# 상아질을 통한 플라즈마 아크 광중합기의 온도 전달

박호원 · 김지훈

강릉대학교 치과대학 소아치과학 교실 및 구강과학연구소

국문초록

플라즈마 아크 광중합기(Plasma Arc Curing units)는 상대적으로 높은 광강도를 발생시켜 짧은 중합시간으로 복합레진이 충분한 중합강도에 도달할 수 있게 해준다. 시술시간의 단축이라는 점에서 소아치과에서는 최근에 플라즈마 아크 광중합기를 많이 사용하고 있으나, 플라즈마 아크 광중합기는 광조사 동안 많은 열을 발생시킬 수 있다.

본 연구에서는 2종류의 플라즈마 아크 광중합기(Flipo, Q-Lux plasma 100)를 이용하여 여러 두께의 상아질 시편과 중합된 복합레진 시편을 통해 전달되는 온도를 측정하고 비교하였다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 플라즈마 아크 광중합기를 연속적으로 조사하였을 때, 중합기의 조사단에서 측정된 온도는 조사시간이 증가함에 따라 증가하였고, Q-lux에서 Flipo보다 더 큰 온도 증가를 보였다($p<0.001$).
2. 상아질 시편의 두께에 따른 온도 변화에서, 상아질 시편의 두께가 증가함에 따라 온도 증가량은 감소되었다($p<0.05$).
3. 복합레진 시편의 두께에 따른 온도 변화에서, 복합레진 시편의 두께가 증가함에 따라 온도 증가량은 감소되었다($p<0.05$).

**주요어** : 온도 전달, 플라즈마 아크 광중합기, 상아질 두께

## Ⅰ. 서 론

복합레진의 중합시간과 중합수축을 줄이기 위해 그동안 다양한 출력과 중합시간을 갖는 광중합기들이 개발되었다. 그 중에서도 최근에 개발된 플라즈마 아크 광중합기는 제조사의 설명에 따르면 강한 출력과 광도로 대부분의 복합레진을 보다 짧은 시간에 중합시키며 할로겐 램프를 이용한 중합과 유사하거나 보다 나은 물리적 성질을 얻을 수 있다고 한다.

플라즈마 아크 광중합기는 매우 근접한 두 전류단자에 높은 전압을 걸어 고온으로 백열하는 이온화된 분자와 전자의 가스상 혼합물인 플라즈마로부터 고출력의 광선을 발산하도록 고안되었다. 이 때 광선이 발산되는 과정에서 발생광선의 양과 비례하여 온도상승이 일어나게 된다.

시술시간의 단축이라는 면에서 플라즈마 아크 광중합기는 특히 소아치과 영역에서 많은 관심이 고조되고 있으나, 광중합 시간을 줄이기 위해 도입된 고출력의 에너지로 인해 조사되는 동안 불가피하게 많은 열을 발생시킬 수 있다.

열에 매우 민감한 치수세포는 치아우식증의 수복을 위한 치아 절삭, 치관형성, 수복재료의 활택술 등의 보존술식 뿐만 아니라, 인상재나 수복용 복합레진으로부터의 반응열, 냉온 음료 등의 여러 가지 자극으로 열을 전달받을 수 있다. 오랜 기간동안 치과 영역에서는 이러한 열 자극으로 인한 온도의 증가가 치수조직에 미치는 위해효과에 대해 관심을 기울여 왔으며, 42.5℃를 초과하는 치수내 온도의 증가는 치수조직에 비가역적인 손상을 야기할 수 있다고 보고 된 바 있다[1,2].

Zach와 Cohen[1]의 연구에 따르면 와동의 형성이나, 광중합 수복물의 중합시 치아에 가해지는 열과 온도 상승은 치수에 다양한 정도의 손상을 야기할 수 있다고 하였다. 특히 원숭이의

*교신저자 : 박 호 원*

*강원도 강릉시 지변동*
*강릉대학교 치과대학 소아치과학교실*
*Tel : 033-640-3158*
*E-mail : pedo@kangnung.ac.kr*

※ 본 연구는2002년도 강릉대학교 학술연구조성비 지원에 의해 수행되었음.

치아를 이용한 동물 실험에서, 치수 내의 5.5℃의 온도 상승은 치수에 비가역적인 손상을 야기할 수 있으며 실험 대상 치아들의 15%에서 생활력의 완전한 상실이 일어난다고 하였고, 11℃의 온도 상승으로 60%의 치아들이 생활력을 회복하지 못했음을 보고하였다[2].

