

리노미터를 이용한 할로겐 가시광선 광조사기와 플라즈마 아크 광조사기의 복합레진 및 컴포머의 광중합 양상 비교

이재익 · 박성호

연세대학교 치과대학 보존학 교실

ABSTRACT

COMPARISON OF LINEAR POLYMERIZATION SHRINKAGE IN COMPOSITES AND COMPOMER POLYMERIZED BY PLASMA ARC OR CONVENTIONAL VISIBLE LIGHT CURING

Jae-Ik Lee, Sung-Ho Park

Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Yonsei University

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of plasma arc curing (PAC) unit for composite and compomer curing. To compare its effectiveness with conventional quartz tungsten halogen (QTH) light curing unit, the polymerization shrinkage rates and amounts of three composites (Z100, Z250, Synergy Duo Shade) and one compomer, that had been light cured by PAC unit or QTH unit, was compared using a custom made linometer. The measurement of polymerization shrinkage was performed after polymerization with either QTH unit or PAC unit. In case of curing with the PAC unit, the composite was light cured with Apollo 95E for 6s, the power density of which was recorded as 1350 mW/cm² by Coltolux Light Meter. For light curing with QTH unit, the composite was light cured for 30s with the XL2500, the power density of which was recorded as 800 mW/cm² by Coltolux Light Meter. The amount of linear polymerization shrinkage was recorded in the computer every 0.5s for 60s. Ten measurements were made for each material. The amount of linear polymerization shrinkage for each material in 10s and 60s which were cured with PAC or QTH unit were compared with t test. The amount of polymerization shrinkage in the tested materials were compared with 1way ANOVA with Duncan's multiple range test.

As for the amounts of polymerization shrinkage in 60s, there was no difference between PAC unit and QTH unit in Z250 and Synergy Duo Shade. In Z100 and Dyract AP, it was lower when it was cured with PAC unit than when it was cured with QTH unit ($p < 0.05$).

As for the amounts of polymerization shrinkage in 10s, there was no difference between PAC unit and QTH unit in Z100 and Dyract AP. The amounts of polymerization shrinkage was significantly higher when it was cured with PAC unit in Z250 and Synergy Duo Shade ($p < 0.05$). The amounts of polymerization shrinkage in the tested materials when they were cured with QTH unit were Z250 (6.6 μ m) < Z100 (9.3 μ m), Dyract AP (9.7 μ m) < Synergy Duo Shade (11.2 μ m) ($p < 0.05$). The amount of polymerization shrinkage when the materials were cured with PAC unit were Dyract AP (5.6 μ m) < Z100 (8.1 μ m), Z250(7.0 μ m) < Synergy Duo Shade (11.2 μ m) ($p < 0.05$).

※ 이 논문은 2001년도 국민건강보험공단 일산병원의 연구비 지원을 받아서 수행되었습니다.

I. 서 론

지난 1세기간 치아 수복시에는 금속 수복물이 주로 사용되었다. 근래에 들어서 심미적인 요구가 커짐에 따라 치아 색과 자연스럽게 어울리는 심미적인 수복물이 대두되었고 그 대표적인 것이 복합 레진이다. 이 재료는 금속재료에 비해 탁월한 심미성을 가지는 것 이외에 치아에 직접 접촉한다는 장점이 있으며 치아 삭제량을 줄일 수 있다.

이런 중합체를 이용한 심미적인 수복물 중 초기의 것들은 금속 수복물에 비해 떨어지는 마모 저항성과, 색조안정성이 떨어지는 등의 한계를 지녔었으나, 이후의 재료 및 임상 기술의 발전으로 이제는 임상적으로 만족할만한 물리적 성질을 가지게 되었다. 그러나 중합 수축으로 인해 야기되는 문제는 아직까지 완벽하게 해결하지 못하고 있으며 이것은 이전의 자가 중합형에 비해 중합 속도가 상대적으로 빠른 광중합형 복합 레진이 일반화 되면서 더욱 중요한 문제로 대두되었다¹⁻³⁾. 이는 기본적으로 단량체가 중합체로 바뀔 때 일어나는 부피의 감소를 막을 만한 뚜렷한 방법이 없기 때문이다. 이로 인해 중합수축 자체를 줄이기 위한 여러 노력이 있어왔다. Filler의 첨가는 중합수축을 어느 정도 줄일 수 있었으나 완전히 없애지는 못하였다. 또한 현재 중합 시 부피가 늘어나는 구조를 가지는 단량체의 개발이 시도되고 있으나 아직 임상에서 수복물로 쓰이기에는 한계가 있다.

