoclar, Liechtenstein)의 선수축량과 중합 수축력을 측정 한 결과, 수축량과 중합 수축력 사이에는 상관관계가 없다고 밝힌 바 있다.

그렇다면 cuspal deflection은 중합 수축량, 중합 수축력과 어떤 상관관계가 있는 것일까?

본 연구에서는 이를 알아보기 위해, 레진의 중합수축 정도를 측정하기 위해 자체적으로 제작된 두 가지 기기를 이용하여 여러 구치부 복합레진과 컴포머의 중합수축력과 치아에서 나타나는 교두 변위량을 측정 한 후 재료에 따른 상대적인 비교 및 중합 수축력과 교두 변위와의 상관관계를 알아 보았다.

이 측정결과를 통하여 종류별 중합 수축력과 수축 양상 및 임상에 미치는 영향을 분석하고, 이 분야의 지속적인 연구를 위한 기초 data로 활용하고자 하는 것에 본 연구의 목적이 있다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 연구재료

실험에는 6 가지의 구치부 광중합 복합레진과 2가지의 컴포머를 사용하여 연구를 진행하였다 (Table 1).

2. 연구방법

가. 재료의 중합수축력 측정

복합레진과 컴포머의 중합 수축력은 본 연구를 위하여 자체 제작한 기기를 사용하여 (R & B Inc., Daejeon, Korea, Figure 1) 측정하였다. 이 기기는 모터에 의하여 금속봉이 상하로 이동할 수 있도록 되어 있으며, 금속봉에 가해지는 중합수축력은 금속봉에 연결되어 있는 load cell에 의해 측정된다.

아크릴 판을 통하여 빛이 아래로부터 투사되어 복합레진을 중합시키게 되며, 전 과정은 본 기기를 위하여 개발된 소프트웨어에 의하여 제어된다. 우선 실험에 사용되는 수복

Table 1. Restorative materials used in this study.

	Manufacturer	Lot. No.
Z100	3M Denatal Products, St.Paul, U.S.A.	20010925
Pyramid	Bisco, Schaumburg, U.S.A.	100014949
Dyract AP	Dentsply Detrey GumbH, Germany	207000629
Heliomolar	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	E54834
Heliomolar HB	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	E00067
Synergy Compact	Coltene, Altstätten, Switzerland	LH725
Surefil	Dentsply Caulk, Milford, U.S.A.	11211
Compoglass F	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	D51379

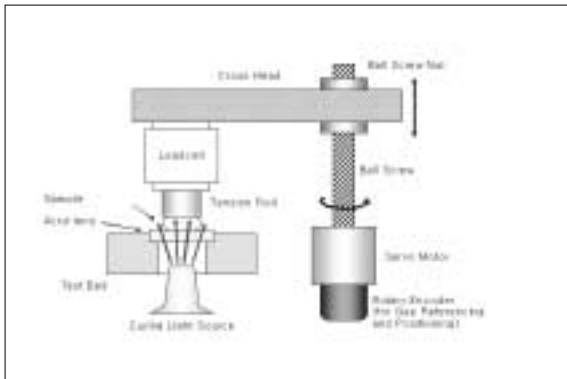


Figure 1. Schematic drawing of the custom made polymerization shrinkage stress measuring machine with a sample in place.

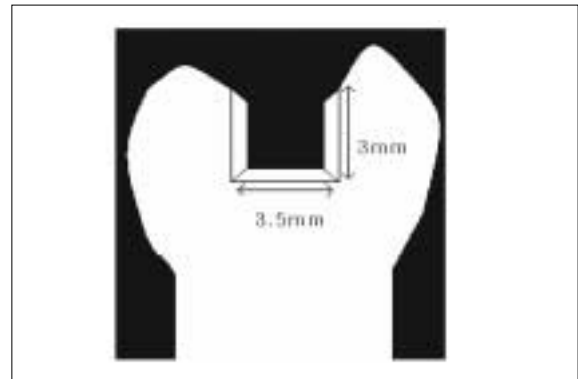


Figure 2. Schematic drawing of cavity preparation.

재료를 직경이 5 mm이고 깊이가 2 mm인 원주형의 몰드 (부피: 39.25 mm³)에 2회 적용하여 각각 일정량 (78.5 mm³)이 되도록 만든다. 이 수복재료를 금속봉 말단에 위치시키고 시편의 두께가 0.5 mm가 되도록 금속봉의 위치를 조절한 후 소프트웨어를 이용하여 금속봉과 복합레진 사이의 stress 상태를 영점으로 조절하였다.

