

광조사 시간에 따른 복합레진과Ormocer의 중합수축에 관한 연구

정연정 · 민경산 · 이해형 · 조경모 · 조용범*

단국대학교 치과대학 보존학교실

ABSTRACT

A STUDY OF CONTRACTION SHRINKAGE OF COMPOSITE RESINS AND ORMOCERS WITH VARIOUS CURING TIMES

Yeon-Chung Chung, Kyung-San Min, Hae-Hyoung Lee, Kyung-Mo Cho, Yong-Bum Cho*

Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Dankook University

Ormocer has organic-inorganic compound polymers. One of advantages of ormocer is reduced polymerization shrinkage. The purpose of this study was to compare the amount of contraction shrinkage of composite resins and ormocers. Additionally, the time of each material when there is no further change of contraction shrinkage was analysed.

Four brands of composite resins (P-60, Surefil, Z-250 and Denfil) and two brands of ormocers (Definite and Admira) were used. 20 seconds, 40 seconds and 60 seconds of curing times were given. Contraction shrinkage of them were measured using a linometer for 80 seconds.

The effect of material and curing time to contraction shrinkage at the time of 80 seconds was analysed by two-way ANOVA. The effect of time to contraction shrinkage was analysed by one-way ANOVA, and the time when there was no further change of the contraction shrinkage was analysed. The results are as follows :

1. P-60, Definite, Z-250 and Denfil had no further change of contraction shrinkage from the time of 20 seconds, and Surefil and Admira had no further change of contraction shrinkage from the time of 10 seconds.
2. Statistical analysis revealed volumetric shrinkage varied among material ($p < 0.05$). No significant difference of contraction shrinkage among different curing times was found, and there was no effect of interaction between materials and curing times to contraction shrinkage.
3. Definite and Admira showed the statistically same contraction shrinkage with those of Z-250 and P-60, which is higher than that of Surefil and lower than that of Denfil ($p < 0.05$).

Key words : 중합수축, Ormocer, 광조사시간, Linometer, Definite, Admira

I. 서 론

1970년대에 광중합형 복합레진이 치과 영역에 도입된 이후, 그 물성의 개선과 함께 임상적 사용이 광범위하게 증가하고 있다. 특히, 치과용 아말감의 문제점과 환자들의 심미적 요구가 증대되면서 전치부 수복에서뿐만 아니라 구치부 수복에서도 사용 빈도가 높아지고 있다.

복합레진을 이용한 심미적인 수복물이 초기에는 마모 저항성과, 색조안정성이 떨어지는 한계를 지녔으나, 이후의 재료 및 임상 기술에 많은 발전을 이루게 되었다. 그러나 중합수축과 중합수축으로 인해 야기되는 중합수축 응력이 일으키는 문제점들은 복합레진의 주요한 단점으로 남아 있으며 이것은 이전의 자가 중합형에 비해 중합 속도가 상대적으로 빠른 광중합형 복합레진이 일반화되면서 더욱 중요한

문제로 대두되었다^{1,2)}.

중합수축은 기본적으로 단량체의 van der Waals 힘과 이중 공유결합이 중합반응으로 단일 공유결합의 중합체로 전환되는 과정에서³⁾ 일어나는 부피의 감소에 의해 발생한다.

중합수축량은 제품에 따라 차이가 있으나 대략 2.9% 내지 7.1% 정도의 부피수축을 한다고 보고되고 있으며⁴⁾ 중합수축 응력으로 인해 수복물과 치질간의 결합이 파괴되고 미세간극이 발생하면 임상적으로 술후 지각과민, 변연의 변색 및 이차우식 등의 문제점들이 야기될 수 있다⁵⁾. 또한 수복물과 치질간의 결합이 보존된다 하더라도 수복물에 응력이 잔류하게 되면 교두의 이동, 술후 민감성 및 치질의 미세균열 등의 현상이 생길 수 있다^{6,7)}.

복합레진의 주요한 단점인 중합수축을 줄이기 위한 여러 가지 노력이 있어왔다. Filler의 첨가는 중합수축을 줄이는데 기여했고 중합할 때 수축하지 않거나 부피가 늘어나는 구조를 가진 단량체의 개발이 시도되고 있으나 임상에서 수복물로 쓰이지는 못하고 있다. Ormocer는 기존의 복합레진과는 다른 새로운 기질에 기초한 물질로 Bis-GMA는 유기물질 만으로 이루어진데 반하여 ormocer는 유기질-무기질 복합 중합체로 무기질인 SiO₂ 골격이 벌집모양의 사슬을 형성하여 생체친화성이 향상되고 중합수축을 감소시켰다고 소개되고 있다⁸⁾. 상업화된 ormocer로는 Definite (Degussa, Hanau, Germany)와 Admira(Voco, Cuxhaven, Germany)가 있다.