여러 가지 열자극원들 중에서 그동안 광중합 기기들에 의한 열 자극은 그다지 심각하게 받아들여지지 않았으며 간과되는 경향이 있었다. 플라즈마 아크 광중합기와 같은 높은 출력의 광중합기는 광조사시간동안 많은 열을 발생시킴에도 불구하고, 이에 대한 연구는 아직 미흡한 실정이다. 이러한 광중합 기기들에 의해 야기될 수 있는 치수내 온도증가는 복합레진의 초기 온도, 재료의 색조 및 다공성 정도, 레진의 두께[3], 남아 있는 치질의 두께, 광조사 시간[4], 광중합기의 종류 등에 의해 영향을 받는다고 알려져 있다[6]. 그 중에서 특히 치수로의 열전달은 수복재료의 열전도성이나 수복의 형태[5]보다 상아질의 두께에 의해 더 많은 영향을 받는다고 보고 되었다[4].

70년대 들어 광중합 복합레진의 개발 이후, 복합레진 수복시 광조사기의 사용은 증가하는 추세이며, 광조사기 광원 역시 초기의 자외선, 가시광선 등을 거쳐 플라즈마 아크나 LED, 레이저 등이 개발되었다. 치수로의 열전달은 중합 동안 사용되어지는 이러한 광중합기에 따라 다양하다. 특히 플라즈마 아크 광중합기와 같은 높은 출력의 광강도는 치수로의 열전달을 증가시킬 수 있다.

본 연구에서는 시판되고 있는 2종류의 플라즈마 아크 광중합기를 사용하여, 상아질과 복합레진을 투과하면서 전달되는 열에 의한 온도 변화를 측정함으로써 치수조직에 위해한 영향을 미칠 수 있는지를 간접적으로 알아보았다.

## Ⅱ. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

1) 광중합기

본 연구에서는 시판되는 두 종류의 플라즈마 아크 광중합기, Flipo와 Q-lux plasma 100을 사용하였다. 먼저, Flipo(LOK-KI, France, serial #P02i04649)는 제조사에 따르면 1900mw/cm$^2$의 고출력의 광강도를 가지며, 380-520nm의 파장 범위를 지니고 있다. Q-Lux plasma 100(Rolence, Taiwan, serial #EO163/2001) 역시 제조사에 의하면 2500mw/cm$^2$ 의 출력과 410-500nm 범위의 파장을 가지고 있는 플라즈마 아크 광중합기이다. 실험전에 2종의 광중합기 모두 광도계(POWER MAX 600, Molectron, USA)를 사용하여 허용오차범위 내에서 적절한 광이 출력되는지 확인한 후 실험에 사용하였다.

2) 시편 제작

중합기에서 발생된 열이 수복물과 상아질을 통해 치수조직으로 전달되는 상황을 재현하기 위하여 상아질 시편과 수복물 시편을 각각 제작하였다. 우식이 없이 건전한, 발치된 제 3대구치 치아들을 치아 장축에 수직으로 절단하여, 교합면 중심와에서 치수각 사이의 건전한 상아질을 얻었다. 이 상아질을 800, 1400 grit 사포를 사용하여 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm의 두께로 연마하여 4종류의 상아질 시편을 제작하였다.

수복물 시편은 복합레진 Z100™(3M, USA, Lot# 2BL) A2 shade를 사용하여 제작되었다. 광중합기 조사단의 직경과 같은 8mm 디스크의 형태로 1mm와 2mm의 두께로 충전하였고, 제조사의 지시에 따라 광중합하였다. 그리고 역시 사포를 이용하여 균일한 표면과 두께로 연마하였고, 두께에 따라 각각 10개씩 제작하였다.

3) 온도 측정

-50℃에서 +1000℃까지 측정할 수 있는 디지털 온도계(Testo925, GmbH & Co, USA, serial #1010311358)를 사용하여 중합기에서 전달된 열에 의한 온도변화를 측정하였다. K type 형태의 socket을 가진 probe를 thermocouple(GmbH & Co, USA, serial# 0602 0692)로 사용하였고, 이 thermocouple의 온도측정단자를 시편에 직접 접촉하여 온도변화를 기록하였다. 시편과의 접촉을 긴밀하게 유지하기 위하여 고정 장치를 사용하여 광중합기의 조사단을 고정시킨 후 온도를 측정하였다.