영점 조절이 이루어진 후 광조사기 (Curing Light XL 3000, 3M dental Product, St. Paul, MN, USA)를 이용하여 60초 동안 아크릴 판을 통하여 시편을 광조사 시키고, 이 때 복합레진에 가해지는 stress를 소프트웨어가 0.5초마다 기록하게 하였다. 중합 수축력은 광조사를 시작한 시점부터 120초 동안 측정하였으며 각각의 재료는 15회씩 측정하였다.

측정된 중합 수축력은 kgf 단위로 기록된다. 이를 단위 면적 당 가해지는 측정치로 변경하기 위해서는 중합이 끝난 시편을 스캐너 (scanner)에 scanning하여 그 면적을 계산하는 과정을 거쳐야한다.

재료간 중합 수축력값의 통계학적 유의차를 알아보기 위

한 방법으로는 ANOVA와 Dunncan's multiple range test를 이용하였다.

나. 재료 중합 시 치아의 교두 변위 측정

(1) 치아의 와동 형성

치관에 균열 (crack)이나 광범위한 우식, 치관부 손상이 없는 발치된 상악 소구치를 생리 식염수에 보관한 후 고속 다이아몬드 바를 이용하여 해당 치아에 와동을 형성하였다. 와동의 크기는 협설측으로 3.5 mm, 깊이 3 mm로 제2급 와동을 변형시킨 형태로 형성하였다 (Figure 2).

와동을 형성한 후 Clearfil SE bond (Kuraray, Okayama, Japan)를 제조사의 지시대로 도포한 후 광중합하였다.

(2) 재료 중합 시 치아의 교두 변위 측정

접착제를 도포한 후 와동에 복합레진을 충전하는 과정에 서 복합레진 충전 전, 후의 치아 무게를 측정하여 충전되는

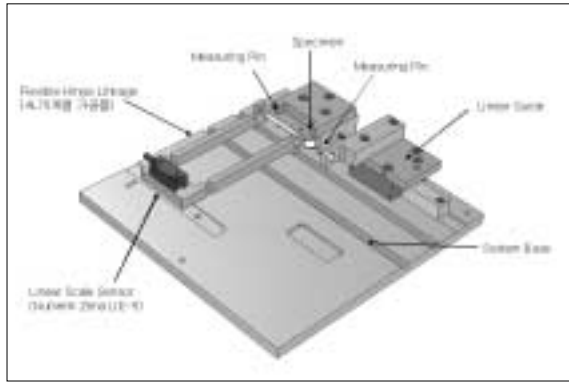


Figure 3. Cuspal deflection measuring machine.

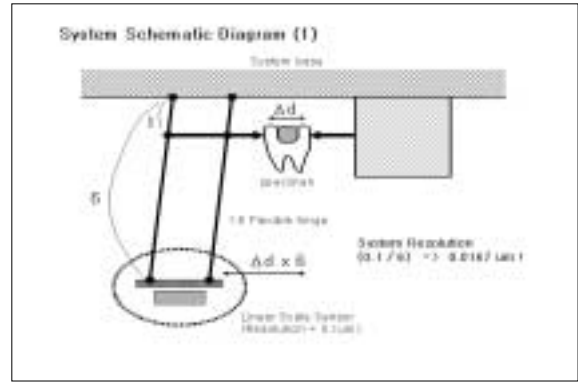


Figure 4. Schematic drawing of the cuspal deflection measuring machine.

복합레진의 무게가 0.2 g이 되도록 조정하였다. 이와 같이 복합레진이 충전된 치아를 자체 제작된 치아 변위 측정기기 (R & B Inc., Daejeon, Korea, Figure 3)에 위치시켰다.

이 실험에 사용된 기기는 치아의 협설면에 접촉할 수 있는 두 개의 탐침이 장치되어 있어서 수복 재료가 중합 수축되면서 나타나는 치아의 교두 변위를 감지할 수 있도록 제작되었다. Figure 4에서 보는 바와 같이 두 개의 탐침 중 우측의 것은 고정되어 있으며 좌측의 탐침은 치아의 위치 변화에 따라 변할 수 있도록 제작되었으며 좌측의 탐침의 위치가 변하는 값은 이 기기에 연결되어 있는 소프트웨어를 통해 측정치로 기록되도록 하였다. 좌측의 탐침과 연결되어 있는 sensor 부위가 마찰력에 의해 영향을 받지 않도록 하기 위해 다른 기기 부위와 연결되지 않고 떠 있는 상태로 디자인되었다.

