

## 광중합 기전에 따른 복합레진 중합 시 치수강 내 온도변화

황동환 · 이주현 · 박호원

강릉대학교 치과대학 소아치과학교실 · 구강과학연구소

### 국문초록

수복 치료과정에서 발생하는 온도증가가 치수조직에 미칠 수 있는 위해효과는 치의학의 오랜 관심사였다. 일반적으로, 5.5℃를 초과하는 치수 내 온도변화는 치수조직에 비가역적인 손상을 야기할 수 있다.

기존의 할로겐 램프 광중합기와 더불어 최근 시판되고 있는 플라즈마 아크 중합기, LED 중합기를 사용하여 복합레진 중합 시 치수강 내 온도증가량을 조사하였다. 한 개의 우식이 없는 치아를 대상으로 V급 와동을 형성하였다. 와동 내에 복합레진 (Z250, Shade A2)을 충전한 후, 광중합조건을 달리하여 5군(I군: VIP, 20초 (mode 3), II군: VIP, 20초 (mode 6), III군: Flipo, 3초, IV군: Flipo, 5초 (2-step), V군: Lux-O-Max, 40초)으로 분류하고, 각 조건에 맞게 복합레진을 중합시키면서 치수강 내의 온도측정 단자를 통하여 37.0℃로부터 증가되는 치수강 내 최대 온도증가량을 측정된 결과 다음과 같은 결론을 얻게 되었다.

1. 모든 군에서 치수강 내 최대 온도 증가량은 치수의 변성을 일으키기 시작하는 경계온도인 5.5℃ 보다 낮았으며, II군에서 치수강 내 최대 온도증가량이 통계적으로 유의하게 가장 높았다( $p < 0.05$ ). 또한 Lux-O-Max를 조사한 V군은 다른 군보다 낮은 치수강 내 최대 온도증가량을 나타내었다( $p < 0.05$ ).
2. VIP로 조사한 두 군을 비교할 경우, 조사강도가 높은 II군이 I군보다 치수강 내 최대 온도증가량이 더 높게 증가하였으며( $p < 0.05$ ), Flipo로 조사한 III군과 IV군 사이에서는 2-step 조사모드로 5초간 조사한 IV군이 3초간 조사한 III군보다 치수강 내 최대 온도증가량이 더 높게 증가하였다( $p < 0.05$ ).
3. VIP와 Flipo를 비교할 경우, II군이 III, IV군보다 더 높게 증가하였고, IV군이 I군보다 더 높게 증가하였으나( $p < 0.05$ ), I군과 III군 사이에는 차이를 보이지 않았다.

**주요어** : 복합레진, Plasma arc, LED, 치수강 내 온도

### I. 서 론

1970년대 광중합 복합레진이 치과분야에 처음 소개된 후로 여러 종류의 복합레진과 이에 따른 다양한 종류의 광중합기가 개발되어 사용되고 있으며, 점점 사용빈도가 증가하는 추세이다. 처음에 개발된 제품은 자외선 중합이었으나 현재는 뒤이어 개발된 가시광선 중합으로 대체되어 사용되고 있다. 가시광선 중합 복합레진은 360-520nm의 파장을 지닌 가시광선을 받으면, 내부에 존재하는 camphoroquinone이 개시제로서 연속적 중합을 시작하여 자체고형화되는 기전을 가진다. 이러한 가시광선 중합 복합레진 사용 시, 중합시간이 길면 술자나 환자들에게 불편감을 발생시키며, 특히 소아환자에서 행동조절상의 어려움이 나타날 수 있다. 기존의 할로겐 램프 광중합기와 동일한

중합 효율을 얻으면서도 중합시간을 단축시키기 위해 최근 플라즈마 아크나 레이저를 이용한 광중합기가 개발되어 사용되고 있다<sup>1)</sup>. LED (Light Emitting Diode)를 이용한 광중합기는 할로겐 램프 광중합기의 조사 시간에 따른 광출력의 감소와 열발생 문제를 해결하기 위해 가장 최근에 개발 되었다<sup>2)</sup>.

할로겐 광중합기는 현재 치과 재료의 광중합 시 가장 일반적으로 사용되는 광원이다. 이 광선은 매우 미세한 텅스텐 필라멘트를 통과하는 전류에 의해 발생된다. 이 필라멘트에 전류가 흘러 2000-3000℃정도로 가열되면, 가시광선의 형태로 전자기 방사선(electromagnetic radiation)이 방사된다. 할로겐 램프로는 특정 파장만 선별적으로 발산할 수 없어 광중합을 위한 청색 광선을 발산하려면, 매우 높은 온도로 가열되어야 한다<sup>3)</sup>.

플라즈마 아크 광중합기는 매우 근접한 두 전류단자에 고전

압을 걸어 고온으로 백열하는 이온화된 분자와 전자의 가스상 혼합물인 플라즈마로부터 고출력의 광선을 발산하도록 고안되었다<sup>1)</sup>. 이러한 광중합기에서도 발생 광선의 양과 비례하여 온도 상승이 일어난다. 제조업체에서는 중합시간만 감소되었으며, 중합물의 기계적 성질은 할로겐 램프로 중합한 경우와 유사하다고는 하나 이에 대하여는 아직 논란의 여지가 있다<sup>3)</sup>.