### 2. 연구 방법

1) 광중합기 조사단에서의 온도측정

임상에서의 다양한 중합환경을 고려하여 간헐적 조사방식과 연속 조사방식의 두 가지 방법으로 온도변화를 측정하였다. 두 중합기 모두 임상에서 흔하게 사용되는 3초 모드를 사용하였다. 먼저 간헐적 조사방식은 1회 조사 후 충분한 냉각시간을 가진 후 다시 조사를 하는 방식으로 총 10회를 조사하여 증가한 온도를 측정하였고, 조사시마다의 최고온도를 기록하였다. 반면에, 연속 조사방식은 간헐적 조사방식과는 달리 냉각시간없

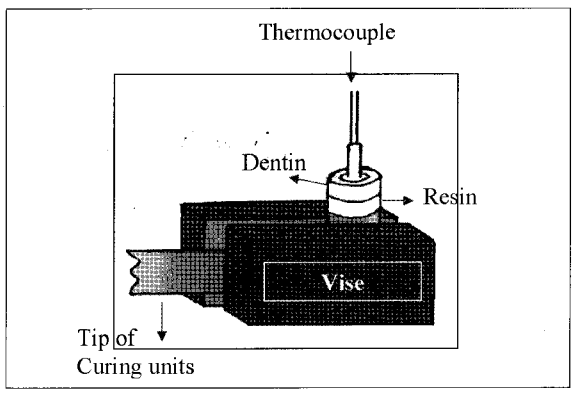


**Fig. 1.** Schematic diagram of experiment

이 조사가 끝나자마자 재조사하는 방식으로 10번을 연속적으로 조사하였으며 조사시마다의 최고온도를 기록하였고, 각 조사방식에서 평균온도증가량을 산출하였다. 산출된 결과의 통계학적 유의성을 검증하기 위해 SPSS 10.07 프로그램에서 t-test를 시행하였다.

2) 시편을 통해 전달된 온도측정

미리 중합된 복합레진 시편 20개(1mm 10개, 2mm 10개)를 무작위 순서로 선택하여, 단단히 고정시킨 광중합기의 조사단 위에 올리고, 상아질 시편을 차례대로 올린 후 온도계로 위에서 누른 채 전달되는 열을 측정하였다(Fig. 1). 먼저 1mm 두께의 복합레진 시편에 4가지의 두께가 다른 상아질 시편 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm을 각각 사용하여 온도변화를 10회 측정하였다. 그리고 2mm 두께의 복합레진 시편을 사용하여 역시 상아질 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm에서 각각의 온도변화를 10회씩 측정하였다. 측정 후 조사단의 온도가 실험실내 온도로 냉각된 후 다음 측정을 시행하였다. 산출된 결과의 검증을 위해 역시 SPSS 10.07 프로그램에서 One-way ANOVA를 시행하여 유의성을 평가하였다.

## Ⅲ. 연구성적

### 1. 광중합기의 광도

실험 전에 광도계를 사용하여 광중합기가 제조사의 허용범위 내에 있는지 확인하였다. 각각의 광강도를 10회 측정한 결과, 1900mw/cm$^2$라고 알려진 Flipo의 광강도는 평균 1886 mw/cm$^2$(0.726 Watts)로 측정되어 허용범위 ±10% 내에 있었고, 2500mw/cm$^2$로 알려진 Q-lux의 광강도는 평균 2668mw/cm$^2$(1.027 Watts)로 역시 허용범위 내에 있음을 확인할 수 있었다(Table 1).

### 2. 조사단에서의 직접적인 온도변화

1) 간헐적 조사시 온도변화 (실험실 25℃±0.8℃)

간헐적으로 광중합기를 조사하였을 때 중합기 조사단에서 발생하는 온도변화를 측정하였다. Q-lux와 Flipo 모두에서 온도증가가 관찰되었으며, Flipo에 비하여 Q-lux가 더 많은 증가를 보였다($p<0.001$). 평균적으로 Q-lux에서는 17.5℃, Flipo에서는 8.0℃ 정도의 온도 상승이 관찰되었다(Table 2).

**Table 1.** Light intensity comparison before experiment

| Curing Unit | Light Intensity (mW/cm$^2$) | S. D (mW/cm$^2$) | Manufacturer suggested | Measured range |
|---|---|---|---|---|
| Q-lux plasma 100 | 2669 | 104 | 2500 | 6.7 % above |
| Flipo | 1886 | 64 | 1900 | 0.74% below |

**Table 2.** Temperature increase on intermittent curing (Ambient Temp : 25℃±0.8℃)

| Curing unit | Count | Mean(℃) of max. temp. | S. D (℃) | Mean(℃) of ⊿T |
|---|---|---|---|---|
| Q-Lux Plasma 100 | 10 | 42.47 | 2.32 | 17.47 |
| Flipo | 10 | 33.35 | 1.02 | 8.35 |