중합 수축으로 인한 주된 문제가 수복물과 치질사이의 변연부 누출(marginal leakage)이다. Brannstrom과 Vojinovic은 수복물과 치질사이에 있는 공간에 존재하는 bacteria가 복합레진으로 수복된 치아에서 치수자극의 주된 요인이라고 하였다⁴⁾. 이후 상아질과의 접착을 증가시키는 연구가 진행되어, 치질에 대한 복합레진의 변연 접합성이 많이 증가하기는 하였지만⁵⁾, 아직도 많은 연구가 필요한 실정이다. 복합레진의 중합수축으로 인하여 발생하는 또 하나의 중요함 문제가 치아에 발생하는 응력이며⁶⁾. 중합수축의 양, 중합수축의 속도, 탄성률, 중합초기에는 복합레진이 흐름성, 중합의 속도 등에 의하여 영향을 받게 된다⁷⁾.

복합레진에 발생하는 중합의 양상은 linometer 를 이용하여 정확하고 쉽게 측정할 수 있는데, Linometer는 중합수축율뿐 아니라 각각의 시점에서 중합수축의 속도를 알 수 있다는 장점이 있다^{8,9)}.

일반적으로 사용되는 가시광선 광조사기 (Quartz Tungsten Halogen Unit, QTH unit)의 경우 400에서 900MW/cm²의 출력을 가지며, 2mm의 시편의 중합을 위해 30에서 60초간의 중합이 추천되어져 왔다. 최근, 고에너지를 가진 광원을 이용하여 복합레진을 중합시키는데 필요한 시간을 단축시키려는 시도가 이루어지고 있는데, 그 대표적인 것이 플라즈마 아크를 이용한 광원을 중합에 사용하는 것이다(Plasma Arc Curing unit, PAC unit). 이는 고

주파 전자장에서 물질이 이온, 전자 등으로 변하면서 발생하는 막대한 양의 에너지(플라즈마 에너지)를 이용하여, 광중합형의 복합레진을 중합시키는 방법으로, 제조 회사에 따르면 기존의 할로겐 가시광선 광조사기에 비해 큰 출력을 얻을 수 있다(1370MW/cm²). 제조사에서는 PAC unit 를 이용할 경우 1에서 3초 만에 광중합 복합레진을 충분히 중합시킬 수 있다고 주장하지만, 짧은 시간 조사 시에는 중합 깊이가 얇을 수 있고 단시간에 중합을 완성함으로 더 큰 중합 stress를 유발할 수 있다고 보고되고 있다^{10,11)}.

이 실험의 목적은 QTH 및 PAC unit를 이용하여 3종의 복합레진과 컴포머를 중합시켰을 경우에 발생하는 중합 수축의 양상을 자체 제작한 Linometer를 이용하여 비교 분석하는 데에 있다.

2. 실험 재료 및 방법

중합 수축을 측정하기 위해 자체 제작한 linometer가 사용되었다(Fig. 1). 이것은 비접촉식의 displacement transducer가 알루미늄 디스크의 변위를 계속함으로 중합 수축을 측정하는 것이다. 얇은 알루미늄 디스크를 sensor위에 두고 그 상방에 glass slide를 놓는다. 알루미늄 디스크와 glass slide의 표면은 glycerine gel을 얇게 발라서 시편과의 접촉을 방지하였다. 각 재료를(Table 1) 1.3mm두께와 7.0mm 지름의 Teflon mold에 위치시켜, 일정한 양을 유지할 수 있게 한 후, 알루미늄 디스크 위에 옮겨 놓고 slide glass를 이용하여 압력을 가하며 덮는다.