기존의 연구는 광량에 따라 또는 광량의 순서에 따른 중합수축량에 관한 연구는 많이 있어 왔지만, 광조사 시간의 변화에 따라서는 많은 연구가 있지 않았다. 본 연구에서는 광조사 시간 즉 20초, 40초, 60초의 광조사 처치에 따른 각 재료의 중합수축량을 여러 복합레진과 ormocer들 간에 비교하고자 하였으며 각 재료에서 시간 경과에 따라 중합수축량의 차이를 분석하여 각 재료가 통계적으로 중합수축량

의 변화가 없는 시점에 도달하는 시간을 산출하여 비교하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

Feilzer 등⁹⁾이 고안한 방법에 의거하여 제작된 Linometer (R&B, Daejeon, Korea)를 사용하였고 모식도는 Fig. 1과 같다. 각 광조사 시간에 따른 복합레진 시편의 선형 중합수축 양을 실시간으로 측정하였다. 비접촉식의 displacement transducer가 알루미늄 디스크의 변위를 계측함으로써 중합수축을 측정하는 것이다. 얇은 알루미늄 디스크를 sensor 위에 두고 그 상방에 slide glass를 놓는다.

실험에 사용된 복합레진 시편의 양을 동일하게 하기 위하여 제작한 플라스틱 몰드에 레진을 충전한 후 사용하였으며, 지름은 5.50 mm로 알루미늄 디스크와 유리판 사이의 거리는 1.60 mm로 하여 중합전 시편의 두께를 일정하게 유지하였다. 복합레진 시편과 알루미늄 디스크 및 유리판 사이의 부착을 방지하기 위해 알루미늄 디스크와 유리판에는 vaseline을 얇게 도포 하였다. Linometer 내부에 장착된 광조사기는 XL-3000(St.Paul, MN, USA)이며 표본에 조사된 광량은 450 mW/cm² 로 유지하였다.

사용한 재료는 Table 1과 같으며 각각의 재료에 각각 20초, 40초와 60초의 광조사 시간을 적용하였으며 80초까지 0.05초 간격으로 각 군당 5회씩 측정하였다. 측정치 중에서 10초 간격의 수축량을 선형 중합 수축량(Lin%)와 체적 중합 수축량(Vol%)으로 아래와 같은 방법으로 산출하였다.

$$\text{식 1) } \text{Lin}\% = (\Delta L / (L + \Delta L)) \times 100$$

L : thickness of sample after polymerization

ΔL : recorded displacement

$$\text{식 2) } \text{Vol}\% = 3\text{Lin}\% - 0.30(\text{Lin}\%)^2 + 0.0001(\text{Lin}\%)^3$$

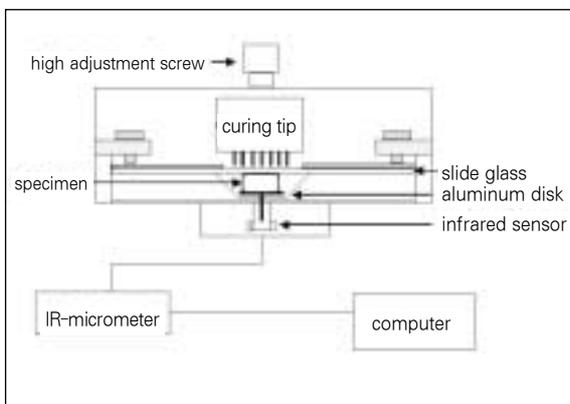


Fig. 1. Diagram of Linometer

Table 1. Experiment Materials

군	재료	제조회사	색조
1군	P-60	3M St.Paul, Mn, USA	A3
2군	Surefil	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	A
3군	Definite	Degussa AG Hanau, Germany	A3
4군	Admira	Voco Cuxhaven, Germany	A3
5군	Z-250	3M St.Paul, Mn, USA	A3
6군	Denfil	Vericom Anyang, Korea	A3

SPSS 통계 프로그램을 이용하여 재료와 중합 시간에 따른 10초 간격의 체적중합 수축량의 기술통계치를 산출하고, 이원분산분석(two-way analysis of variance)의 교차설계(crossed design)를 적용하여 재료, 광조사 시간, 재료와 광조사 시간의 상호작용이 80초까지의 중합수축량에 영향을 미치는지를 검정하였다. 또한 일원분산분석(analysis of variance: ANOVA)을 적용하여 각 재료에 있어서 10초 간격의 시간의 경과에 따라 체적 중합수축량에 차이가 있는지를 검정하여 통계적으로 더 이상 유의한 차이의 중합수축이 일어나지 않는 지점까지 도달하는데 걸리는 시간을 산출하였다.