⊿T : Temperature rise by light curing
S. D : Standard Deviation

**Table 3.** Temperature increase on continuous curing (Ambient Temp : 23℃±0.6℃)

| Continuous curing | Count | Mean(℃)±S. D(℃) | |
|---|---|---|---|
| | | Q-Lux plasma 100 | Flipo |
| 1 | 10 | 38.32±1.80 | 32.58±1.23 |
| 2 | 10 | 45.21±3.00 | 37.22±1.75 |
| 3 | 10 | 49.46±3.55 | 40.17±1.69 |
| 4 | 10 | 52.7 ±3.14 | 42.26±2.20 |
| 5 | 10 | 56.32±3.22 | 43.7 ±2.19 |
| 6 | 10 | 59.3 ±3.05 | 45.27±2.63 |
| 7 | 10 | 61.55±3.39 | 47.34±3.25 |
| 8 | 10 | 64.36±3.65 | 49.17±3.72 |
| 9 | 10 | 66.89±4.31 | 50.72±4.16 |
| 10 | 10 | 69.78±5.04 | 52.02±3.99 |

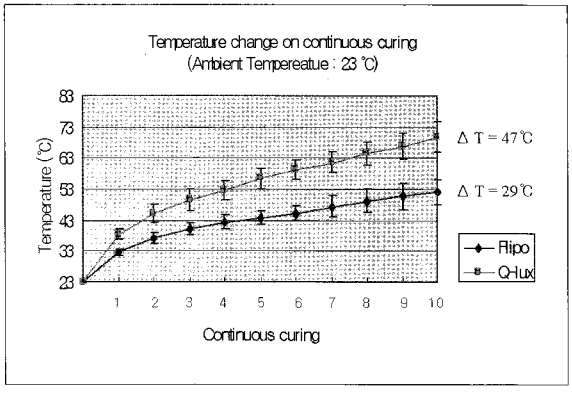


**Fig. 2.** Temperature change on continuous curing.

**Table 4.** Average temperature rising as dentin & resin thickness increase, in Q-lux plasma 100(ambient temperature 23℃±0.6℃)

| Dentin Thickness(mm) | Resin Thickness(mm) | Count | Mean ⊿T(℃) | S. D (℃) |
|---|---|---|---|---|
| 0.5 | 1 | 10 | 5.27 | 0.56 |
| 1.0 | 1 | 10 | 4.59 | 0.96 |
| 1.5 | 1 | 10 | 3.94 | 0.86 |
| 2.0 | 1 | 10 | 3.55 | 0.48 |
| 0.5 | 2 | 10 | 4.29 | 0.41 |
| 1.0 | 2 | 10 | 3.31 | 0.30 |
| 1.5 | 2 | 10 | 2.59 | 0.11 |
| 2.0 | 2 | 10 | 2.26 | 0.17 |

**Table 5.** Average temperature rising as dentin & resin thickness increase, in Flipo(ambient temperature 23℃±0.6℃)

| Dentin Thickness(mm) | Resin Thickness(mm) | Count | Mean ⊿T(℃) | S. D (℃) |
|---|---|---|---|---|
| 0.5 | 1 | 10 | 3.2 | 0.75 |
| 1.0 | 1 | 10 | 2.79 | 0.54 |
| 1.5 | 1 | 10 | 2.66 | 0.41 |
| 2.0 | 1 | 10 | 2.33 | 0.2 |
| 0.5 | 2 | 10 | 2.09 | 0.28 |
| 1.0 | 2 | 10 | 1.72 | 0.32 |
| 1.5 | 2 | 10 | 1.5 | 0.23 |
| 2.0 | 2 | 10 | 1.25 | 0.11 |

2) 연속 조사시 온도변화 (실험실 23℃±0.6℃)

연속 조사시 Q-lux와 Flipo 모두 간헐적으로 조사하였을 때보다 더 많은 온도 증가를 보였다. 10번을 연속하여 조사하였을 때 증가되는 온도를 측정하였고, 이를 모두 10회 반복 시행하였다. 10번의 연속된 조사에서 조사 횟수가 증가될 때마다 다음 조사시에는 더 높은 온도의 증가를 보였다. 중합기 조사단에 직접 접촉하여 측정한 연속 조사시 온도 증가는 실험실온도로부터 Q-lux의 경우 평균 47℃의 증가량을 보였으며, Flipo에서는 29℃의 온도 증가를 보였다(Table 3, Fig. 2).