Glass slide 5mm 상부에 QTH unit(Curing Light XL2500, 3M dental Product, St. Paul, MN, USA) 또는 PAC unit (Apoloo 95E, Dental/Medical Diagnostic Systems, Westlake village, CA, USA)를 위치시키고, 가시광선조사기인 경우 60초, 플라즈마아크 조사기인 경우 6초를 광조사 하였다. 광조사가 진행됨에 따라 복합레진은 빛의 방향으로 수축을 하며, 복합레진과 함께 알루미늄디스크도 같이 이동을 하게 되는데, 디스크의 변위량을 sensor가 측정하게 되며, 측정된 data 는 0.5초 간격으로 총 60초간 컴퓨터에 저장되게 된다.

광조사가 끝난 시점을 기준으로 변위량을 이용하여 선수축률을 얻었다.

$$\text{lin}\% = \frac{\Delta L}{(L + \Delta L)} \times 100\%$$

(ΔL : 시편의 두께 변화량, L : 시편의 중합 후 두께)

각각의 재료를 QTH unit 와 PAC unit를 이용하여 각각 10회씩 측정하였다. 측정치중에서 중합개시 후 10초, 60초의 수축량의 계속치를 측정하였으며, 그 비를 통해 전체 수축률에 대한 초기 수축률의 비를 구하였다.

같은 수복물에서 광원에 따른 중합 수축률을 T-test를 사용하여 비교하였고, 같은 광원 하에서 재료 간의 중합수축

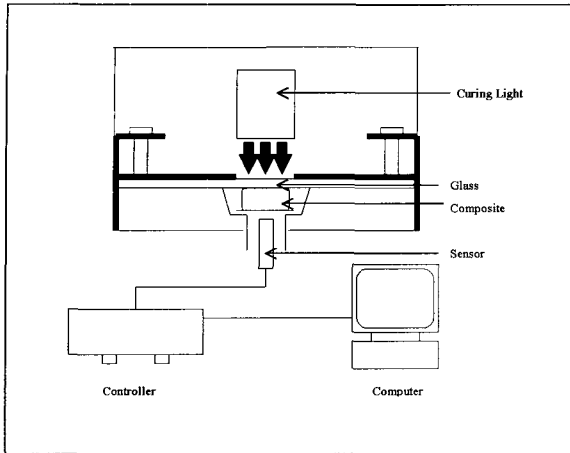


Fig. 1. Schematic diagram of custome made linometer

를 비교하기 위하여 ANOVA와 Dunncan's multiple range test를 이용하였다.

II. 실험결과

중합을 시작한지 60초가 지난 뒤 최종 수축량은 Z100과 Dyract AP의 경우에는 가시광선 조사기를 이용하여 중합

Table 2. Amounts of linear shrinkage that was measured at 60s (um) (*: p<0.05)

	Z100	Z250	SDS	DYAP
XL2500	9.3±0.4	6.6±0.5	11.2±0.8	9.7±0.6
Apollo 95E	8.1±0.5	7.0±0.7	11.2±0.8	5.6±0.8

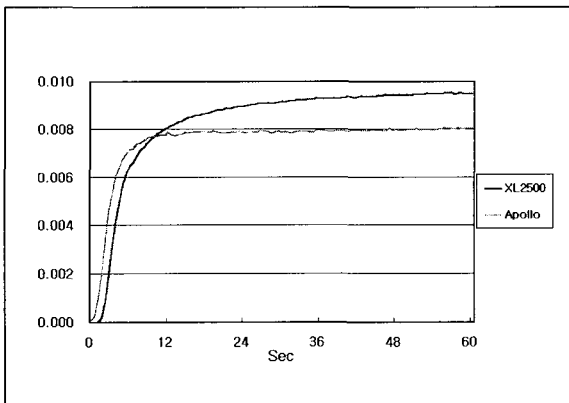


Fig. 2. Change in the amount of linear polymerization shrinkage versus time in Z100 that was light cured with Apollo 95E or XL2500

Table 1. List of composites and compomer which was used un this study

Material	Code	Manufacturer	Shade
Z-100	Z100	3M	A3
Z-250	z250	3M	A3
Synergy Duo shade	SDS	Coltene	A3/B3
Dyract AP	DYAP	Dentsply	A3

시킨 경우가 많았으나(p<0.05) Z250과 Synergy Duo shade는 수축량에 있어서 두 그룹간에 통계적 유의차가 없었다(Fig. 2-5, Table 2).