III. 연구결과

각 재료의 광조사 시간에 따른 80초까지의 체적 중합수축량은 Table 2와 같다. 재료에 따라 80초까지의 체적 중합수축량에 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$) (Table 3), 광조사 시간에 따라서는 중합 수축량에 차이가 없었다. 재료에 따른 80초까지의 체적 중합수축량을

Table 2. Volumetric Contraction shrinkage after 80 Seconds with Various Curing Times

재료	광조사 시간	평균	표준편차	표본수
P60	20초	3.02	0.27	5
	40초	3.04	0.42	5
	60초	3.18	0.39	5
Surefil	20초	0.87	0.35	5
	40초	0.95	0.48	5
	60초	0.829	0.53	5
Definite	20초	3.00	0.24	5
	40초	2.65	0.42	5
	60초	2.58	0.4	5
Admira	20초	3.56	0.33	5
	40초	3.3	0.77	5
	60초	2.94	0.71	5
Z-250	20초	3.11	0.19	5
	40초	3.12	0.17	5
	60초	2.92	0.14	5
Denfil	20초	4.45	0.77	5
	40초	4.31	0.56	5
	60초	4.69	0.52	5

(단위 %)

Scheffe test으로 사후비교분석(post hoc comparison test)을 실시하였다(Table 4). Surefil의 중합 수축량이 가장 작게 나타났고 Definite과 Z-250과 P-60과 Admira는 통계적으로 같은 양의 중합수축량을 나타냈으며 Denfil은 가장 높은 양의 중합수축량을 나타냈다. Fig. 2은 20초의 광조사시간 처치시의 체적 중합수축량의 그래프이며 Fig. 3는 40초 광조사 시간 처치시의 체적 중합수축량의 그래프이며 Fig. 4은 60초 광조사 시간 처치시의 체적 중합수축량의 그래프이며 Fig. 5는 처치의 구분 없는 전체의 재료별 체적 중합수축량의 그래프이다.

P-60은 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 세 번째 동일 소그룹에는 20초부터 80초까지의 체적중합수축량이 포함되었다. 즉 20초부터 통계적으로 유의한 중합수축량의 차이가 없었다.

Surefil은 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량

Table 3. Variance Analysis of Volumetric Contraction Shrinkage after 80 Seconds with Various Curing Times

분산원	제곱합	자유도	제곱평균	F	p
재료	101.69	5	20.34	93.48	0
중합 시간	0.35	2	0.17	0.8	0.45
재료×중합 시간	1.73	10	0.17	0.79	0.63
오차	15.66	72	0.22		
총	119.42	89			

Table 4. 95% Scheffe Test of Volumetric Contraction Shrinkage of Various Materials

재료	표본수	집단군		
		1	2	3
Surefil	15	0.88		
Definite	15	2.74		
Z-250	15	3.05		
P-60	15	3.08		
Admira	15	3.26		
Denfil	15	4.48		
유의확률		1.00	0.11	1.00