LED 광중합기는 필라멘트를 가열하여 가시광선을 발생시키는 할로겐 램프와는 달리 반도체에 의한 전자 전위차 효과에 의해 광선을 발생시킨다. LED의 내부는 n-doped, p-doped의 두 가지 반도체의 조합으로 이루어져 있다. N-doped 반도체는 과량의 전자를 가지고 있고 p-doped는 전자가 부족한데, 이 두 종류의 반도체가 결합되어, 여기에 전압이 가해지면 n-doped로부터의 전자와 p-doped로부터의 hole이 연결되면서 특정 파장범위의 광선이 발산된다. 이 반도체 결합의 화학적 구성이 LED 광선의 색채를 결정하게 되며, 광선을 특정 파장범위로 한정적으로 제한하여 발생시킬 수도 있다<sup>3)</sup>. 치과용으로 시판되는 LED 광중합기가 기존의 할로겐 램프와 가장 다른 점은 스펙트럼의 분포가 특정 파장 범위(465 nm)에 매우 집중되어 있다는 점이다. 보통 95%의 LED 흡수 스펙트럼이 440~500 nm 사이에 분포되어 있어 빛의 강도가 적더라도 기존 할로겐 램프보다 높은 중합 심도와 전환율을 나타낼 수 있고 광원에 의한 열발생이 비교적 적다<sup>2,4)</sup>.

수년간 수복치료 시 광원에 의한 온도 상승이 치수 조직에 미치는 위해 효과는 주요 관심사였다<sup>5)</sup>. 광중합 시 복합레진 자체는 20℃ 이상 온도가 상승하는데, 일반적으로 치수강 내 온도가 5.5℃ 이상 상승하는 경우에는 치수조직이 비가역적으로 손상을 받을 수 있다<sup>6-10)</sup>. 이전 연구에서 의하면, 복합레진과 치수

강 사이에 위치하는 상아질 등 치아경조직의 열절연성으로 인하여 광중합 복합레진의 발열 과정이나 기존 광중합기의 치아 표면에 대한 조사로는 치수강 내 온도를 크게 증가시키지 않는다고 알려져 있다<sup>11-13)</sup>. 그러나 최근 개발된 플라즈마 아크나 LED 등 새로운 광원을 이용한 복합레진 중합이 일반화되기 시작하면서, 이러한 광원이 치수강 내 온도를 증가시킬 가능성에 관한 연구는 아직 미진하며 이에 대한 연구가 필요하다고 판단된다.

본 연구는 기존의 할로겐 램프 광중합기와 더불어 최근 시판되고 있는 플라즈마 아크 광중합기, LED 광중합기를 사용하여 복합레진 중합시킬 때의 치수강 내 온도변화를 측정함으로써 이들 광중합기들에 의한 광중합이 치수조직에 어떠한 영향을 미칠 수 있는지를 간접적으로 알아보았다.

## Ⅱ. 연구재료 및 방법

교정 치료를 위하여 발치되어 식염수에서 보관된 충치가 없는 하악 제일 소구치 치아의 협면 치은측 중앙부위에 인레이용 다이 아몬드버(845KR 025 8845KR 025 8845KR 025, inlay preparation set #4261, Komet, Korea)를 순차적으로 이용하여 폭 2mm, 두께 1mm, 깊이 2mm로 V급 와동을 형성하였다. 치수강 측면과 와동의 교합지면 사이의 잔존상아질의 두께를 격자(X-ray mesh gauge, Dae Kwang DMS, Korea)를 이용하여 방사선 사진 상으로 확인하면서 1mm가 되도록 형성하였다(Fig. 1). 잔존 치수는 치근의 실측면을 비스듬히 절제한 후 치근점으로부터 치수강쪽으로 온도변화를 측정하기 위한 온도측정단자(2 AB Ac 05/1m/TI/FIM, K type probe, Thermocoax, France)를 삽입하였다(Fig. 2). 이 온도측정단자는 와동의 교합저면과 수직 하방 중앙에 근접되도록 고정하였다. 온도측정단자의 위치는 여러 방향에서 방사선 사진을 채득하여 위치의 정확성을 검사하였고, 이 온도측정단자의 반대편 단자는 온도 측정계

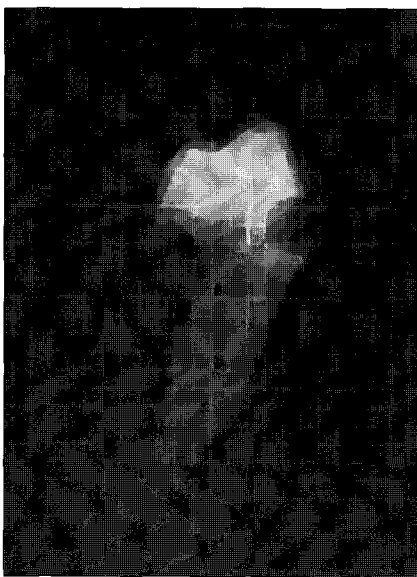


Fig. 1. Radiographic evaluation of prepared tooth.