복합레진이 충전된 치아를 치아 변위 측정기기에 위치시킬 때에는 와동의 설측의 와동 변위를 기준으로 한 가상 연결선 상에서 기기에 접촉되도록 하였다. 치아를 기기에 위치시킨 후 그 상태의 교두간 거리를 영점으로 조정하였으며, 조정이 끝난 후 광조사기 (Curing Light XL 3000, 3M dental Product, St. Paul, MN, USA)로 교합면에서 60초, 근심면에서 60초, 원심면에서 60초 동안 광중합을 시행하였다. 교두 변위의 측정은 총 10분 동안 이루어졌으며, 각각의 복합레진 당 10개의 치아를 측정하였다.

재료 간 교두 변위값의 통계학적 유의차를 알아보기 위한 방법으로 ANOVA와 Turkey test를 이용하였다.

다. 중합 수축력과 교두 변위의 상관 관계 분석

중합 수축력과 교두 변위의 상관 관계를 알아 보기 위해 회귀 분석을 시행하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 중합수축력의 측정

중합을 시작한 후 120초 동안 측정되는 중합 수축력의 변화를 측정하여 Figure 5에 기록하였다. 측정된 값을 비교해보면 중합 수축력의 정도는 Heliomolar < Z100, Pyramid < Synergy Compact, Compoglass F < Dyract AP < Heliomolar HB, Surefil 순으로 나타났다 ($p < 0.05$).

시편의 단면적은 평균 95.0 mm²이었으며 이를 MPa로 환산하여 그 값을 Table 2에 기록하였다.

2. 치아의 교두 변위 측정

Figure 6은 중합을 시작한 후 10분 동안 측정된 치아의 교두 변위 양상을 나타내고 있으며, Table 3에서는 10분 후의 최종적인 교두 변위값을 μm 단위로 정리하였다.

Z100, Heliomolar, Heliomolar HB, Synergy Compact Surefil, < Compoglass F < Pyramid, Dyract AP순이었다 ($p < 0.05$).

3. 중합 수축력과 교두 변위의 상관관계

회귀분석을 통해 중합 수축력과 교두 변위의 상관관계를 살펴본 결과 둘 간의 상관관계는 없는 것으로 나타났다 ($p > 0.05$).

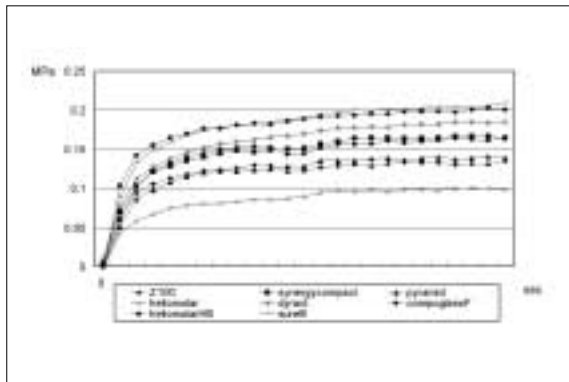


Figure 5. Change in the polymerization stress versus time.

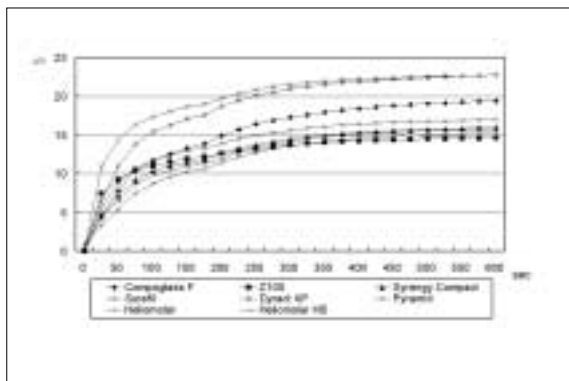


Figure 6. Change of cuspal deflection of premolars versus time.