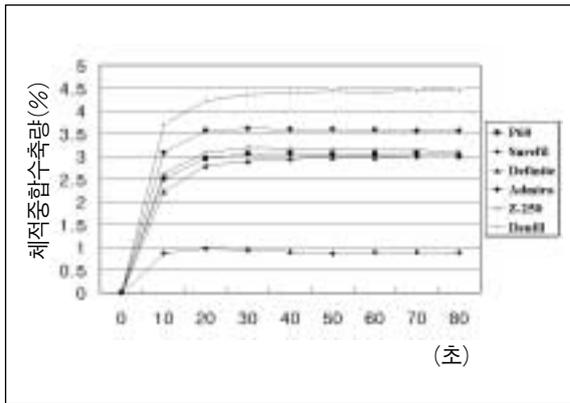


Fig. 2. Volumetric Contraction Shrinkage at Curing Time of 20 Seconds

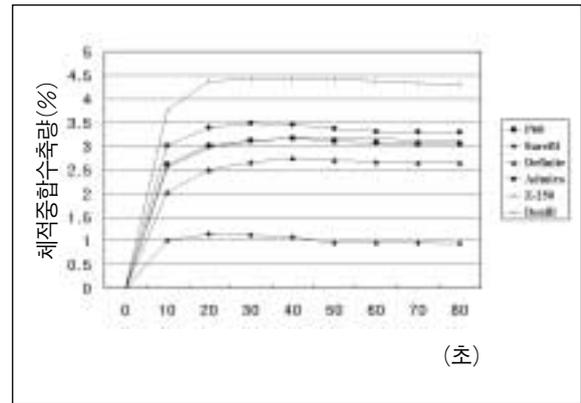


Fig. 3. Volumetric Contraction Shrinkage at Curing Time of 40 Seconds

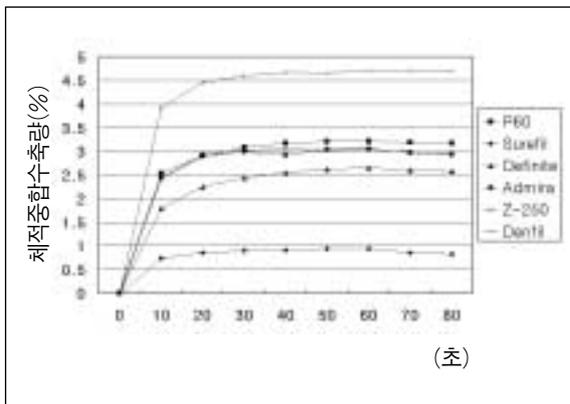


Fig. 4. Volumetric Contraction Shrinkage at Curing Time of 60 Seconds

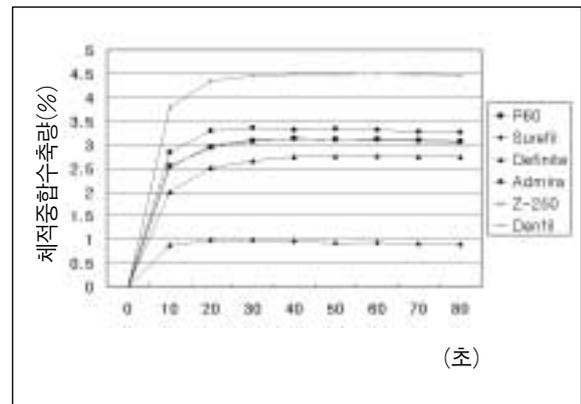


Fig. 5. Volumetric Contraction Shrinkage of Various materials Regardless of Curing Times

Table 5. Volumetric Contraction Shrinkage of Various Materials with Time (Standard Deviation)

단위(%)

	P-60	Surefil	Definite	Admira	Z-250	Denfil
0초	-1.30E-02 (-2.30E-02)	-2.80E-02 (-2.50E-02)	-3.50E-02 (-3.40E-02)	-2.10E-02 (-2.20E-02)	-2.90E-02 (-3.40E-02)	-3.20E-02 (-2.80E-02)
10초	2.55(.11)	.87(.33)	2.01(.30)	2.84(.64)	2.53(.13)	3.79(.30)
20초	2.95(.15)	.99(.43)	2.51(.34)	3.30(.68)	2.98(.15)	4.35(.38)
30초	3.09(.20)	.98(.45)	2.66(.33)	3.36(.70)	3.10(.16)	4.46(.44)
40초	3.14(.23)	.96(.45)	2.75(.33)	3.32(.73)	3.13(.17)	4.49(.48)
50초	3.12(.28)	.92(.43)	2.76(.35)	3.34(.65)	3.12(.17)	4.50(.50)
60초	3.11(.28)	.93(.43)	2.76(.35)	3.32(.65)	3.11(.16)	4.50(.50)
70초	3.10(.31)	.90(.43)	2.75(.38)	3.28(.65)	3.09(.18)	4.49(.57)
80초	3.08(.35)	.88(.43)	2.74(.38)	3.26(.65)	3.05(.18)	4.48(.60)

에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초부터 80초까지의 체적 중합수축량이 포함되었다. 즉 10초부터 통계적으로 유의한 중합 수축량의 차이가 없었다.

Definite는 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 세 번째 동일 소그룹에는 20초부터 80초까지의 중합 체적 중합수축량이 포함되었다. 즉 20초부터 통계적으로 유의한 중합 수축량의 차이가 없었다.

