

치과용 레진 시멘트의 중합 수축률 특성에 관한 연구

김태훈¹ · 양재호² · 이재봉² · 한중석² · 김성훈^{2*}

¹서울대학교 치의학대학원, ²서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실

연구 목적: 치과용 레진시멘트의 중합 수축은 수복물이 치아에 정확하게 합착되는 것을 방해하고, 내부 응력의 원인이 되어 치아에 여러 문제점을 일으킬 수 있다. 이러한 임상적인 문제점을 줄이기 위해서 사용하는 치과용 레진시멘트의 중합 수축률에 대해 아는 것이 중요하다. 본 연구에서는 상업적으로 이용되고 있는 몇 가지 레진시멘트의 시간에 따른 중합 수축률을 측정, 서로 비교하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 3종류의 자가 중합형 레진시멘트(Fujicem, Superbond, M bond)와 3종류의 이원 중합형 레진시멘트(Maxcem, Panavia F, Variolink II) 별로 각각 5개의 시편을 이용하였다. 각 재료의 중합 수축률은 Bonded disk method를 이용하여 측정하였다. 안쪽 직경 16 mm, 두께 1 mm의 동으로 제작된 링을 유리판(74 mm × 25 mm × 3 mm) 위의 중앙에 위치시켜 부착하고, 그 유리판 중앙에 실험 재료를 구 형태로 만들어 올리고, 다른 유리판으로 눌러서 원판 형태(직경 8 mm, 두께 1 mm)의 시편을 제작하였다. 시편의 중합 수축률은 재료가 중합이 시작된 후 120분 동안, 23℃에서 측정하였다. 시간에 따른 수축량에 대한 kinetics curve를 얻고, 각 실험 재료의 수축률의 평균값(%)과 표준편차를 구한 뒤, one-way ANOVA 및 Scheffe post hoc test를 유의수준 0.05에서 처리하여 그 결과 값을 비교하였다.

결과: 1. 실험에 사용된 Fujicem, Maxcem, M bond, Panavia F, Superbond, Variolink II 은 중합이 시작된 120 분 후의 중합 수축률이 각각 3.72 %, 4.19 %, 4.13 %, 2.44 %, 7.57 %, 2.90 %의 값을 보였다.

2. Panavia F가 중합 수축률이 가장 작았고, Superbond가 중합 수축률이 가장 컸다 ($P < .05$).

3. Maxcem 과 M Bond 간에는 유의한 차이가 없었다 ($P > .05$).

4. 6종류의 레진 시멘트에서 90% 이상의 대부분의 수축은 중합이 개시된 30분 내에 거의 일어났다.

결론: 자가 중합형 레진시멘트의 혼합 후 나타나는 중합 수축이 이원 중합형 레진시멘트보다 천천히 일어나지만, 혼합 120분 뒤의 중합 수축은 이원 중합형 레진 시멘트보다 유의할 정도로 높았다. 치과용 레진시멘트의 중합 수축은 혼합한 후 30 분내에 대부분 일어난다. (대한치과보철학회지 2010;48:55-60)

주요어: 중합 수축률, 레진 시멘트, Bonded disk method

서론

치과에서 사용되는 많은 레진은 중합 과정 동안 어느 정도 부피적인 수축을 한다.^{1,3} 이 중합 수축은 Van der Waals force에 의한 free monomer 간의 약한 결합이 공유 결합에 의한 강한 결합으로 바뀌면서 생긴 monomer 간의 거리 차이에 의해서 발생한다.⁴ 이때 생기는 중합 수축은 레진 시멘트의 경우에는 수복물이 치아에 정확하게 합착되는 것을 방해하고, 또한 레진 시멘트 내부의 응력 원인이 된다.⁵ 레진 시멘트의 중합 수축으로 인해서 치아와 수복물 사이에 미세한 틈이 있을 경우 그 사이에 타액과 음식물 등이 들어갈 수 있고, 세균이 기생할 수 있고, 이로 인해서 치아우식 등 치아에 여러 문제점이 일어날 수 있다.^{6,9} 또한 치태가 쌓이는 원인이 되어 치아 주위 조직에 자극을 줄 수 있다. 결과적으로 치아와 치주건강에 손상 등 해로운 영향을 줄 수 있다.⁵ 그러므로 이러한 임상적인 문제점을 줄이기 위해서는 적절한 중합 수축률을 보이는 레진 시멘트를 선택해야 하며, 이런 선택을 하기 위해서는 사용하는 여러 치과용 레진

시멘트의 중합 수축 양에 대해 아는 것이 중요하다.