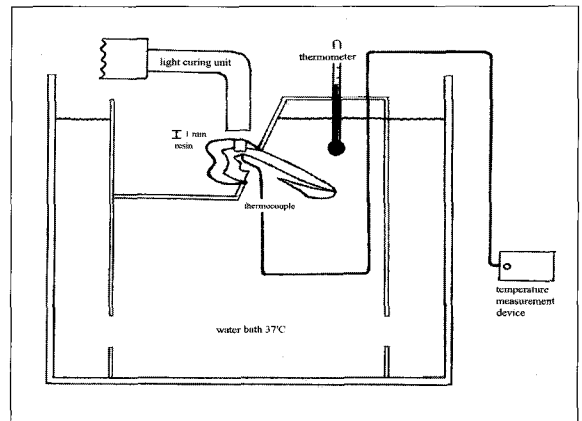


Fig. 2. Schematic drawing of the experimental setup showing the dimensions of the Class V cavity, dentin thickness between pulp chamber and composite resin, and position of the thermocouples.

(Testo 925, GmbH & Co., USA)와 연결하였다. 치수강과 하부는 증류수로 채우고 치아를 항온수조(WBC1510A, Jeio Tech, Korea)에 고정하고 증류수를 순환시켰으며, 실험 장소의 실내온도는 평균 22.6±0.7℃를 유지하였다.

모든 실험은 한 개의 치아를 사용하여 시행하였다. 형성된 와중에 일정 길이의 치실(Dental floss waxed 200M, Oksan, Korea)을 삽입한 후, 두께를 맞춰 복합레진(3M Filtek Z250, Universal Restorative, 3M, USA, shade : A2)으로 충전하였다. 모든 복합레진 충전 시 산부식과 법랑질, 상아질 접촉제를 사용하지 않았다. 본 연구에서 사용한 광중합기는 모두 3가지로서, 이의 제원은 Table 1에 표시하였다. 이들 광중합기의 출력은 광량 측정기(Power Max 600, Molelectron, USA)를 사용하여 각각 12번 측정 후 최대치와 최소치를 제외한 10번 측정의 평균치를 구하였다. 이 평균치에 광량 측정기의 측정부위의 반지름과 원주율을 이용하여 광조사강도를 산출하였다(Table 2). 광중합기의 중합단은 충전한 컴포짓 레진표면에서 1mm 떨어지도록 고정하였다. 광중합기 조사 시간과 광강도를 달리하여 5군으로 분류하여 각 군의 조건에 맞춰 광중합하였다(Table 2). 복합레진의 광중합 시 matrix band는 사용하지 않았다. 치수강 내 온도가 37.0℃로 안정된 것을 확인한 후 복합레진을 광중합하면서 온도 측정 단자에 연결된 온도 측정계를

통하여 최대 상승 온도를 기록하였다. 온도 측정 후 삽입된 치실을 이용하여 중합된 복합레진을 와동으로부터 분리 제거하였다. 이 과정을 각 군당 10번씩 반복 측정하였다. 광중합된 각각의 시편무게를 전자저울(XS-210, Denver Instrument, Company, USA)로 측정하였다. 각 군의 최대 온도 증가량의 평균치와 표준 편차를 구한 후 각 군 간의 차이를 비교하였다. SPSS 윈도우 버전 10.04를 사용하여 Oneway ANOVA로 통계처리하고, tukey, Dunnett의 다중 비교 검정을 이용하여 사후 검정하였다.

### III. 연구결과

각 군별 최대 온도 증가량의 평균치와 표준 편차는 Table 3과 같다. 모든 최대 온도 증가량이 치수 변성의 경계온도인 5.5℃보다 낮았다. 가장 높은 최대 온도 증가량을 보인 군은 3.52℃ 증가한 II군이었고, 가장 낮은 최대 온도 증가량을 보인 군은 0.88℃ 증가한 V군이었다(p<0.05). I군과 III군을 제외하고, 다른 군들의 온도 증가는 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.05). 각 군간 검정의 결과는 Table 4에 표시하였다. I군과 III군사이의 비교를 제외하고, 모든 군 간의 비교에서 유의하게 서로 다른 온도 증가량이 측정되었다(p<0.05).