Admira는 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초부터 80초까지의 체적 중합수축량이 포함되었다. 즉 10초부터 통계적으로 유의한 중합 수축량의 차이가 없었다.

Z-250은 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 세 번째 동일 소그룹에는 20초부터 80초까지의 체적 중합수축량이 포함되었다. 즉 20초부터 통계적으로 유의한 중합 수축량의 차이가 없었다.

Denfil은 시간경과에 따라 10초 간격의 체적 중합수축량에 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 95% Scheffe test로 사후비교분석 실시한 후 동일 소그룹으로 분류하였을 때 첫 번째 동일 소그룹에는 0초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 두 번째 동일 소그룹에는 10초에서의 체적 중합수축량이 포함되었고 세 번째 동일 소그룹에는 20초부터 80초까지의 체적 중합수축량이 포함되었다. 즉 20초부터 통계적으로 유의한 중합 수축량의 차이가 없었다.

IV. 총괄 및 고안

중합수축의 측정방법은 mercury dilatometer⁹⁾, water dilatometer^{10,11)}와 density bottle¹²⁾과 LVDT transducer^{13,14)} 등이 있다. 수은이나 물을 이용한 dilatometer의 경우¹⁵⁾ 시간과 노력이 많이 들고 특히 온도에 민감한 반응을 보이기 때문에 정확한 측정을 위해서는 완벽한 실험실 환경과 많은 노력이 필요하며, 비중을 이용하는 방법은 중합이

이루어 질 때까지 재료를 액체에 담가두는 과정에서 중합이 덜 된 재료에 흡수되는 액체의 양에 의하여 전체적인 중합수축이 영향을 받을 수 있는 문제점이 있다. 온도에 대해 민감성의 불편을 없앤 LVDT transducer는 커버 덮개의 굴곡을 LVDT transducer를 통해 측정하여 중합 수축을 결정한다. 그러나 이 방법은 표본의 기하학적 형태에 따라 수치가 선형수축량의 한배에서 선형수축량의 세배까지도 측정될 수 있는 불안정성의 문제점을 가진다고 보고되었다¹⁶⁾. 본 연구에서 사용된 linometer는 de Gee¹⁴⁾ 등의 설계를 기초로 하여 제작된 것이다. 이 방법은 선수축량을 측정하는 것으로 시편을 담은 디스크와 시편 사이에서 발생하는 응력 등에 의한 영향을 받을 수 있는 등의 한계를 가지고 있어서 절대적인 중합부피의 측정량을 측정하기에는 어려움이 있지만 재료간의 상대적인 비교를 위해서는 매우 간단하고도 정확한 방법으로 평가되고 있다¹⁷⁾. Dilatometer는 용액에서 일어나는 부피의 변화를 기록하는 것이며¹⁸⁾ Linometer는 aluminum과 glass 표면을 분리제를 도포함으로써 표본과 접촉시키지 않고 한 방향으로 체적의 변화가 일어나도록 한다. 본 연구에서는 디스크와 시편사이에서 발생할 수 있는 응력을 일정하게 조절하기 위하여 플라스틱 mold를 사용하여 항상 동일한 양을 시적 하였고 모든 재료에서 동일한 조건으로 분리제를 도포하여 aluminum disk와 cover glass를 분리시키는 노력을 하였다.

Linometer에 놓이는 표본의 크기를 직경을 3~8 mm, 두께를 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm로 하여 두께와 직경이 선형수축량에 미치는 영향에 대해 분석한 연구 결과, 이 범위에서 두께와 직경 각각이 선형수축량에 수치에 상관관계가 없다고 보고된 바 있어¹⁴⁾ 본 실험에서 그 범위에 준하도록 표본의 직경을 5.5 mm로 하였고 두께는 1.6 mm로 하였다.

화학 중합형 레진에 있어서는 15분 정도까지 초기 수축이 일어나며 광중합형 레진에 있어서는 60초까지 초기 수축이 일어난다고 보고되고 있다¹⁹⁾. 본 실험에서는 80초까지의 중합수축을 측정하여 초기의 중합수축량을 비교하였다.

중합수축은 단량체의 van der Waals 힘과 이중 공유결합으로 분자들 간에 0.3-0.4 nm의 간격에서 중합반응으로 인하여 단일 공유결합의 중합체로 전환되어 분자들 간에 0.15 nm의 간격으로 가까워지면서³⁾ 일어나는 부피의 감소에 의해 발생한다.