60초 후의 수축량에 있어서 XL 2500으로 중합을 시켰을 경우는 중합수축량은 Z250 (6.6um) < Z100 (9.3um), Dyract AP (9.7um) < Synergy Duo Shade (11.2um) (p<0.05)이었고, Apollo95E로 중합 시켰을 경우는 Dyract AP (5.6um) < Z100 (8.1um), Z250 (7.0um) < Synergy Duo Shade (11.2um) (p<0.05)이었다(Table 2).

광조사 후, 10초가 경과한 후의 수축량은 Z100과 dyract AP의 경우에는 Apollo 95E가 3M XL 2500에서 차이가 없었으나, Z250, Synergy Duo Shade에서는 플라즈마 광 중합기를 이용한 경우에 가시광선 조사기를 이용한 경우

Table 3. Amounts of linear shrinkage that was measured at 10s (um) (*: p<0.05)

	Z100	Z250	SDS	DYAP
XL2500	7.8±0.7	5.5±0.6	8.1±0.9	5.3±0.7
Apollo 95E	7.7±0.8	6.6±0.6	10.2±0.8	5.6±0.8

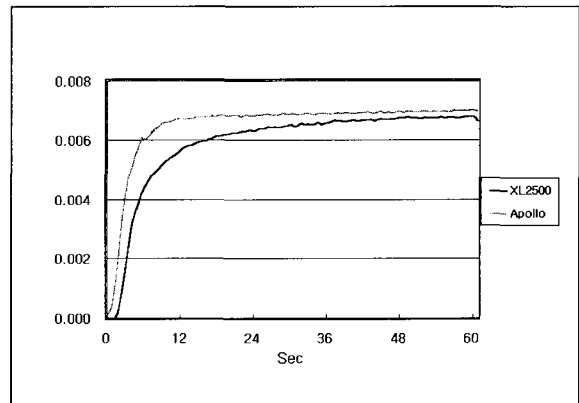


Fig. 3. Change in the amount of linear polymerization shrinkage versus time in Z250 that was light cured with Apollo 95E or XL2500

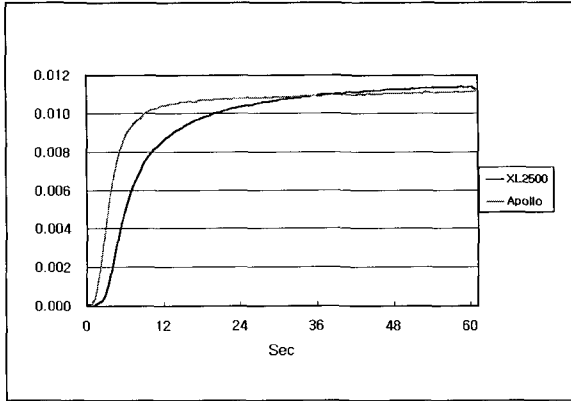


Fig. 4. Change in the amount of linear polymerization shrinkage versus time in Synergy Duo shade that was light cured with Apollo 95E or XL2500

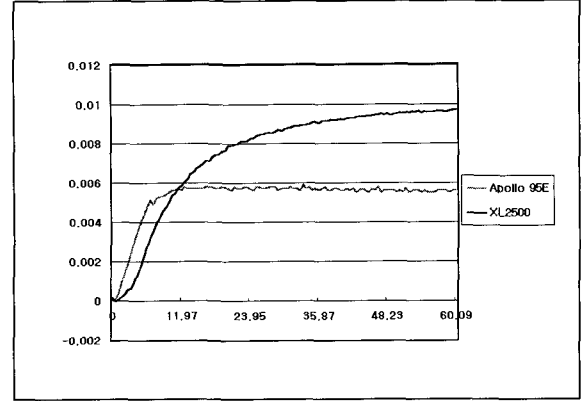


Fig. 5. Change in the amount of linear polymerization shrinkage versus time in Dyract AP that was light cured with Apollo 95E or XL2500

Table 4. Amounts of linear shrinkage at 10s / Amounts of linear shrinkage at 60s of light curing (%)

Materials	XL2500				Apollo 95E			
	z100	z250	SDS	DYAP	z100	z250	SDS	DYAP
%	83.7	81.8	72.1	54.6	95.7	95.1	91.9	100

보다 더 많은 수축량을 보였다($p < 0.05$) (Fig. 2-5, Table 3).