레진의 중합 수축률을 측정하기 위한 다양한 방법들로 Mercury 또는 water dilatometer,¹⁰⁻¹⁴ pycnometer⁹, 상 분석 (Image analysis)¹⁵, 부피 수축률 측정 (Volume shrinkage measurement)⁴, 선 수축률 측정 (Axial shrinkage measurement)⁸, 순수 선 수축률 측정 (true linear shrinkage measurement)¹⁶ 등이 이용되고 있다. 이러한 방법들 중에서 선 수축률 측정 (axial shrinkage measurement)에 Bonded-disk method¹⁷가 사용된다. 이 방법에 의해 측정된 선 수축률의 값은 부피 수축률의 값과 거의 같다.^{16,18} 이것은 얇은 disk의 아래 부분의 수축률 ϵ_x , ϵ_y 로 이루어진 면 수축률 값이 거의 0에 가까워서 상수로 주어지기 때문이다. 그러므로 ϵ_x 의 선 수축률이 부피 수축률과 같게 되어 volume shrinkage measurement와 동일한 결과를 얻을 수 있어서 널리 사용되고 있다.

본 연구의 목적은 상업적으로 이용되고 있는 몇 가지 레진 시멘트의 시간에 따른 중합 수축률을 Bonded-disk method를 이용하여 측정, 서로 비교하는 것이다.

*교신저자: 김성훈

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-2661; e mail, ksh1250@snu.ac.kr

원고접수일: 2009년 12월 21일 / 원고최종수정일: 2010년 1월 11일 / 원고채택일: 2010년 1월 15일

연구 재료 및 방법

이 연구에 사용된 치과용 레진 시멘트는 Table I에 나와 있다. 실험에는 3종류의 자가 중합형 레진시멘트 (Fujicem, Superbond, M bond)와 3종류의 이원 중합형 레진시멘트 (Maxcem, Panavia F, Variolink II)가 사용되었다. 모든 재료는 제공된 mixing pad와 spatula를 이용해서 제조사의 지시사항에 따라서 혼합되고 중합되었다. Maxcem과 M bond는 self-mixing tip이 포함되어 있어 따로 혼합할 필요가 없었고, 나머지 4종류의 레진시멘트는 지시사항에 따라 혼합하였다. 각 재료마다 5개의 시편을 만들었다. 각 시편의 크기는 직경 8mm, 두께 1mm이다. 시편은 23℃에서 120분 동안 중합되었다. 모든 재료의 중합수축률 곡선은 Watts와 Cash가 고안한 Bonded disk method로 측정했다.^{5,17} 이 장치는 Linear Variable Displacement Transformer (LVDT, GT2000, RDT Electronics Ltd, Wolverhampton, UK)를 고정할 수 있는 알루미늄 스탠드와 수평테이블로 구성되었으며, 40mm 직경의 brass anvil이 수평테이블의 아래에 위치한다. 시편은 황동 링 (안쪽 직경 16mm, 두께 1mm)이 중앙에 부착된 특수 제작된 유리판 (74mm × 25mm × 3mm) 위에 위치시킨다. 유리판 중앙에 레진 시멘트 재료를 구 형태로 만들어 올리고, 그 위에 25mm × 25mm × 0.1mm 크기의 현미경용 커버 글라스를 덮고, 다른 유리판으로 눌러서 원판 형태 (직경 8mm, 두께 1mm)의 시편을 제작하였다 (Fig. 1). 커버 글라스는 시편이 중합 수축되는 동안 변위된다. 커버 글라스의 중앙에 Linear Variable Displacement Transformer

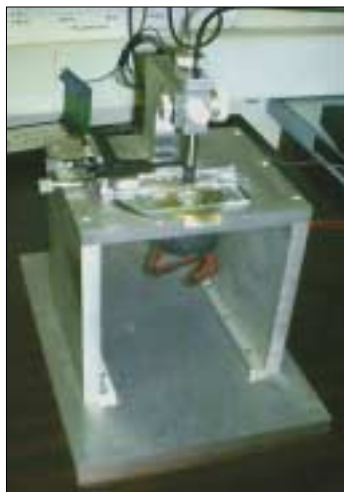


Fig. 1. Bonded-disk apparatus.