중합수축에 영향을 미치는 요인으로는 첫 번째, 중합을 거치는 단량체의 크기로, 중합이전의 분자가 크면 단량체의 부피가 동일하다고 하였을 때 더 낮은 중합수축을 나타내게 된다²⁰⁾. 두 번째 요인으로는 무기질 filler의 부피비이다²¹⁾. Filler의 함량이 클수록 중합수축이 낮아진다. 이러한 관계는 filler의 함량이 커서 점성이 증가되어 진흙과 같은 점성일 때까지만 성립되며 filler 함량이 커지면, 희석 단량체 즉

크기가 작은 단량체들이 첨가되어야 다루기 좋은 물성을 가지게 된다. 세 번째 요인으로는 희석 단량체의 농도로, Asmussen²²⁾ 등은 중합수축이 filler의 함량보다는 희석 단량체의 농도에 의해 영향을 많이 받는다고 보고하였다.

본 연구에서 Surefil이 가장 낮은 80초까지의 수축량을 나타냈고 Definite과 Z-250, P-60과 Admira는 통계적으로 동일한 중합수축량을 보였고 Denfil은 가장 높은 중합수축량을 나타냈다($p < 0.05$). Surefil은 urethane modified Bis-GMA을 matrix로 사용하고 filler로는 silica가 입혀진 세가지 다른 크기의 barium fluoro alumino borosilicate glass(0.04 -10.0 μm)가 포함되어 있다. Filler의 함량은 82%이며 가압 충전시 크기가 큰 입자가 크기가 작은 입자를 기계적으로 맞물리게 함으로써 아말감과 비슷한 느낌과 저항감을 갖도록 제작되어 있다. 이를 interlocking particle technology(IPT)^{23,24)}라 하며, 이러한 filler와 기질의 결합은 Surefil로 하여금 중합수축을 줄이는데 기여했을 것이라고 사료된다. 그러나 이러한 변형에 저항하는 성질이 수축 응력의 축적을 증대시킬 수도 있을 것이라 사료된다.

Ormocer는 polymer 성분과 glass 성분을 가지는 새로운 물질로 glass같은 강도를 가지고 있으며 플라스틱과 같은 성질도 함께 가진다. Ormocer는 기존의 단량체 체계 대신에 ethane-와 thioether(-meth)acrylate alkoxy silane을 sol-gel 전구체로 사용하여 무기질 유기질 복합체인 ormocer를 합성한다. Silane의 alkoxy silyl기가 가수분해와 중합과정을 거쳐 inorganic Si-O-Si 골격을 이루게 하며 (meth)acrylate group은 유기적인 중합을 가능하게 한다²⁵⁾. SiO₂의 골격이 중합된 사슬내부에 존재하는 형태를 가짐으로써 기존의 복합레진 같이 충전입자로서 존재하는 것이 아니라 중합을 일으키는 단량체 내부에 SiO₂의 연속적인 사슬이 형성되며 중합체 내부에 벌집모양의 구조를 형성해서 중합반응에 생길 수 있는 중합수축에 저항하게 된다. 이러한 성질 때문에 수축량은 1.88%로 기존의 다른 복합레진에 비해 중합수축이 매우 낮다고 보고하고 있다²⁶⁾. 그러나 본 실험에서는 ormocer인 Admira와 Definite은 기존의 복합레진인 Z-250와 P-60과 통계적으로 같은 양의 중합수축량을 보였으며 Surefil 보다는 크고 Denfil 보다는 작은 수축량을 보였다($p < 0.05$). SiO₂골격이 포함된 큰 분자량을 가진 단량체임에도 불구하고 다른 복합레진 P-60과 Z-250와 통계적으로 동일한 중합 수축량을 나타냈다.

광조사 시간 즉 20초, 40초 와 60초 광조사 처치에 따라 재료별 80초까지의 중합수축량에는 유의한 차이가 없었다. 광중합 20초동안 대부분의 수축이 일어나며 수축응력이 축적되는 중요한 시간이 초기 20초라고 보고되었다²⁶⁾. 본 실험에서도 모든 재료에 있어서 대부분의 수축은 광조사 초기 20초 동안 일어났다. 그러므로 20초, 40초, 60초 광조사에 따른 80초까지의 중합수축량에 유의적인 차이가 없었다.