**Table 1.** Light-curing units used

Light curing units	Source	Diameter(mm)	Manufacturer
VIP	Halogen lamp	8	Bisco, USA
Flipo	Plasma Arc	8	LOKKI, France
Lux-O-Max	LED	8	Akeda, Denmark

**Table 2.** Experimental conditions according to curing time, light intensity, and light mode

Group	Curing unit	Curing time(sec)	Light intensity(mW/cm <sup>2</sup> )	Total light energy(mJ/cm <sup>2</sup> )
I	VIP (3 mode)	20	506	10120
II	VIP (6 mode)	20	1044	20880
III	Flipo (1-step)	3	2003	6009
IV	Flipo (2-step)	5	2006	8024
V	Lux-O-Max	40	91	3640

**Table 3.** Results of temperature measurements(Oneway ANOVA, 95% confidence)

Group	Temperature increase(℃)	Standard Deviation
I	1.89	0.458
II	3.52*	0.249
III	1.97	0.216
IV	2.43*	0.157
V	0.88*	0.123

(\* indicates mean value differs statistically significant, p<0.05)

**Table 4.** Results of inter-group comparisons examined by tukey test

	I	II	III	IV	V
I	-	*			*
II	*	-	*	*	*
III		*	-	*	*
IV	*	*	*	-	*
V	*	*	*	*	-

(\* indicates mean value differs statistically significant, p < 0.05)

#### IV. 총괄 및 고찰

중합기간 동안의 발열 반응과 광조사시에 흡수된 에너지로 인해 광중합 복합레진은 중합 시에 온도가 증가한다<sup>6,7,14,22</sup>. 온도 증가에 기여하는 인자로는 광선 발생에 수반되는 열에너지와 컴포짓 레진에서 자체적으로 발생하는 중합열이 있는데, 전자에 의한 영향이 더 크다<sup>15</sup>.

치수강 내 온도 증가는 수복물의 색조, 재료의 다공율, 수복물의 초기온도, 수복재료의 두께, 재료와 치수강사이의 매개물질의 종류와 두께, 광중합기의 기종 및 광조사 노출 시간의 영향을 받을 수 있다. 최근 조사 시간을 줄이기 위하여 광원의 에너지를 높인 광중합기들의 경우에는 더 높은 치수 열전달 가능성이 존재한다<sup>15</sup>.

Rhesus monkey의 치아를 이용한 연구에 의하면, 5.5℃의 온도 증가에 노출되면 15%의 생활치수에서 과사가 발생하기 시작하며, 11.0℃ 증가하면 60%의 생활치수가 원상태로의 회복에 실패한다. 따라서 비가역적으로 치수를 손상시키기 시작하는 경계 온도는 체온 37.0℃ 보다 5.5℃ 높은 42.5℃로 알려져 있다<sup>9,10</sup>. 치수강 내 온도가 42.5℃를 넘게 되면, 국소적 체온 증가 현상이 치수로의 혈류 증가와 연관된 구심성 신경섬유를 자극하게 되며<sup>16</sup>, 이에 따라 치수를 향해 진행되는 열을 분산시키기 위해 혈액 순환이 활발해지고 상아세관내 모세 혈관작용의 효과에 의한 열전도 차단 현상이 일어나며, 치주조직이 치수 내 온도 증가를 제한하여 열을 분산시킨다<sup>9</sup>, 이러한 기전이 발생하지 않게 되면 치수가 손상받게 된다.

할로겐 램프 광중합기로부터 일시적으로 높은 열을 받더라도 위와 같은 기전을 통하여 생활치수는 회복이 가능하다고 알려져 있으나, 할로겐 램프 광중합기로 조사하여 치수강 내 온도가 위의 경계온도보다 높아질 수 있다는 실험적 연구도 있다<sup>9</sup>. 더욱이 광중합 시 할로겐 램프 광중합기보다 높은 열에너지를 방출하는 플라즈마 아크 광중합기를 사용하는 경우에는 경계온도 이상으로 치수강 내 온도가 증가할 가능성은 더 높다<sup>5,9</sup>. Hannig에 의하면, 시판되는 일반 할로겐 램프에 의해서 2.88-7.33℃ 온도가 증가하며, 플라즈마 아크로도 7.83℃ 온도가 증가되었다<sup>9</sup>. LED 광중합기의 경우에는 할로겐 램프 광중합기보다 치수강 내 온도 증가량이 낮다. Bouschlicher 등이 LED 광중합기를 사용하여 실험한 결과, 기존 할로겐 램프 광중합기는 치수강 내 온도를 5.45℃ 증가시키는 반면, LED 광중합기는 1.70℃ 증가시켰다<sup>17</sup>. Thomson등과 Bennett에 의한 연구에 의하면, 발치된 치아에서는 광중합 복합레진 중합시의 조사 방법에 따라 1.5-4.0℃정도 치수강 내 온도가 증가한다<sup>10,13</sup>. 이 측정치는 Table 3에 나타난 본 연구의 모든 군에서 측정된 치수강 내 평균 최대 온도 증가량과 부합한다.

본 연구에서 측정된 모든 치수강 내 평균 최대 온도 증가량은 치수변성의 경계온도인 5.5℃보다 낮았다. 이는 본 연구에서 사용된 할로겐 램프 광중합기(VIP)는 물론 더 높은 에너지강도를 가진 플라즈마 아크 광중합기(Flipo)나, 조사시간이 더 긴

LED 광중합기(Lux-O-Max)가 본 연구에서 사용된 복합레진(Z-250)을 광중합 하는 과정에서 치수변성의 가능성으로부터 안전하다는 의미이다.