Table I. Dental resin cement investigated in this study

Material	Lot no.	Characteristics	Manufacturer
Fujicem	LOT0612081	self-cure	GC Corporation, Tokyo, Japan
M bond	X764847	self-cure	Tokuyama Dental Corporation, Yokyo, Japan
Superbond	RE1	self-cure	SUN MEDICAL CO. Shiga, Japan
Maxcem	2919498	dual-cure	Kerr, Danbury, CT, USA
Panavia F	51181	dual-cure	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan
Variolink II	K03291, K04431	dual-cure	Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein

(LVDT, GT2000, RDT Electronics Ltd, Wolverhampton, UK)를 위치시키고, 레진 시멘트의 중합 수축으로 인한 변위를 민감도 0.1 μ m의 LVDT로 측정했다. 시편을 혼합하고 난 후 120분 동안의 중합 수축률의 변화를 LVDT에 의해서 전압 단위로 측정했다. 측정된 데이터는 signal conditioning unit (Type E307-3, RDP, Electronics, Wolverhampton, UK)와 Picolog software (Version 5.03.2, Pico Technology Ltd, St Neots, Cambridgeshire, UK)로 전송되었으며, 커버 글라스의 변위 (선수축량: $\Delta L_0 - L$, L_0 는 시편의 처음 두께, L 은 시편의 최종 두께)는 Fig. P software (The Scientific Fig. Processor, Version 2.98, Fig.P Software Corporation, Durham, NC, USA)에 의해서 변위/전압 (3.4×10^{-6} mm/mV)의 비로 얻어진다. 커버글라스의 변위 (L_0)는 L 로 나누어지고 100이 곱해져서 시간에 대한 수축률(%)을 구하였다.

통계 분석은 통계 소프트웨어 (SPSS 12.0, SPSS Inc., IL, USA)를 이용해서 one-way analysis of variance (ANOVA) 및 Scheffé post hoc test로 하였다. 검정은 유의수준 0.05로 하였다.

결과

연구에 사용된 레진 시멘트의 중합 수축률 곡선은 Fig. 2-7과 같다. 중합 수축률 평균값(%)과 표준편차는 Table II에 나타내었다.

시간에 따른 중합 수축률 곡선을 보면 레진 시멘트를 혼합한 때부터 120분까지 중합 수축률이 계속 증가하는 것을 알 수 있

Table II. Mean values (%) and standard deviations of polymerization shrinkage strain of the dental resin cements investigated in this study

Material	1 min	5 min	10 min	30 min	60 min	120 min
Fujicem	0.06 (0.04)	2.46 (0.11)	3.06 (0.04)	3.42 (0.03)	3.58 (0.02)	3.72 (0.01)
M bond	0.03 (0.04)	3.75 (0.10)	3.90 (0.11)	4.02 (0.07)	4.08 (0.07)	4.13 (0.08)
Superbond	0.09 (0.04)	0.32 (0.04)	2.09 (0.24)	6.87 (0.26)	7.29 (0.28)	7.57 (0.28)
Maxcem	2.50 (0.20)	3.21 (0.12)	3.47 (0.11)	3.85 (0.11)	4.04 (0.12)	4.19 (0.13)
Panavia F	1.59 (0.10)	1.94 (0.07)	2.04 (0.08)	2.21 (0.10)	2.33 (0.11)	2.44 (0.13)
Variolink II	2.39 (0.02)	2.65 (0.01)	2.69 (0.01)	2.79 (0.02)	2.85 (0.02)	2.90 (0.02)