### 3. 상아질과 복합레진 시편에 따른 평균 온도증가량(실험실 23℃±0.6℃)

두 종류의 플라즈마 아크 광중합기, Flipo와 Q-lux에서 상아질과 복합레진 시편의 두께가 증가할수록 온도 상승은 감소되었다($P<0.05$, one-way ANOVA). 시편의 두께에 따라 Flipo에서는 최고 3.20℃, 최저 1.25℃의 온도 변화를 보였고, Q-lux에서는 최고 5.27℃, 최저 2.26℃의 온도변화를 보였다. 중합기의 종류에 따라서도 역시 차이를 보였는데, Q-lux에 비하여 Flipo에서 시편의 두께 증가에 따른 온도변화량이 더 작게 관찰되었다(Table 4, 5).

## Ⅳ. 총괄 및 고찰

광중합 복합레진이 치과에 소개된 70년대 이후, 복합레진의 발달과 함께, 광조사기의 광원 역시 초기의 자외선, 가시광선 등을 거쳐 현재 플라즈마 아크나 LED, 레이저 등 다양한 광원의 광중합기가 개발되어 사용되고 있다. 이 중 플라즈마 아크 광중합기는 고강도의 빛을 방출하여 복합레진의 중합시간을 획기적으로 줄인 제품으로 소개되고 있으며, 이런 짧은 광조사시간의 장점으로 여러 번의 조사가 필요한 적층 충전 등의 수복이나 고정식 교정 장치의 접착, 행동조절이나 타액조절이 어려운 소아환자나 장애환자에서 시술시간을 단축시켜줌으로써 임상적 관심을 불러일으키고 있다. 그러나 시술시간을 단축시키기 위한 고강도의 광원이 치수에 어떠한 영향을 미치는 지에 대한 연구는 아직 미진한 상태이다.

이전의 Zach와 Cohen[1]의 연구에서 치수조직에 비가역적인 손상을 야기할 수 있는 치수내 온도 증가를 보고한 바 있다. 기존의 할로겐 광중합기도 치수내 온도에 대한 연구에서 온도 증가가 보고 된 바 있으며, 이보다 출력이 높은 플라즈마 아크 광중합기에서는 더 높은 온도의 상승이 야기될 수 있다[7].

먼저, 첫 번째로 간헐적으로 조사하였을 때, 두 광조사기 조사단 모두에서 온도 증가가 나타났으며, Q-lux에서 보다 높은 증가를 보였다. 간헐적 조사시의 조사간격은 조사단의 온도가 실내온도까지 떨어질 때까지로 하였고 그 결과 Q-lux에서 평균 17.50℃가 상승하여 42.47℃까지 온도가 상승하였다. 그러나 수복물과 상아질의 두께를 고려해 볼 때 간헐적 조사시의 이러한 온도증가는, 실제 임상에서 치수에 비가역적인 손상을 야기하는 42.5℃[1]보다 낮을 것이다.

한편, 연속적으로 조사하였을 때는 간헐적으로 조사한 경우보다 더 높은 온도상승을 보여주었다. 10회 연속조사 후 조사단 자체에서 측정한 온도는 Q-lux에서 70℃, Flipo에서 52℃까지 증가되어, Q-lux에서 평균 47℃, Flipo에서 평균 29℃의 온도 상승을 보였다. 실험과는 달리 실제 임상에서 치수로 전달되는 열은 수복물과 상아질을 거쳐 전달되므로 이보다 감소되겠지만[8,9], 여러 번의 조사가 필요한 적층 충전 등의 수복이나 고정식 교정 장치의 접착과 같이 연속조사가 행해지는 경우 조사단에서 상승된 고온의 열은 구강 연조직에 불편감 혹은 통증을 야기할 수 있다.

본 실험에서는 strip을 배제한 후 진행되었는데, 실제 임상에서는 strip이 사용되기도 한다. Loney와 Price[10]에 따르면, Mylar Strip을 사용했을 때 전달되는 광출력은 유의할만하게 감소하였다. 그러나, 치수에 전달될 수 있는 최고온도를 측정하고자 본 실험에서는 strip을 배제한 채 이루어졌다.