복합레진 기질의 중합은 viscous-plastic phase에서 rigid-elastic phase의 전환이 있는 젤화를 야기한다. Gel point는 물질이 중합 수축을 보상할 만한 viscous flow를 제공하지 못하는 지점으로 정의된다. Gel point 이전에 일어나는 중합수축은 단량체와 중합체가 흐름성이 있으므로 결합되지 않은 부분에서부터 복합레진의 분자들이 움직일 수 있어 보상된다. 젤화 이후에는 보상이 불가능해지므로 수복물에 수축응력이 쌓이게 된다²⁵⁾. 수축응력은 수축이 방해되고 재료가 단단해져서 원래의 부피를 보상할 수 있는 충분한 plastic flow가 일어날 수 없을 때 일어난다. 복합레진이 와동에 접촉되어 있을 때 부피수축의 방해와 증가되는 탄성계수로 인하여 응력이 유발된다. 중합초기에 강도가 약하고 탄성한계도 낮아서 분자들의 이동과 재배치가 가능하여 우수한 유동성으로 인해 중합수축으로 형성된 응력이 완화될 수 있어 레진과 치질의 접촉에 손상을 주지 않는다. 그러나 중합이 진행되면 유동성이 감소하고 탄성계수가 증가하여 응력이 완화 될 수 없으므로 접촉의 실패를 가져올 수 있다²⁷⁾. 중합 수축응력에 영향을 미치는 요인으로는 중합수축의 양, 중합수축의 속도, 탄성률, 중합초기에는 복합레진의 흐름성, 중합의 속도 등이 있다²⁸⁾.

수축응력을 보상하는 방법에는 여러 가지가 있다. 첫째는 수복물의 디자인을 통한 방법이다. 수복물이 치아에 접촉하는 접촉면이 적으면 적을수록 수축을 자유롭게 할 수 있으므로 접촉면을 줄이는 설계로 수축응력을 줄일 수 있다. 두 번째 방법은 lining을 통한 방법이다. 와동의 면이 좋지 않은 configuration factor를 가질 때 탄성력이 있는 층이 제공되면 접촉면으로 부터의 자유가 허용된다. 또한 lining은 접촉 계면에 응력이 끌고루 분산 되도록 한다. 세 번째는 광조사의 조절을 통해 가능하다. 중합반응의 속도를 줄임으로써 와동과 수복물간의 계면에 손상을 줄일 수 있다. 초기 중합반응의 지연은 복합레진 내부에서 점성흐름이 일어나 수축을 보상하는 시간을 연장시킴으로써 응력 발생을 지연시키고 또한 발생될 응력을 감소시킨다. 따라서 중합반응 속도의 조절은 복합레진 수복물의 중합수축 응력 감소에 중요한 영향을 미친다²⁹⁾.

본 연구에서 모든 재료는 20초 이전에 대부분의 수축이 일어났으며 P-60, Definite, Z-250과 Denfil은 20초부터 통계적으로 유의한 수축량의 변화가 없으며 Surefil과 Admira는 10초부터 통계적으로 유의한 수축량의 변화가 없었다. 20초부터 통계적으로 유의하게 수축량의 변화가 없는 P-60, Definite과 Z-250은 10초부터 통계적으로 유의하게 수축량의 변화가 없는 Surefil과 Admira보다 중합수축의 속도가 느리다는 것을 의미한다. P-60, Definite, Z-250과 Denfil이 Surefil과 Admira과 다른 조건이 동일하다고 한다면 수축응력이 상대적으로 작게 축적되어 수축 응력의 축적의 부분에서는 더 유리하다고 할 수 있다.

본 연구에서는 linometer를 사용하여 재료가 접촉되지 않은 자유로운 상태에서 여러 복합레진과 ormocer의 중합수축량을 연구하여 중합수축 응력에 미치는 영향을 간접적으로 분석하였는데, 재료가 치아에 접촉되었을 때의 중합수축이 직접적으로 치아의 중합수축 응력에 미치는 영향에 대해 계속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

기존의 복합레진과 새로운 종류의 기질을 가진 ormocer의 중합수축을 여러 가지 광조사 시간에 따라 linometer를 이용하여 측정된 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 재료는 20초 이전에 대부분의 수축이 일어났으며 P-60, Definite, Z-250은 20초부터 통계적으로 유의한 수축량의 변화가 없으며 Surefil과 Admira는 10초부터 통계적으로 유의한 수축량의 변화가 없었다.
2. 재료에 따라 80초까지의 중합수축량이 유의한 차이를 보였으며($p < 0.05$), 광조사 시간에 따라서는 유의한 차이를 보이지 않았으며 재료와 광조사간의 상호작용도 80초까지의 중합수축량에 유의한 영향을 미치지 않았다.
3. Surefil이 80초까지의 중합수축량이 가장 낮게 나타났으며 Definite과 Z-250, P-60과 Admira는 통계적으로 동일한 중합수축량을 보였고 Denfil은 가장 높은 중합수축량을 나타냈다($p < 0.05$).