다. 1분 경과 후에 Fujicem, M bond, Superbond의 중합 수축률은 0.03 - 0.09 %의 범위를 보이고, Maxcem, Panavia F, Variolink II의 중합 수축률은 1.59 - 2.50 %의 범위를 보였다. 5분 경과 후, Superbond (0.32%)가 가장 낮은 값을 M bond (3.75%)로 가장 높은 값을 보였다. 10분 경과 후, Panavia F (2.04%), Superbond (2.09%)의 경우 낮은 값을, M bond (3.90 %)가 가장 높은 값을 보였다. 30분 경과 후, Panavia F (2.21%)가 가장 낮은 값을 Superbond (6.87 %)가 가장 높은 값을 보였다. 60분 경과 후, Panavia F (2.33%)가 가장 낮은 값을 Superbond (7.29%)가 가장 높은 값을 보였다. 120분 경과 후, Panavia F (2.44%)가 가장 낮은 값을 Superbond (7.57%)가 가장 높은 값을 보였다.

중합 수축률 곡선을 살펴보면 자가 중합형 레진 시멘트인 Fujicem, M bond, Superbond의 경우 1분 정도 경과 후에는 중합 수축이 아직 많이 일어나지 않아서 곡선의 경사가 거의 없는 구간으로 시작하고, 수분 정도 경과 후에도 중합 수축이 서서히 진행되어 곡선의 경사가 이원 중합형 레진 시멘트보다 상대적으로 완만했다. 특히 Superbond의 경우 중합 수축이 빠르게 일어나지 않고 30분 정도까지 다른 레진 시멘트보다 완만한 곡선을 보였다. 반면에 이원 중합형 레진 시멘트인 Maxcem, Panavia F, Variolink II의 경우, 측정 즉시 곡선의 기울기가 급하게 증가하고 30분 정도 경과 후에는 기울기의 증가가 거의 없이 평탄한 곡선을 보였다.

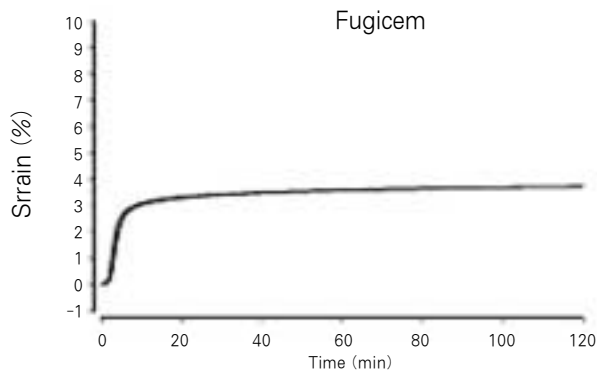


Fig. 2. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of Fujicem.

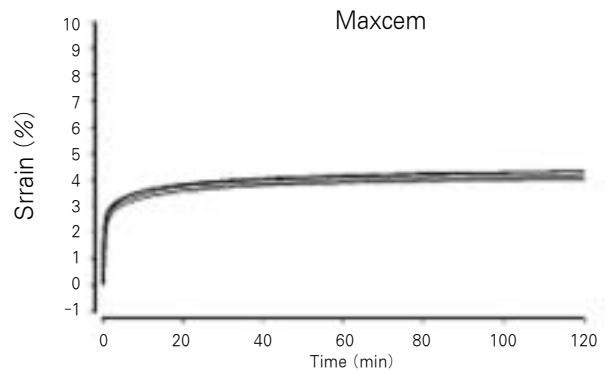


Fig. 3. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of Maxcem.

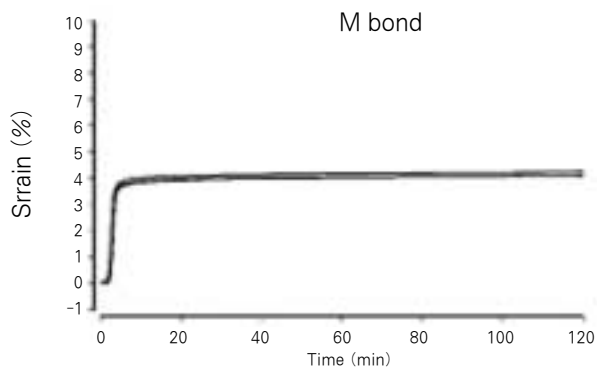


Fig. 4. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of M bond.