Goodis 등[4]은 치수로의 열전달이 수복물의 열전도성이나 형태보다는 상아질의 두께에 의해 더 많은 영향을 받는다고 보고

한 바 있다. 본 연구에서도 상아질과 복합레진의 두께가 증가함에 따라 온도 증가량이 감소하는 기존의 연구[6]와 일치하는 결과를 보여주었다. 상아질 0.5mm, 복합레진 1mm의 두께일 때 Q-lux에서 5.27℃, Flipo에서 3.2℃의 최대 온도 증가량을 나타내었다. 미리 중합되어진 복합레진 시편을 통해 전달된 온도를 측정한 본 실험과는 달리, 실제 임상에서는 수복물 자체의 레진중합반응으로 인한 열이 가중되어질 수도 있다. 자가중합 아크릴릭 레진의 경우 중합열에 의해 4.4℃에서 48℃까지 온도가 상승될 수 있음이 보고 된 바 있으며[11,12], 복합레진 역시 1.5-3.4℃의 온도가 상승될 수 있다고 한다[10,12-14]. Hussey 등[15]은 생체내 실험을 통해 광중합 레진의 중합 동안에 평균 5.4℃ ±2.5℃의 온도 증가를 보고하면서, 이장재의 사용이나 충분한 두께의 상아질 유지를 통해 임상에서 적절한 치수보호가 이루어져야 한다고 주장하였다. 본 연구의 결과에서 특히 Q-lux는 최대 5.27℃의 온도상승을 보였고, 여기에 이전 연구에서 보고된 수복물 자체의 중합열을 고려한다면, Zach와 Cohen[1]이 치수에 비가역적인 손상을 야기할 수 있는 온도변화로 제시한 5.5℃를 초과하게 된다. 그러나 Zach와 Cohen[1]은 가열된 금속주조물을 직접 치아에 5-20초 동안 접촉시켜 실험을 한 반면, 실제 임상에서는 광중합기로부터 열이 치질 및 수복물을 거쳐 간접적으로 전달되고 그 지속시간도 실험과는 다를 수 있다. 그럼에도 불구하고, 고출력의 광중합기에 의해 발생된 열과 복합레진 수복물 자체의 반응열을 고려해 볼 때 임상에서 충분히 치수에 비가역적인 영향을 미칠 수 있는 열이 전달가능하다[15].

할로겐 광원을 이용하여 실험하였던 기존 연구결과[7,10]와 비교하였을 때, 플라즈마 아크 광원을 이용한 본 실험에서의 온도 증가는 이전 연구결과보다 더 낮게 나타났다. 그러나 기존 연구에서 할로겐 광중합기의 중합시간이 40초였고, 본 실험에서 플라즈마 아크 광중합기의 중합시간은 3초로 플라즈마 아크 광중합기에 의한 열자극이 더 짧은 시간동안 가해졌음을 알 수 있다. 즉, 열자극에 대한 노출시간이 길어질수록 치수가 비가역적인 손상을 받을 가능성은 증가되기 때문에 플라즈마 아크 광중합기의 짧은 중합시간은 장점으로 작용할 수 있다. 또한 본 실험에서는 3초 모드를 사용하여 실험하였지만, 실제 임상에서는 보다 확실한 중합을 위해 6초 모드를 주로 사용하는 경향이 있으므로, 본 실험결과보다 더 높은 온도 증가가 일어날 수 있다. 플라즈마 아크 중합기로 10초 동안 중합하였던 기존 연구에서는 7.83℃의 온도증가를 보고하기도 하였다[7]. 치수에 대한 영향이라는 점에서 열자극의 강도나 상황 뿐만 아니라, 열자극의 지속시간 역시 중요하게 작용하리라 볼때, 임상에서의 연장되고, 반복시행되는 중합은 충분히 치수에 대해 손상을 야기할 가능성이 있다. 따라서 실험 결과의 해석에 있어 중합시간 및 임상환경에 대한 신중한 고려가 요구되며, 향후 중합기의 여러 가지 조사모드에 따른 다양한 연구가 필요하다.

수복물과 상아질을 통해 전달되는 온도를 측정하였던 기존의 문헌들에서는 실험전에 광중합기의 강도가 허용범위 내에 있는지 확인하는 데 있어 한계점을 가지고 있었다[10]. 당시 기존의 광중합기 광도측정에 사용되었던 광도계는 기기 자체의 측정한계로 1000mw/cm$^2$를 상회하는 플라즈마 아크 광중합기의 광도를 제대로 측정할 수 없었으며 실험전에 광중합기가 제조사가 주장하는 광도의 오차범위 내에 있는지 확인이 불가능했다. Berry등[16]의 연구에 의하면 대부분의 광중합기는 제조 후 사용기간이 증가할수록, 적절한 에너지를 출력하지 못하고 있고, 증가된 조사 시간도 이를 보상해주지 못했다. 광원의 강도에 영향을 미치는 변수로는 전압의 유동성, bulb의 수명, filter의 degradation, optic guide의 마모나 오염, 전력공급장치 내의 전자부품들의 고장 등 여러 가지가 있으며[17,18], 플라즈마 아크 광중합기의 경우 시간이 지나면서 전극의 부식으로 인해 광출력이 현저하게 감소될 수 있으므로 정기적인 광강도 확인이 반드시 이루어져야 한다. 따라서 본 실험에서는 Flipo, Q-lux 각각에 대해 광강도가 실험전 제조회사가 허용하는 오차의 범위 내에 있는 지 측정하였다. 실험 전, 플라즈마 아크 광중합기의 광강도 측정이 가능한 Laser power meter(POWER MAX 600, Molectron, USA)를 사용하여 측정한 결과, 두 광중합기 모두 ±10%내의 허용범위 안에 있음을 확인하였다.