Table 2에 본 실험에 사용된 광중합기와 각 군별 광중합기의 조사 시간, 조사 강도, 조사 모드, 광조사 강도, 전체 광조사 에너지양 등이 나타나 있다. 본 실험에 사용한 할로겐 램프 광중합기인 VIP는 간단한 버튼조작을 통하여 광조사강도를 변화시킬 수 있다. 이중 3 mode로 조사한 I군과, 6 mode로 조사한 II군의 평균 광조사강도는 각각 506, 1044 mW/cm<sup>2</sup>이다. 또한 플라즈마 아크 광중합기인 Flipo는 2가지 광중합 모드를 가지고 있어, III군은 임상에서 자주 사용하는 3초 조사시간으로 하였고, IV군은 처음 2초 동안에는 최대광량의 50%광량으로 2초간 중합하고, 그 후 3초간 최대 광량으로 조사하는 2스텝 조사 모드로 조사하였는데, III군과 IV의 평균 광조사 강도는 각각 2003, 2006 mW/cm<sup>2</sup>이다. V군은 LED 광중합기로 40초간 조사한 경우로서 광조사 강도는 91 mW/cm<sup>2</sup>이다. 전체 광조사 에너지양은 광조사 강도와 조사시간을 곱하여 구하였다. 단 IV군에서는 처음 2초간은 최대광량의 50%를 구하고, 나머지 3초간은 최대 용량을 곱하여 이 두 수치를 더하여 구하였다(2 sec × 1003 mW/cm<sup>2</sup> + 3 sec × 2006 mW/cm<sup>2</sup>).

동일한 광중합기를 사용한 군 간의 비교를 보면, 할로겐 램프 광중합기를 사용한 I, II군에서는 I군보다 조사 강도가 높아 동일 시간동안 조사되는 전체 광조사 에너지양이 더 높은 II군에서 유의하게 더 높은 온도 증가량을 보였다. 광중합 조사 시간이 40초 필요한 복합레진인 Escusit에 40초간 할로겐 램프 광중합기를 조사한 보고에 의하면, 할로겐 램프 광중합기로도 7.33℃의 치수강 내 온도 증가를 일으킬 수 있었다<sup>9</sup>. 앞의 연구와 이번 실험의 결과를 비교해 볼 때, 할로겐 램프 광중합기를 사용하여, 40초로 조사한 경우보다 20초의 조사 시 치수에 대한 위해성이 적다는 점을 알 수 있었다. 이는 복합레진 선택 시에도 고려해야 할 한 가지 조건을 시사한다. 즉 광중합에 필요한 시간이 장기간이 될수록 진료시간의 증가 등 문제도 있지만, 치수강 내 온도를 증가시켜 비가역적 변화를 일으킬 가능성도 수반하므로 가능하다면, 중합시간이 짧은 복합레진을 선택하는 것이 치수에 위해하지 않다는 점이다.

플라즈마 아크 광중합기를 사용한 III, IV군간의 비교에서는 3초간 조사한 III군보다, 5초간 2스텝 조사모드로 조사한 IV군에서 유의하게 더 높은 온도 증가가 나타났다(Table 4). 1스텝 조사와 2스텝조사시의 시간을 동일하게 조사한 다른 보고에 의하면, 40초간 계속하여 730mW/cm<sup>2</sup>로 조사한 경우에는 6.94℃ 증가하였으나, 10초간 100mW/cm<sup>2</sup>로 조사한 후 20초간 730mW/cm<sup>2</sup>로 조사한 경우에는 6.06℃ 증가하였다.

본 연구 결과의 차이는 광조사 강도차이도 있지만, 3초와 5초라는 조사 시간상의 차이에 기인한 전체 광조사 에너지양의 차이가 원인이라 사료된다. 따라서 전체 광조사 에너지양이 치수강 내 최대 온도 증가량에 영향력이 큰 인자임을 추정할 수 있다(Table 3, 4). 플라즈마 아크 광중합기의 조사 시간은

filler가 많아 어두운 색의 컴포짓 레진은 10초에 중합되며 비교적 투명한 경우에는 5초 이내에 중합될 수 있다고 한다<sup>5)</sup>. 본 실험에 사용한 플라즈마 아크 광중합기(Flipo) 제조사에 의하면, 일반적인 복합레진의 광중합에는 3초간 조사로도 충분하다고 하였으나, 2 step 조사모드도 임상에서 널리 사용하기에 IV군에서는 5초간 조사하였다.