초기 10초간의 수축량과 60초에서의 수축량의 비를 구하여 전체 수축량에 대한 초기 수축정도를 구하여 본 경우에는 3M XL2500에서 Z100과 Z250이 Synergy Duo shade, Dyract AP에 비해 큰 값을 보였다. Apollo 95E에서는 Dyract AP가 가장 크게 나타났고, Z100, Z250, Synergy Duo shade 순으로 적어졌다 (Table 4) ($p < 0.05$).

III. 총괄 및 고찰

Z100과 Dyract AP에 있어서 PAC unit를 이용하여 6초간 중합 시켰을 경우의 선수축량이 QTH unit를 이용하여 60초간 광중합 시켰을 경우에 비하여 낮게 나타났다 (Table 2). Z100에 관한 실험 결과는 Park 등의 연구결과와도 연관성이 있다고 사료된다. 즉 그들은 1.6 mm의 Z100시편을 PAC unit를 이용하여 충분히 광조사 시키기 위하여 12초가 필요하다고 하였는데, 이를 고려하면 이번 연구에서 사용된 6초간의 PAC unit 광조사 시간이 상대적으로 충분하지 못하여서 이러한 결과가 나온 것으로 생각된다. Dyract AP에 있어서는 보조적인 실험을 통하여 12초간 중합을 시켜서 그 중합 수축량을 비교해 본 결과 60초간 QTH를 이용하여 중합 시킨 경우와 차이가 없었다. 따라서

PAC unit 사용시의 부족한 광조사 시간 때문에 이러한 결과가 나타났다고 볼 수 있다.

광조사 후, 10초가 경과한 후의 수축량은 Z100과 Dyract AP의 경우에는 Apollo 95E가 3M XL 2500에서 차이가 없었으나, Z250, Synergy Duo Shade 에서는 플라즈마 광중합기를 이용한 경우에 가시광선 조사기를 이용한 경우보다 더 많은 수축량을 보였다 (Fig. 2-5, Table 3).

PAC unit 사용시 나타나는 초기의 급격한 수축은 치아 및 변연부에 보다 높은 응력을 야기할 가능성이 있을 것으로 사료 된다. Z100에 있어서의 다른 재료와의 차이가 나타났던 것은 Park 등¹⁵⁾의 연구 결과와도 일치 하는데, 그들은 Z100을 QTH를 사용하여 중합 시켰을 경우, 초기 중합 수축 속도에 있어서 차이가 없는 것으로 보고 하였고, 이 이유를 Z100의 Iodonium salt가 중합효율을 높이는데 영향을 주기 때문일 것이라고 하였다¹⁵⁾. 이런 독특한 중합 개시과정으로 Z100의 경우 QTH unit으로도 중합의 과정이 매우 효과적으로 일어나는 것 같다.

Dyract AP의 경우에는 Apollo 95E가 3M XL 2500에서 차이가 없었던 것은 6초간의 중합 시간이 충분치 못하여 중합수축의 양이 상대적으로 적었기 때문일 것으로 생각된다.

Z100과 Z250이 synergy Duo shade 보다 빠른 중합을 나타냈다. 3M 회사의 독특한 중합개시 system 에 의한 결과라고 사료 된다.

최근에 개발된 Z250은 Z100에 비하여 적은 중합수축량을 나타내었고, 중합 수축의 속도는 다소 느리게 나타났다.

복합레진의 중합 수축량을 측정하는 데 다양한 방법이 시도 되고 있지만¹³⁻¹⁶⁾ 아직 까지

각각의 측정방법 나름대로의 문제점이 있는 것으로 사료된다. 수은이나 물을 이용한 dilatometer의 경우^{13,16)} 시간과 노력이 많이 들고 특히 온도에 민감한 반응을 보이기 때문에 정확한 측정을 위해서는 완벽한 실험실 환경과 많은 노력이 필요할 것으로 생각되며, 비중을 이용하는 방법이나¹⁴⁾ 물의 부력을 이용하는 경우¹⁶⁾ 중합이 이루어 질 때 까지 재료를 액체에 담가두는 과정에서 중합이 덜 된 재료에 흡수되는 액체의 양에 의하여 전체적인 중합수축이 영향을 받을 수 있는 문제점이 있다.