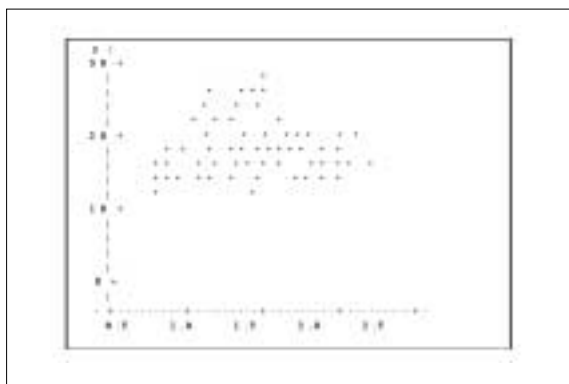


Figure 7. Regression analysis.

IV. 총괄 및 고찰

결과에서 회귀분석 방법을 통해 확인한 바와 같이 중합 수축력과 교두 변위와는 상관관계가 없음을 알 수 있었다. 즉, 중합 수축력이 큰 재료라고 해서 임상적인 상황에서 치아에

Table 2. Mean value of shrinkage stress at 120s (MPa)

Z100	0.1282 ± 0.0074
Pyramid	0.1386 ± 0.0121
Dyract AP	0.1854 ± 0.0082
Heliomolar	0.0983 ± 0.0063
Synergy Compact	0.1645 ± 0.0080
Compoglass F	0.1655 ± 0.0112
Surefil	0.2101 ± 0.0172
Heliomolar HB	0.2009 ± 0.0134

Table 3. Mean value of cuspal deflection at 10 min (μm)

Z100	14.63 ± 2.32
Pyramid	22.73 ± 2.12
Dyract AP	22.75 ± 3.36
Heliomolar	15.30 ± 1.97
Synergy Compact	16.01 ± 1.16
Compoglass F	19.42 ± 2.92
Surefil	17.02 ± 2.86
Heliomolar HB	15.79 ± 1.73

응력을 더 많이 일으키는 것은 아니라는 것이다.

하지만 교두 변위의 결과를 박¹⁶⁾이 이전에 실험한 Linometer를 이용한 선수축량의 결과(Heliomolar, Surefil < Synergy Compact, Z100 < Dyract AP < Pyramid, Compoglass F)와 비교해 볼 때 Heliomolar, Surefil 등은 낮은 값을 보이고 compomer나 Pyramid 등은 높은 값을 나타내고 있다는 점에서 수축량과 교두 변위 (Z100, Heliomolar, Heliomolar HB, Synergy Compact, Surefil, < Compoglass F < Pyramid, Dyract AP) 사이에는 상관관계가 있지 않을까 추측해 볼 수 있다.

교두 변위와 관계가 있을 것으로 예상되는 또 하나의 요소는 filler의 함량이다. Table 4는 이 실험에 사용된 재료의 filler 함량을 기록해 놓은 표인데 filler의 함량이 큰 재료일수록 교두 변위가 크게 나타난 것을 알 수 있었다. 즉, filler 함량의 순서와 교두 변위의 순서가 대체적으로 일치한다고 할 수 있다.

일반적으로 구치부 전용 복합 레진에는 물성을 증진시키기 위해 복합레진이나 컴포머에 비하여 많은 filler가 포함

Table 4. Elastic modulus and filler contents of posterior composites

	Elastic modulus	% of filler ^a
Z100	13.0 MPa ^a	66 vol%
Pyramid	9300 MPa ^a / 15800 MPa ^b	80 wt%
Dyract AP	9000 ± 500 MPa ^a	73 wt%
Heliomolar	6000 MPa ^a	66.7 wt%
Heliomolar HB	6500 MPa ^a	66.7 wt%
Synergy Compact	6200 MPa ^a / 14100 ^b	74 wt%
Surefil	11440 MPa ^a / 18600 ^b	60-68 wt%
Compoglass F	8200 MPa ^a	79 wt%

a: Obtained from manufactures' technical manual and home page

b: Data taken from Y. Abe (2001)

되어 있다. 높은 filler 함량을 나타내는 제품들은 상대적으로 중합을 담당하는 단량체의 함량이 적기 때문에 낮은 중합수축량을 나타낼 것으로 예상되고 있다. 하지만 filler 함량의 증가로 인해 조작성이 떨어지게 되기 때문에 재료의 조작성을 조절하기 위해 낮은 분자량의 단량체를 사용하게 된다. 이 분자량이 낮은 단량체는 재료의 점도를 조절하게 되는데 점도가 낮으면 낮을수록 단량체의 운동이 활발해져 중합의 과정에 있어서 더 많은 단량체가 관여하게 되면서 중합 수축량도 커지게 되어 결과적으로 교두 변위량이 크게 나타났을 것으로 추측할 수가 있다. 이에 대해서는 더 구체적인 연구가 이루어져야 할 것이다.