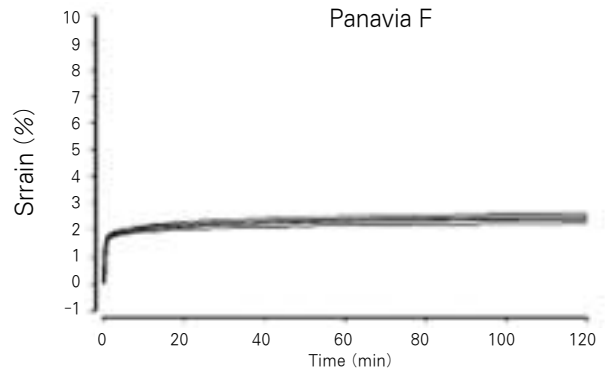


Fig. 5. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of Panavia F.

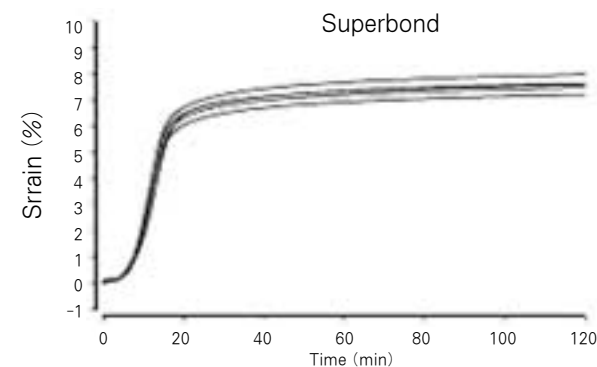


Fig. 6. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of Superbond.

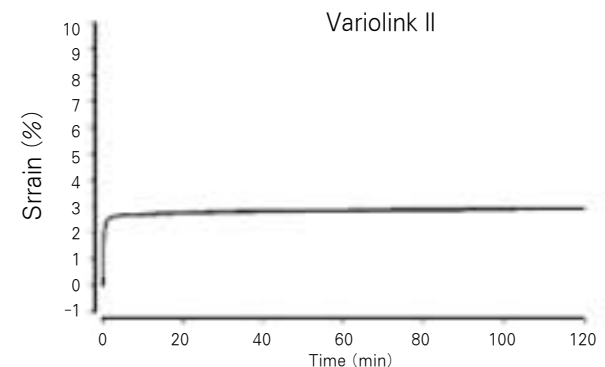


Fig. 7. Polymerization shrinkage-strain kinetic curve of Variolink II.

One-way ANOVA 에서 실험한 6개 레진시멘트의 중합수축률의 차이가 있었지만 ($P < .05$), multiple comparison Sheffe test 에서는 120분 경과 후, Maxcem과 M bond 간의 중합수축률 차이는 유의한 수준은 아니었다 ($P > .05$). 1분 경과 후, Fujicem, M bond, Superbond 3 종류의 자가 중합형 레진 시멘트의 간의 중합 수축률 차이는 유의한 수준은 아니었고, Maxcem과 Variolink II 간의 중합 수축률 차이도 유의한 수준이 아니었다 ($P > .05$). 5분 경과 후, Fujicem과 Variolink II 간의 중합 수축률 차이는 유의한 수준이 아니었다 ($P > .05$). 10분 경과 후, Panavia와 Superbond 간의 중합 수축률 차이는 유의한 수준이 아니었다 ($P > .05$). 30분과 60분 경과 후, Maxcem과 M bond 간의 중합 수축률 차이는 유의한 수준이 아니었다 ($P > .05$).