서로 다른 광중합기를 사용한 군간 비교(Table 4)에서는, I군과 III군 사이를 제외하고, 다른 군간 비교에서는 모두 유의한 차이가 있었다( $p < 0.05$ ). 할로겐 램프 광중합기와 플라즈마 아크 광중합기를 비교하면, I군은 III군과 온도 증가량에 유의한 차이가 없었으나, IV군보다 더 낮은 온도 증가량을 나타냈다. 전체 광조사 에너지양이 더 적은 IV군에서 I군보다 더 높은 온도 증가량이 나타난 것은 플라즈마 아크 광중합기의 2스텝 조사 모드가 가지는 조사 특징에서 원인을 찾아야 할 것이다. 2-스텝모드는 중합시의 gel-point를 늦춰 연장된 flow phase동안 복합레진내의 polymerization stress를 감소시키기 위하여 개발되었다<sup>5)</sup>. 20초간 동일한 에너지양이 조사되는 할로겐 램프 광중합기와 달리 초기 2초간 50%의 광조사후 3초간 최대 광조사 에너지양을 조사받는 경우 복합레진의 전환율(degree of conversion)이 더 높아지고 광조사량도 증가되어 전체 광조사 에너지양이 유사한 경우에는 치수강 내 온도 증가량을 더 높이는 것으로 추정되나 앞으로 이에 대한 심도 있는 연구가 필요하리라 사료된다. II군은 III군과 IV군보다 높은 온도 증가량을 나타내었다. 할로겐 램프 광중합기는 플라즈마 아크 광중합기보다 낮은 광조사 강도를 지니나, 조사시간이 길기 때문에 전체 광조사 에너지양은 II군에서 가장 높은 20,880mJ/cm<sup>2</sup>를 나타내며, 따라서 플라즈마 아크 광중합기보다 높은 온도 증가량을 나타냈다고 사료된다. V군은 조사 시간이 더 장기간임에도 불구하고 다른 광중합기보다 더 낮은 온도 증가량이 나타났다고(Table 4). 이는 전체 광중합 에너지양이 가장 낮기 때문인데, 이는 조사 광선 형성기전 상의 차이로 설명될 수 있다. 서론에서도 언급하였듯이 텅스텐 필라멘트에 높은 전압의 전류를 흘려 2000℃ 이상의 열을 발생시켜, 이에 동반되는 전자기 방사선을 이용하는 할로겐 램프와 달리, LED 광중합기의 경우에는 반도체를 이용하여 전자기적으로 광선을 형성하므로, 특별히 열이 높게 발생하지는 않는다. 따라서 같은 컴포짓 레진 중합이라도 치수강 내 온도가 증가하지 않으며, 이는 치수에 친화적인 중합과정이라 인정할 수 있다. 그러나 LED 광중합기의 경우에는 40초의 중합시간을 추천하기 때문에 중합 시간의 감소라는 측면에서는 할로겐 램프와 비교하여 장점을 가지고 있다고 판단할 수는 없다.

대부분의 광중합 복합레진 제조업체에서는 각 제품의 광조사 시간을 추천한다. 본 실험에서 사용한 레진은 20초를 추천하기에 할로겐 램프 광중합기를 사용한 I, II군에서도 20초간 조사하였다. 할로겐 램프이외의 다른 광원을 사용한 III, IV, V군에서는 광중합기 제조사의 지시에 따라 광조사시간을 설정하였다.

본 연구에서는 치수강과의 사이 상아질의 두께를 1mm로 일정하게 유지하기 위하여 V급 와동을 2mm두께로 형성하였다. 레진의 두께도 조사 광선의 투과율에 영향을 미치나<sup>12,18)</sup>, 할로겐 램프 광중합기의 광원 침두부위에 turbo light guide를 장착한다 하더라도 시판되는 2.5mm이상의 레진을 중합하거나 2.0mm이상의 상아질을 통과하기에는 충분한 에너지를 발생시킬 수 없다<sup>18)</sup>. 플라즈마 아크 광중합기를 이용한 실험에서는 광중합기에 따라 차이는 있으나, 3초간 조사할 경우, 4mm이하로 중합이 이루어지며, 이중 최적의 중합 깊이는 2mm이다<sup>1)</sup>. 실험 후 제거한 시편의 무게를 측정된 결과, 모든 시편의 무게가 일정하였다. ( $0.06 \pm 0.003$  g) 이러한 결과는 중합 시 레진 자체로부터의 발열반응이 동일했음을 의미한다.

치수강 내 온도 증가량은 광원의 강도에 따라 다르나, 레진 자체의 발열 반응이 상아질을 통과하면서도 가능하다. 할로겐 램프 광중합기와 레진의 종류에 따른 최대 온도 변화에 관한 연구에 따르면<sup>19)</sup>, 레진의 종류에 따라 중합과정에서 8.3-22.0℃까지 온도가 증가한다. 광중합 복합레진 내부의 발열 반응에 의한 최대 온도 변화가 10.4-17.0℃까지 발생하는 경우도 있으며, 서로 다른 할로겐 램프 광중합기를 사용하여도 레진의 종류에 따라 유사한 온도 증가 패턴을 나타내었다. 이는 복합레진의 filler 입자에 의한 조사광선의 산란율과 흡수율이 레진에 따라 일정하기 때문이며, 중합 과정에서 온도가 높게 증가된 레진일수록 광선 흡수율이 더 높으므로, 레진의 광조사 반대편까지 투과된 광선의 양은 매우 적게 된다. 이러한 불투과성은 longer slinter-shape의 filler를 함유한 기존 복합레진보다 agglomerated microfiller complex를 가진, heterogeneous, micro-filled composite일수록 더욱 명확하다. 본 연구에서 사용된 광중합 복합레진인 Z250의 filler는 지름 0.6μm인 spherical 형태의 zirconia-silica이다<sup>20)</sup>.