한편 중합 수축력은 교두 변위와는 관계가 없는 것으로 나타났다. Table 4에 제조사에서 발표한 Elastic modulus를 기록해 놓았는데, 그 크기 순서가 이번 실험에서 측정한 중합 수축력의 크기 순서와 대체적으로 일치하는 것을 알 수 있다. 따라서 중합 수축력이 큰 재료들은 Elastic modulus 값도 클 것으로 추측할 수 있다.

탄성이 높은 재료일수록 교합압이 지속적으로 가해질 때 치아와 수복물 사이에 미세 누출이 발생할 가능성이 높다. 따라서 중합 수축력이 교두 변위와는 관계가 없지만 수복물의 변연 적합성과는 관계가 있을 수 있으며 이에 대해서는 보다 구체적인 연구가 필요할 것이다.

그리고, 실험 결과에서 주목할 만한 것은 두 가지의 실험 모두에서 Heliomolar가 비교적 낮은 값을 보였다는 것인데 Heliomolar는 박⁶⁾의 선수축량에 대한 실험에서도 가장 낮은 값을 보였을 뿐 아니라 여러 다른 논문에서도 비슷한 결과를 보이고 있다¹⁷⁾. 이런 결과에 대해 Heliomolar는 microfine filler particle을 미리 중합시킨 Bis-GMA로 코팅해서 filler의 함량을 증가시켰기 때문이라고 해석하기도 한다¹⁸⁾.

이번 실험에서는 모두 자체 제작한 기기들을 사용하였는

데 먼저 중합 수축력 측정 장치는 다른 실험에서 사용된 것과는 약간 다른 특징을 가졌다. 중합 수축력을 측정하기 위해서는 실험재료가 중합수축을 하는 동안에 실험재료의 두께가 일정하게 유지되도록 하고 이 때 load cell에 기록되는 힘을 측정하는 것이다. 이 때 실험의 과정에서 시편의 두께가 일정하게 유지되게 하는 것이 중요한데 Feilzer 등⁵⁾은 특별한 displacement transducer를 이용하여 이 길이가 일정하게 유지되도록 조절하였다. 이번 실험에서는 이러한 transducer를 사용하지 않았으나 이 길이가 미리 rotary encoder에 의하여 정밀하게 조절되어 있고 (Figure 1) 이 실험 장치에서 사용된 load cell의 허용 가능한 최대 힘 (500N)에 비하여 매우 낮은 중합 수축력을 기록된 점등을 고려해 보면 중합 수축의 과정에서 이 길이가 변할 가능성은 있으나, 그 양은 매우 적을 것이고 이번 실험과 같은 재료간의 상대적인 비교에 있어서는 문제가 될 가능성은 매우 작다.

그리고 치아의 strain을 측정하기 위해 자체 개발한 기기는 지렛대의 원리를 이용한 것으로 치아의 변위를 따라 움직이는 탐침핀을 통해 마찰력이 없이 떠있는 linkage 부분을 통해 6배로 증폭되면서 입력되고 연결된 소프트웨어는 다시 치아의 변위량으로 계산하여 기록된다 (Figure 4). 치아의 변위 자체가 매우 적고 미세하기 때문에 이를 감지하기 위해서는 치아가 고정되어서도 안되며 sensor 부위나 연결 부위들이 마찰력을 일으켜서도 안 되기 때문에 연결 부위를 공중에 떠 있는 상태로 만들어졌다.

이 기기는 연속적으로 치아의 변위를 측정할 수 있으며 변위의 분해능도 0.01667 μm 에 이르므로, 치아의 미세한 strain을 측정하기에는 적합한 기기라 할 수 있다.