본 연구에서는 재료들의 중합수축량을 측정하여 중합수축응력에 미치는 영향을 간접적으로 분석하였는데 이러한 재료들의 수축응력의 직접적인 측정과 연구가 계속적으로 필요하다고 사료된다.

참고문헌

1. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas W and Poort HW Effects of polymerization contraction in composite restorations *J Dent* 20:178-182, 1992.
2. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM and Helwig E Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials *Dent Mater* 11:359-389, 1995.
3. Tobolsky AV, Leonard R and Roexer GP Use of polymerizable ring compounds in constant volume polymerizations *J Polm Sci* 3:604-611, 1948.
4. Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL Curing contraction of composites and glassionomer cements *J Prosthet Dent* 59:297-300, 1988.
5. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M and Pashley DH A review of polymerization contraction The influence of stress development versus stress relief *Oper Dent* 21: 17-24, 1996.
6. Suliman AA, Boyer DB and Lakes RS Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage *Dent Mater* 9:6-12, 1993.
7. Hickma J and Jacobsen PH Finite element analysis of

- dental polymeric restorations *Clin Mater* 7:39-46, 1991.
8. Degussa dental research technical manual of Definite Sep 1998 Unpublished paper
9. Iga M, Takeshige F, Ui T, Torii M and Tsuchitani Y The relationship between polymerization shrinkage and the inorganic filler content of light-cured composites *Dent Mater J* 10:38-45, 1991.
10. Bandyopadhyay S A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials *J Biomed Mat Res* 16:135-44, 1982.
11. Hay JN and Shortall AC, Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins *J Dent* 16:172-6, 1988.
12. Patel MP, Braden M and Davy KWM Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomater* 8:53-79, 1991.
13. Watts DC, Cash AJ Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development *Dent Mater* 7:281-7 Oct, 1991.
14. de Gee AJ, Feilzer AJ and Davidson CL True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer *Dent Mater* 9:11-14, 1994.
15. Smith DL and Schoonover IG Direct filling resins dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption *JADA* 46:540-44, 1953.
16. Feilzer AJ, de Gee AJ and Davidson CL Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers *J Dent Res* 86:48-50, 1989.
17. 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.
18. Miki IGA, Fimio T, Takashi U, Mitsuo Y and Yasushiko T The relationship between polymerization shrinkage measured by a modified dilatometer and the inorganic filler content of light-cured composites *Dent Mater J* 10(1):38-45, 1991.
19. Dauviller B, Aarnts M and Feilzer AJ Developments in shrinkage control of adhesive restoratives *J Esthet Dent* 12:291-299, 2000.
20. Venhoven BA, de Gee AJ, and Davidson CL Polymerization contraction and conversion of light-curing Bis-GMA based methacrylate resins *Biomater* 14:871-75, 1993.
21. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H and Moore BK Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine *J Dent* 19:301-3, 1991.
22. Asmussen E Composite restorative resins. Composition versus wall to wall polymerization contraction *Acta Odontol Scand* 33:337-44, 1975.
23. Perry R, Kugel G and Leinfelder K One year clinical evaluation of Surefil packable composite *Compend Contin Educ Dent Jun*:20(6):544-550, 552-553, 1999.
24. Chen HY, Manhart J, Hickel R and Kunzelmann K-H Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins *Dent Mater* 17: 253-259, 2001.
25. Freedman G Condensable composites: the new paradigm in amalgam alternatives *Dent Today* 17(10):72-74, 1998.
26. Davidson CL, and de Gee AJ Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites *J Dent Res* 63:146-148, 1984.
27. Koran P and 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.

28. Dennison J, Yaman P, Seir R and Hamilton J Effect of variable light intensity on composite shrinkage

Prosthet Dent 84:499-505, 2000.

29. Davidson CL and Feilzer AJ Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-base restoratives *J Dent* 25:435-440, 1997.

조 용 범

단국대학교 치과대학 교수

충남 천안시 신부동 단국대학교 치과대학 보존과

Tel : 041)550-1966 Fax : 041)550-1963

E-mail : raindrop@dku.edu