광중합 복합레진으로부터 치수강으로의 열전도는 상아질의 두께에도 영향을 받으며, 이때 상아질의 두께가 수복물의 종류나 열전도율보다 열전도량에 더 큰 영향력이 있는 요인이다<sup>15)</sup>. 할로겐 램프 광중합기와 플라즈마 아크 광중합기를 사용하여 1mm두께의 레진과 결합된 0.58mm, 1.45mm두께의 상아질에 조사한 실험에 따르면, 사용한 광중합기의 종류에 관계없이, 상아질이 존재하는 경우가 존재하지 않는 경우보다 최대 온도 증가량이 더 낮았으며, 같은 상아질이라도 두께가 두꺼운 경우가 얇은 경우보다 최대 온도 증가량이 더 낮았다. 0.58mm 두께의 얇은 상아질에서는 할로겐 램프 광중합기로도 5.5℃이상의 최대 온도 증가량에 도달할 수 있다<sup>15)</sup>. 임상자들은 와동이 깊은 경우, 광중합 복합레진의 중합 시 광원에 의한 치수 열 자극 가능성을 인식하여야 하며, 와동 저에 도포하는 이장재가 추천되기도 한다<sup>5)</sup>. 임상자들이 개개 치아의 레진을 중합할 때 발생할 온도 증가를 예측한다는 것은 거의 불가능하나 일반적으로 상아질이 두꺼울수록, 중합시간이 짧아질수록 온도 증가량은 줄어든다<sup>21)</sup>.

이번 연구에서는 모든 광중합 복합레진 충전 시 산부식과 법

량질, 상아질 접착제를 사용하지 않았다. 이는 중합 후 레진의 제거를 용이하게 하고, 수회의 반복적인 실험에서 중합된 레진의 제거 시에 발생할 수 있는 와동 형태의 변형을 막기 위함이었다. 또한 이번 연구에서는 중합된 레진을 제거하기에 편리하도록 치실을 사용하였다. 치실의 사용여부에 대한 예비 실험에 의하면 치실의 사용여부는 광중합에 의한 온도 증가에 큰 영향을 끼치지 않았다. Hannig<sup>5)</sup>에 의하면, 산부식이나 접착제 사용여부에 의해서는 치수강 온도의 평균 최대 증가치에 통계적으로 유의성이 나타나지 않는다고 하였고, 이에 이번 연구에서는 실험환경을 일정하게 유지하고 각 단계의 일관성을 유지하기 위해 접착제를 사용하지 않았으며, 앞으로 접착제 중합 시의 온도 증가에 대한 연구가 추가적으로 필요하리라 사료된다.

본 연구는 하나의 광중합 복합레진과 하나의 색조를 한 개의 발치된 치아를 대상으로 체외에서 실험하였다. 향후 다양한 색조의 복합레진을 대상으로 색조의 차이가 치수강 내 온도에 미치는 영향에 대한 연구나 광중합기전을 가진 다른 종류의 치과 재료 (예 : compomer, glass ionomer cement, lining material)를 대상으로 하는 연구와 레이저 등 다른 광원을 이용한 실험 및 실험동물이나 생체 친화적 실험 기기를 이용한 생체 내에서의 치수강 내 온도 변화 연구가 더욱 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

기존의 할로겐 램프 광중합기와 더불어 최근 시판되고 있는 플라즈마 아크 중합기, LED 중합기를 사용하여 광중합 복합레진 중합 시 치수강 내 온도 증가량을 조사하였다. 발치된 치아를 대상으로 V급 와동을 형성한 후 와동 내에 복합레진을 위치시킨 후 광중합기와 광중합조건을 달리하여 5군(I군 : VIP, 20 초, 506 mW/cm<sup>2</sup>, II군 : VIP, 20 초, 1044 mW/cm<sup>2</sup>, III군 : Flipo, 3 초, 2003 mW/cm<sup>2</sup>, IV군 : Flipo (2-step), 5 초, 2006 mW/cm<sup>2</sup>, V군 : Lux-O-Max, 40 sec, 91 mW/cm<sup>2</sup>)별로 광중합 복합레진을 중합시키면서 치수강 내의 온도 측정 단자를 통하여 37.0℃로부터 증가되는 치수강 내 최대 온도 증가량을 측정된 결과 다음과 같은 결론을 얻게 되었다.