Feilzer 등⁵⁾은 복합레진의 중합 시 일어나는 중합 수축력을 측정할 경우에 있어서 집착면적과 비집착 면적과의 비율은 C-factor라고 하였다. Feilzer의 설명에 근거하여 이번

실험에서 사용된 시편의 C-factor를 계산하면 아래와 같은 결과를 얻을 수 있다.

$$C\text{-factor} = 2\pi r^2 / 2\pi rh = r / h = 11$$

(r : 시편의 반지름, h : 시편의 두께)

C-factor의 값이 11로 나온 것은 임상 영역에서는 매우 이례적인 것이라고 할 수 있다. C-factor의 수치가 종래 실험들에 비해 상당히 높게 나온 것이다. 그러나, 높은 C-factor를 고려할 때 이번 실험에서 도출된 중합 수축력의 결과는 다른 실험에 비해 오히려 매우 낮다고 할 수 있다. 이것은 종래의 실험에서는 시편과 금속봉이 접착하는 부위의 결합 강도를 높이기 위하여 샌드블라스트나 silane 등으로 처리하는 경우가 있었으나, 이번 실험에서는 이러한 처리를 하지 않았으며 수복재료가 중합 수축할 때 수축력에 의해 아크릴 베이스가 약간의 변형을 나타내면서 수축력이 흡수되었을 가능성도 간과할 수 없다. 따라서 절대적인 측정치가 낮게 나온 이유에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

그러나, 본 연구의 목적이 각 재료간의 상대적인 중합 수축력을 비교하여 분석하려는 것에 있음을 고려하면, 이 실험을 통해 얻은 결과는 충분한 의미를 가질 수 있다.

V. 결 론

이번 연구의 목적은 8종의 광중합형 수복 재료의 중합 수축력과 치아에 수복한 후 나타난 교두 변위량을 측정 한 후 이 둘간의 상관관계를 알아보는 것이었다. 실험을 위해 자체적으로 제작된 두 가지 기기를 이용하였으며 결과는 다음과 같다.

1. 구치부 수복용 복합레진과 컴포머의 중합 수축력 측정 한 결과 중합수축력의 크기는 『Heliomolar, Z100, Pyramid < Synergy Compact Compoglass F < Dyract AP < Heliomolar HB, Surefil』 순으로 나타났다 (p < 0.05).
2. 치아에서의 inter-cuspal distance의 변화값의 크기는 『Z100, Heliomolar, Heliomolar HB, Synergy Compact Surefil, < Compoglass F < Pyramid, Dyract AP』 순이었다 (p < 0.05).
3. 회귀 분석 결과, 중합수축력과 치아의 cuspal deflection 측정값에는 상관관계가 없는 것으로 나타났다.

위의 결과를 통해 볼 때 중합 수축력이 크다고 하여 치아 내에 수복하였을 때도 반드시 교두 변위를 많이 일으키는 것은 아니라고 할 수 있다.

참고문헌

1. Baush JR, de Lange K, Davidson CR, Peters A and De Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 48:59-67, 1982.
2. Eick JD and Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composites resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quint Int* 17:103-111, 1986.
3. Kemp-Scholte CM and Davidson CL. Marginal sealing of curing contractions gaps in class V composite resin restorations. *J Dent Res* 67:841-845, 1988.
4. Robert JC, Powers JM and Craig RG. Fracture toughness of composite and unfilled restorative resins. *J Dent Res* 56:748, 1977.
5. Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66:1636-1639, 1987.
6. Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL. Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68:50-58, 1989.
7. Hansen EK. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res* 65(11):1319-1321, 1986.
8. Krejci I, Sperr D and Lutz F. A three-sited light curing technique for conventional Class II composite restorations. *Quint Int* 18:125-131, 1987.
9. Lutz F, Krejci I and Barbakow F. The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quint Int* 23:605-609, 1992.
10. Kejci I, Lutz F. Marginal adaptation of class V restorations using different restorative technique. *J Dent* 19:24-32, 1991.
11. McCulloch A, Smith B. *In vitro* studies of cuspal movement produced by adhesive materials. *Br Dent J* 161:405-409, 1986.
12. Park SH, Krejci I and Lutz F. Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe type composite. *Dent Mater* 442-446, 1999.
13. Park SH, Krejci I and Lutz F. A comparison of micro-hardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 27:30-37, 2002.
14. Suliman AA, Boyer DB and Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 9:6-10, 1993.
15. Ericson D, Paulsson L, Sowaik H, and Derand T. Reduction of cusp deflection resulting from composite polymerization shrinkage, using a light-transmitting cone. *Scand J Dent Res* 102:244-248, 1994.
16. Park SH, Lee SY, Cho YS and Kim SS. Amount of polymerization shrinkage stress in composites and compomers for posterior restoration. *J Kor Acad Conserv Dent* 28:354-348-353, 2003.
17. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL and Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light activation. *Dental Mater* 18:436-444, 2002.
18. Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 5:41-44, 1989.