시편을 통한 온도의 전달을 측정하기 전에 조사단 자체의 온도변화 평가도 이루어졌다. 간헐적으로 조사하였을 때와, 연속적으로 조사하였을 때로 나누어 조사단 자체의 온도 변화를 측정하였다. Flipo의 경우 중합기상에서 조사(3초 모드) 후 1.5초(중합시간의 1/2)의 자체 냉각시간을 가지고 있었고, 이를 경고음과 램프를 통해 알 수 있게 되어 있다. 2002년 7월 이후에 제조된 Flipo에서는 이 시간 동안에는 재조사가 이루어지지 않도록 설계되어 있다. 그러나 Q-lux에서는 따로 할당된 기기 자체의 냉각시간은 없었으며, 본 실험에서는 연속조사시의 실제 임상환경을 고려하여 냉각없이 조사를 실시하였다. 간헐적으로 조사하였을 때와 연속적으로 조사하였을 때 모두 Q-lux가 더 높은 온도변화를 보였으며($P<0.001$ by t-test), 이는 기기 자체의 냉각 시간의 유무, 광강도의 차이(Flipo : 1900 mw/cm$^2$, Q-lux : 2500mw/cm$^2$) 등이 영향을 주었을 것으로 생각된다. 현재 임상에서는 고정식 교정 장치의 광중합 복합레진을 이용한 접착 시 연속조사가 빈번히 이루어지고 있으며, 제조사에 따르면 이런 연속조사는 램프와 전력 공급 장치를 과열시키고 장비의 수명을 단축시키는 원인이 되고 있다고 한다.

본 연구의 한계점으로 상아질 접착제의 개재 없이 상아질과 복합레진 시편의 접촉을 통해 열전달이 이루어진 점을 생각해 볼 수 있다. Hannig 등[7]은 상아질 접착제의 개재 유무에 따른 온도증가 실험에서 그 차이가 유의할 만한 수준이 아님을 보고하면서, 산부식이나 접착제 사용여부에 의해서는 치수강내 온도 증가량에 유의할 만한 영향을 주지 않는다고 주장하였다. 따라서 본 연구에서도 이전 연구에 기초하여 상아질 접착제를 개재하지 않고 실험하였다. 그러나, 상아질 접착제의 사용시 이것의 중합을 위한 추가적인 광조사가 요구되므로 치수에 미치는 열에 의한 효과는 보다 증가되어 질 수 있다.

또한 본 실험의 결과를 인체 내에 적용시 열에 대한 치수의

완충효과를 고려해야 한다. 치수강내 혈액순환과 상아세관내의 모세혈관작용의 효과로 인하여 열전도 현상은 다소 감소될 수 있으며[17], 생체내의 온도가 43℃를 넘게 되면 치수로 전달되는 열을 분산시키기 위해 혈류증가와 연관된 구심성 신경섬유가 자극되어, 주위 조직이 치수내 온도증가를 감쇠시킬 수 있다고 한다[7,19]. 따라서 본 연구의 결과의 해석에 있어서 이러한 한계점들에 대해 신중한 고려가 요구되며, 추후 행해질 연구에서는 이런 한계점들에 대한 추가적인 보완이 필요하리라 생각된다.

짧은 중합시간의 장점으로 최근 소아치과 영역에서 사용이 증가되고 있는 플라즈마 아크 광중합기는 고출력의 광강도로 인하여 불가피하게 많은 열을 발생시킨다. 본 연구 결과에서 관찰된 바와 같이 연속하여 조사하였을 때 특히 많은 양의 열을 발생시키며, 비록 수복물과 상아질을 거쳐 전달되더라도 상아질 두께가 얇을수록[20], 수복물의 두께가 얇을수록 치수에 비가역적인 위해효과를 일으킬 가능성은 증가하게 된다. Flipo가 Q-lux에 비해 더 낮은 온도증가를 나타냈지만, 광중합기에 의한 온도상승과 더불어 복합레진 중합반응시의 열을 추가적으로 고려해 본다면, 임상에서 플라즈마 아크 광중합기의 사용시 신중함이 요구되는 바이다.