고찰

본 논문은 중합 수축률을 측정하기 위해서 Watts와 Cash가 고안한 Bonded-disk method^{8,12}를 사용했다. 다른 이들의 실험에서는 Bonded-disk method 이외에도 수은 dilatometry나 water dilatometry를 이용한 많은 방법이 사용되었다.^{10,14} 그러나 dilatometry는 실험을 진행하는 동안의 주위 온도에 민감하다는 단점이 있다. Dilatometer 안의 medium의 부피는 medium의 온도가 높아지면 증가될 수 있다. 이것은 실험 재료의 부피 수축률을 감소시키는 결과를 가져온다.¹⁹ 그리고, 낮은 점성을 갖는 레진이나 광중합 콤포짓 레진의 경우 dilatometry로 측정하는데 어려움이 있다.^{20,21} Bonded disk method는 해로운 수은이나 물을 사용하지 않고, 복잡한 장비 없이 정확한 측정을 할 수 있다. 작동은 매우 간단하고, 주위 온도에 영향을 받지 않는다. 모든 종류의 레진 실험에 사용될 수 있고, 지속적이고 재현 가능한 결과를 얻을 수 있다. dilatometry가 부피 수축률을 측정하는데 비해서, Bonded disk method는 길이 수축률을 측정한다. 시료의 중합이 진행되면서, cover-slip의 중앙부위가 아래로 내려가고 이러한 수축을 측정하게 된다. Bonded-disk method에 의한 선 수축률의 값은 부피 수축률의 값과 거의 같다.^{8,16-18,22} 이것은 얇은 disk의 아래 부분의 수축률, 의 면 수축률 값이 거의 0에 가까워서 상수로 주어지기 때문이다. 그러므로 의 선 수축률이 부피 수축률과 같게 된다.

이 Bonded-disk method는 비록 빠른 경화시간을 갖는 재료의 경우 측정 전에 중합 수축이 일어나서 이로 인한 오차가 있을 수 있다는 단점이 있지만 비교적 정확하게 중합 수축률을 측정할 수 있다고 알려져 있다.^{8,17,22} 최근에는 LVDT를 사용하는 contact-type의 경우에 측정값이 시료의 aspect ratio와 flow에 의존한다는 단점이 있어서 Non-contact type의 displacement sensor (Laser displacement sensor)를 이용하는 순수 선 수축률 측정 (true linear shrinkage measurement) 장치도 이용되고 있다.¹⁶

본 연구에서 1분 경과 후에 Fujicem, M bond, Superbond의 중합 수축률은 0.03 - 0.09%의 범위를 보이고, Maxcem, Panavia F, Variolink II의 중합 수축률은 1.59 - 2.50%의 범위를 보였다. 이러한 결과는 자가 중합형 레진시멘트의 경우 경화하는데 느린 시작

을 보이기 때문인 것으로 보인다. Superbond를 제외한 나머지 5종의 레진시멘트의 경우 경화의 시작이 대부분 5분 이내에 이루어졌으나 Superbond의 경우 5분 경과 후에도 낮은 중합 수축률을 보이는 것으로 보아 다른 레진 시멘트보다 느리게 경화를 시작하는 특성을 갖는 것을 알 수 있었다.

레진 시멘트에서 대부분의 수축은 30분 내에 일어났다. 120분 경과 후 수축률에 대한 30분 경과 후 수축률의 비를 보면 Fujicem (91.9%), Maxcem (91.9%), M bond (97.3%), Panavia F (90.6%), Superbond (90.8%), Variolink II (96.2%)로 90.6 - 97.3%의 범위를 보였다.