1. 측정된 모든 군에서 치수강 내 최대 온도 증가량은 치수의 변성을 일으키기 시작하는 경계온도인 5.5℃보다 낮았다.
2. 측정된 모든 군 중 II군에서 치수강 내 최대 온도 증가량이 통계적으로 유의하게 가장 높았다(p<0.05).
3. VIP로 조사한 두 군을 비교할 경우, 조사강도가 높은 II군이 I군보다 치수강 내 최대 온도 증가량이 통계적으로 유의하게 더 높게 증가하였다(p<0.05).
4. Flipo로 조사한 III군과 IV군 사이에서는 2스텝 조사모드로 5초간 조사한 IV군이 3초간 조사한 III군보다 치수강 내 최대 온도 증가량이 통계적으로 유의하게 더 높게 증가하였다(p<0.05).
5. VIP와 Flipo를 비교할 경우, II군이 III, IV군보다 통계적으로 유의하게 더 높게 증가하였고(p<0.05), IV군이 I군보다

통계적으로 유의하게 더 높게 증가하였으나(p<0.05), I군과 III군 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

6. Lux-O-Max를 조사한 V군이 통계적으로 유의하게 다른 군보다 낮은 치수강 내 최대 온도 증가량을 나타내었다(p<0.05).

## 참고문헌

1. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16:330-336, 2000.
2. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, et al. : Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16:41-47, 2000.
3. Elipar FreeLight Curing Light, 3M technical product profile, 6-9, 2002
4. Nomoto R : Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J*, 16:60-73, 1997.
5. Hannig M, Bott B : In- vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*, 15:275-81, 1999.
6. McCabe JF : Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis. *Dent Mater*, 1:231-234, 1985.
7. Lloyd CH, Jochi A, McGlynn E : Temperature rise produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater*, 2:170-174, 1986.
8. Masutani S, Setcos CT, Schnell RJ, et al. : Temperature rise during polymerization of visible light activated resins. *Dent Mater*, 4:174-178, 1988.
9. Zach L, Cohen G : Pulpal response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19:515-530, 1965.
10. Pohto M, Scheinin A : Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol Scand*, 16:303-327, 1958.
11. Powell GL, Anderson JR, Blankenau RJ : Laser and curing light induced in vitro pulpal temperature changes. *J Dent Res*, 76:Abstr. no 526, 1997.
12. Thompson HF, Gomez HF, Puckett AD : Pulpal temperature changes after exposure to a light curing source. *J Dent Res*, 76:Abstr. no 524, 1997.
13. Bennett GE, Blank FJ, Robertello FJ, et al. : Thermal effects of visible-light and chemically cured resins. *J Dent Res*, 63:199 Abstr. no 259, 1984.

14. Smail SRJ, Patterson CJW, Mclundie AC, et al. : In vitro temperature rises during visible- light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil*, 15:361-366, 1988.
15. Loney RW, Price RBT : Temperature transmission of high-output light-cureing units through dentin. *Operat Dent*, 26:516-520, 2001.
16. Raab MHM : Temperature changes in pulpal micro-circulation. *Proc Finn Dent Soc*, 88:469-479, 1992.
17. Bouschlicher MR, Whalen SR, Dawson DV : Intrapulpal temperature increases with LED, QTH and plasma arc photoinitiation. *IADR, Abstr. no 510* :2002.
18. Price RBT, Murphy DG, Derand T : Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quint Int*, 31:659-667, 2000.
19. Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, et al. : Temperature rise during polumerization of visible light activated composite resins. *Dent Mater*, 4:174-178, 1988.
20. Z-250, 3M thechnical product profile, 8-11, 2002
21. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ : Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent*, 23:267-271, 1995.
22. Hansen EK, Asmussen E : Correlation between depth of cure and temperature rise of a light- activated resin. *Scand J Dent Res*, 101:176-179, 1993.

---

**Reprint requests to:**

**Ho-Won Park** D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Kangnung National University

Chibyun-dong 123, Kangnung, Kangwon-do, 210-702, Korea

E-mail : pedo@kangnung.ac.kr

## Abstract

### THE TEMPERATURE RISING IN PULP CHAMBER DURING COMPOSITE RESIN POLYMERIZATION

Dong-Hwan Hwang, Ju-Hyun Lee, Ho-Won Park

*Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry,  
Oral Science Research Institute, Kangnung National University*

This study investigates pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization by plasma arc(Group III : Flipo 3 sec, Group IV : Flipo 5 sec) and LED curing units(Group V : Lux-O-Max, 40 sec) as well as conventional halogen lamp curing units(Group I : VIP mode3, 20 sec, Group II : VIP mode6, 20 sec).

The results are as follows :

1. All of the investigated pulp chamber temperature rises are lower than the boundary temperature could result in irreversible damage to the pulpal tissue (5.5°C).
2. In the group II, it is found the significantly higher pulp chamber temperature rise than any other groups ( $p<0.05$ ).
3. In the group of composite resin light-cured with VIP, it is found the significantly higher pulp chamber temperature rise in the group II than group I( $p<0.05$ ).
4. In the group of composite resin light-cured with Flipo, it is found the significantly higher pulp chamber temperature rise in the group IV than group III ( $p<0.05$ ).
5. In the case of comparing VIP and Flipo, group II is significantly higher pulp chamber temperature rise than group III, IV( $p<0.05$ ), and group IV is significantly higher pulp chamber temperature rise than group I( $p<0.05$ ), and it does not significantly differ between group I and III.
6. In the group of composite resin light-cured with Lux-O-Max, it is found the significantly lower pulp chamber temperature rise than any other groups ( $p<0.05$ ).

**Key words** : Composite resin, Plasma arc, LED, Pulp chamber temperature