이번 실험에 사용된 자체 제작된 linometer는 de Gee 등의 design 을 기초로 하여 제작된 것이다¹⁾. 이 방법은 결국 선수축량을 계측하는 것이고 시편을 담은 디스크와 디스크와 시편 사이에서 발생하는 응력 등에 의한 영향을 받을 수 있는 등의 한계를 가지고 있어서 절대적인 중합부피의 측정량을 측정하기에는 어려움이 있지만 재료 간의 상대적인 비교를 위해서는 매우 간단하고도 정확한 방법으로 평가되고 있다¹⁵⁾. 디스크와 시편사이에서 발생할 수 있는 응력을 일정하게 조절하기 위하여 일정한 양의 시편을 위치시키고 시편과 디스크 사이에 일정한 양의 글리셀린 등을 도포하는 실험 상의 기법을 통하여 매우 일관성 있는 실험 결과를 얻을 수 있었다

이번 실험에서 복합레진의 중합수축을 60초 동안 측정하였다. 비록 광중합형 복합레진의 중합 수축이 광조사 후 하루 후에 얻어지기는 하지만 대부분의 중합 수축은 광 조사 후 처음 몇 분 동안에 일어나며, 이 번 실험 과 같이 상대적인 비교를 하는 실험에서는 60초간의 측정량을 비교 하는 것이 큰 문제는 되지 않을 것으로 사료된다¹⁾.

Park 등은 PAC unit를 이용하여 복합레진을 중합 시킬 경우, 2mm 이상의 와동에서 사용하는 것은 적절하지 않다고 하였다¹⁷⁾. 이번 자체 제작된 linometer에 넣어 중합 시킨 복합레진의 두께는 평균 1.3 mm로 나타났다

복합레진에서 일어나는 중합 수축의 속도와 양 등에 있어서의 차이가 치아에 대한 stress에 어느 정도 관여를 할 지에 대해서는 추가적인 연구가 필요하다고 하겠다.

IV. 결 론

1. PAC unit 로 6초간 광조사를 시켰을 경우와 QTH unit 를 이용하여 60초간 광조사 하였을 경우 나타나는 중합수축의 양을 60초 경과 후 비교하였을 때, Z250, Synergy Duo shade에 있어서는 차이가 없었고, Z100과 Dyract AP 의 경우는 PAC 를 이용한 경우가 작게 나타났다.

2. 초기 10초 동안에 나타나는 중합수축의 양을 비교 하였을 때 Z250, Synergy Duoshade는 PAC를 이용하여 광중합 시켰을 경우가 QTH 를 이용한 경우보다 더 많이 중합 수축하였고, Z100과 Dyract AP는 차이가 없었다.

3. Z100과 Z250은 상대적으로 초기 중합수축률이 컸다.

참고문헌

1. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW: Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent. 20: 178-182,1992.
2. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E: Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. Dent Mater 11: 359-362, 1995.
3. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S: Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. J Dent 27: 383-389, 1999.
4. Brannstrom M, Vajinovic O: Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials. J Dent Child. 43: 83-89,1976.
5. Davidson CL, de Gee A J, Feilzer A: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res. 1984; 63: 1396-1399.
6. Jorgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H: Enamel damages caused by contracting restorative resins. Scand J Dent Res 83: 120-122, 1975.
7. Davidson C L, de Gee A J: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res 63: 146-148,1984.
8. Hay JN, Shortall AC: Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins. J Dent 16: 172-176, 1988;.
9. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL, True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater 9:11-14, 1993.
10. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 16:330-336, 2000.
11. Stritikus F, Owen B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. J Clinic Pedo Dent 24:221-227, 2000.
12. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. Eur J Oral Sci 108: 341-345, 2000.
13. Smith DL, Schoonover IG. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. JADA. 46: 540-544, 1953.
14. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. J Prosth Dent. 68: 56-58, 1992.
15. Park SH, Krejci I, Lutz F. A Comparison of microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. Oper Dent. 27: 30-37, 2002.
16. Lee IB A new method-Real time measurement of the initial dynamic volumetric shrinkage of composite resins during polymerization shrinkage. The Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry 26:134-140, 2001.