중합 수축률 곡선을 살펴보면 자가 중합형 레진 시멘트인 Fujicem, M bond, Superbond의 경우 1분 정도 경과 후에는 중합 수축이 아직 많이 일어나지 않아서 곡선의 경사가 거의 없는 구간으로 시작하고, 수분 경과 후에도 중합 수축이 서서히 진행되어 곡선의 경사가 이원 중합형 레진 시멘트보다 상대적으로 완만했다. 특히 Superbond의 경우 중합 수축이 빠르게 일어나지 않고 30분 정도까지 다른 레진 시멘트보다 완만한 곡선을 보였다. 다른 레진 시멘트들의 경우 5회의 측정 곡선이 거의 일치해 보이는데 비해서 Superbond는 각 곡선의 차이가 두드러져 보였다. 120분 경과 후 중합 수축률도 7.57%로 6종류의 레진 시멘트 중 가장 큰 값을 나타냈다. M bond의 경우 초기에 곡선의 기울기가 급하고 이후 평탄해 지는 특성을 보였다. 나머지 자가 중합형 시멘트보다 비교적 빠르게 대부분의 중합 수축이 일어나고 안정화되는 특성을 보였다. Fujicem의 경우, 초기 10분 정도 급하게 수축이 일어나고, 이후 120분 까지도 서서히 수축이 일어났다. 120분 경과 후 중합 수축률은 3.72%로 자가 중합형 레진 시멘트 중에서는 가장 낮은 값을 보였다. 반면에 이원 중합형 레진 시멘트인 Maxcem, Panavia F, Variolink II의 경우, 측정 즉시 곡선의 기울기가 급하게 증가하고 30분 정도 경과 후에는 기울기의 증가가 거의 없이 평탄한 곡선을 보였다. 자가 중합형 레진의 경우 경화하는데 느린 시작을 보여서 초기에 곡선의 기울기가 없는 구간이 나타나고, 이원 중합형 레진의 경우 화학 중합과 함께 처음 수초 간 광중합이 일어나기 때문인 것으로 보인다.

레진 시멘트의 중합 수축률이 증가하게 되면 수복물과 치아의 정확한 합착이 이루어지지 않게 되고 변연의 부적합을 가져올 수 있다. 잘 맞지 않는 수복물이 치주 조직에 미치는 효과에 대한 여러 연구가 있다.²⁴⁻²⁶ 국소적인 치은 염증이나 증가된 치주낭 깊이, 골 흡수 등의 결과를 가져올 수 있다. 수복물의 변연 부적합과 치은지수 (gingival index) 사이에는 강한 인과 관계가 있고, 치은 연하로 위치한 수복물 변연과 치주 조직 염증 사이에도 강한 인과 관계가 있다고 보고되고 있다.²⁴⁻²⁶

레진 시멘트의 중합 수축률은 사용된 시멘트의 종류는 물론 주위의 온도나 광중합 되는 빛의 종류에 의해서도 달라질 수 있다.^{28,17,24} 따라서 향후 본 연구에서 사용된 치과용 레진 시멘트 6종류 이외에 다른 종류의 치과용 레진 시멘트에 대해서도 연구가 필요하고, 임상적으로 사용되는 레진 시멘트의 중합은

입안에서 이루어지기 때문에 23℃ 이외에 다른 온도에서의 중합 수축률에 대한 연구가 추후 이루어져야 할 것이다.

결론

본 논문을 통해서 다음의 결론을 얻었다.

1. 실험에 사용된 Fujicem, Maxcem, M bond, Panavia F, Superbond, Variolink II은 중합이 시작 된 120 분 후의 중합 수축률이 각각 3.72%, 4.19%, 4.13%, 2.44%, 7.57%, 2.90%의 값을 보였다.
2. Panavia F가 중합 수축률이 가장 작았고, Superbond가 중합 수축률이 가장 컸다 ($P < .05$).
3. Maxcem 과 M Bond 간에는 유의한 차이가 없었다 ($P > .05$).
4. 6종류의 레진 시멘트에서 90% 이상의 수축은 중합이 개시 된 30분 내에 일어났다.

참고문헌

1. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res 1984;63:146-8.
2. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. J Prosthet Dent 1992;68:56-8.
3. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS. Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. J Prosthet Dent 1994;71:7-12.
4. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. J Oral Rehabil 2005;32:304-4.
5. Kim SH, Watts DC. Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials. Dent Mater 2004;20:88-95.
6. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. J Prosthet Dent 1988;59:297-300.
7. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. Dent Mater 1989;5:41-4.
8. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. Dent Mater 1991;7:281-7.
9. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. Dent Mater 1999;15:447-9.
10. Smith DL, Schoonover IC. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. J Am Dent Assoc 1953;46:540-4.
11. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.
12. Dennison JB, Craig RG. Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. J Am Dent Assoc 1972;85:101-8.
13. Bandyopadhyay SA. A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. J Biomed Mater Res 1982;16:135-44.
14. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-bonded restorative materials. Aust Dent J 1983;28:156-61.
15. Suh BI, Feng L, Wang Y, Cripe C, Cincione F, de Rjik W. The effect of the pulse delay cure technique on residual strain in composites. Compendium 1999;20:4-14.
16. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater 1993;9:11-4.
17. Watts DC, Marouf AS. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. Dent Mater 2000;16:447-51.
18. Venhoven BAM, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins. Biomaterials 1993;14:871-5.
19. Bandyopadhyay SA. A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. J Biomed Mater Res 1982;16:135-44.
20. Hay JN, Shortall AC. Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins. J Dent 1988;16:172-6.
21. Wall AWG, McCabe JF, Murray JJ. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. J Dent 1988;16:77-81.
22. Silikas N, Al-Kheraif A, Watts DC. Influence of P/L ratio on shrinkage-strain kinetics during setting of PMMA/MMA biomaterial formulations. Biomaterials 2005;26:197-204.
23. Turner RC, Atkins PE, Ackley MA, Park JB. Molecular and macroscopic properties of PMMA bone cement: Free radical feneration and temperature change versus mixing ratio. J Biomed Mater Res 1981;15:425-32.
24. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. J Clin Periodontol 1983;10:563-78.
25. Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. Scand J Dent Res 1986;94:109-14.
26. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent 1991;65:357-64.

In vitro study of Polymerization shrinkage-strain kinetics of dental resin cements

Tae-Hoon Kim¹, Jae-Ho Yang², DDS, MSD, PhD, Jai-Bong Lee², DDS, MSD, PhD,
Jung-Suk Han², DDS, MS, PhD, Sung-Hun Kim^{2*}, DDS, PhD

¹School of Dentistry, Seoul National University, ²Department of Prosthodontics, Seoul National University Dental Hospital, Seoul, Korea

Purpose: The shrinkage of dental resin cement may cause several clinical problems such as distortion that may jeopardize the accurate fit to the prepared tooth and internal stress within the restorations. It is important to know the polymerization shrinkage-strain of dental resin cement to reduce clinical complications. The purpose of this study was to investigate the polymerization shrinkage-strain kinetics of six commercially available dental resin cements. **Material and methods:** Three self-cure resin cements (Fujicem, Superbond, M-bond) and three dual-cure resin cements (Maxcem, Panavia-F, Variolink II) were investigated. Time dependent polymerization shrinkage-strain kinetics of the materials were measured by the Bonded-disk method as a function of time at 23 °C, with values particularly noted at 1, 5, 10, 30, 60, 120 min after mixing. Five recordings were taken for each materials. The data were analyzed with one-way ANOVA and Scheffe post hoc test at the significance level of 0.05. **Results:** Polymerization shrinkage-strain values were 3.72%, 4.19%, 4.13%, 2.44%, 7.57%, 2.90% for Fujicem, Maxcem, M bond, Panavia F, Superbond, Variolink II, respectively at 120 minutes after the start of mixing. Panavia F exhibited maximum polymerization shrinkage-strain values, but Superbond showed minimum polymerization shrinkage-strain values among the investigated materials ($P < .05$). There was no significant differences of shrinkage-strain value between Maxcem and M bond at 120 minutes after the start of mixing ($P > .05$). Most shrinkage of the resin cement materials investigated occurred in the first 30 minutes after the start of mixing. **Conclusion:** The onset of polymerization shrinkage of self-cure resin cements was slower than that of dual-cure resin cements after mixing, but the net shrinkage strain values of self-cure resin cements was higher than that of dual-cure resin cements at 120 minutes after mixing. Most shrinkage of the dental resin cements occurred in the first 30 minutes after mixing. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:55-60)

Key words: Polymerization shrinkage, Resin cement, Bonded disk method

*Corresponding Author: **Sung-Hun Kim**

Department of Prosthodontics, Seoul National University Dental Hospital, Seoul, Korea, 28 Yeungun-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 2072 2661: e-mail, ksh1250@smu.ac.kr

Article history

Received December 21, 2009/ Last Revision January 11, 2010/ Accepted January 15, 2010