## Ⅴ. 결 론

1. 간헐적으로 광중합기를 조사한 경우, Q-lux와 Flipo 모두 중합기 조사단에서 관찰된 온도 증가는 Flipo에 비하여 Q-lux가 더 크게 나타났다($p<0.001$ by t-test).
2. 연속 조사시 Q-lux와 Flipo 모두 간헐적으로 조사하였을 때보다 더 큰 온도 증가를 나타냈다. 10번의 연속조사에서 조사 횟수가 증가될 때마다 다음 조사시에는 더 높은 온도의 증가를 보였다. 23℃의 실험실 온도에서 중합기 조사단에 직접 접촉하여 측정한 연속 조사시 온도 증가는 Q-lux의 경우 평균 47℃의 증가량을 보였으며, Flipo에서는 29℃의 온도 증가량을 보였다.
3. 상아질과 복합레진 시편 두께 증가에 따른 평균 온도변화에 있어서, Flipo와 Q-lux 모두 상아질과 복합레진 시편의 두께가 증가할 때마다 온도상승은 감소되었다($p<0.05$ by Oneway ANOVA). 시편의 두께에 따라 Flipo에서는 최고 3.2℃, 최저 1.25℃의 온도 변화를 보였고, Q-lux에서는 최고 5.27℃, 최저 2.26℃의 온도변화를 보여, Flipo에서 더 작은 온도 변화가 관찰되었다.

## 참고문헌


1. Leo Zach, Gerson Cohen : Pulp response to externally applied heat. O.S., O.M. & O.P., 19:515-530, 1965.
2. Mauri Pohto, Arje Scheinin : Microscopic Observations on living Dental pulp. Acto Odontol Scand, 16:303-327, 1958.
3. McCabe JF : Cure Performance of light-activated composites by differential thermal analysis(DTA). Dent Mater, 1:231-234, 1985.
4. Goodis HE, White JM, Andrews J, et al. : Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model. Dent Mater, 5:230-234, 1989.
5. Takahashi N, Kitagami T, Komori T : Evaluation of thermal change in pulp chamber J dent Res, 56:1480, 1977.
6. CH Lloyd, A Joshi, E McGlynn : Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater, 2:170-174, 1986.
7. Hannig M, Bott B. : In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent Mater, 15:275-281, 1999.
8. Chan KC, Boyer DB. : Curing light-activated composite resins through dentin. J Prosthet Dent, 54:643-645, 1985.
9. Uno S, Asmussen E. : Effect on bonding of curing through dentin. Acta Odontol Scand, 49:317-20, 1991.
10. RW Loney, RBT Price : Temperature Transmission of High-Output light-curinbg units Through Dentin. Oper Dent, 26:516-520, 2001.
11. Plant CG, Jones DW, Darvell BW : The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. Br Dent J, 137:233-238, 1974.
12. Smail SR, Patterson CJ, McLundie AC, Strang R. : In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. J Oral Rehabil, 15:361-366, 1988.
13. Lloyd CH : A differential thermal analysis(DTA) for the heats of reaction and temperature rises produced during the setting of tooth colored restorative materials. J Oral rehabil, 11:111-121, 1984.
14. RD Pradhan, N Melikechi, F Eichmiller : The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventionlal quartz-tungsten-halogen source. Dent Mater, 18:221-226, 2002.
15. DL Hussey, PA Biagioni, PJ Lamey : Thermographic measurement of temperature change during

resin composite polymerization in vivo. J dent, 23:267-271, 1995.
16. Berry JG, Barghi JM, Godwin K, et al. : Measurement of intensity of curing units in dental offices. J Dent Res, 71:161, 1992.
17. AC Shortall, E Harrington, HJ Wilson : Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. J Dent, 23:227-232, 1995.
18. RBT Price, DG Murphy, Tore Derand. : Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quint Int, 31:659-667, 2000.
19. Raab WH : Temperature changes in pulpal microcirculation. Proc Finn Dent Soc, 88:469-479, 1992.
20. DS Cobb, DN Dederich, TV Gardner. : In vitro Temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light Versus argon laser. Lasers in Surgery and Medicine, 26:386-397, 2000.
21. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater, 16:330-336, 2000.

## Abstract

# TEMPERATURE TRANSMISSION OF PAC UNIT THROUGH DENTIN

Ho-Won Park, Ji-Hun Kim

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

Plasma Arc Curing(PAC) units operate at relatively high intensity and claimed to result in optimum properties of composite resin in a short curing time, so the interest of pediatric dentists about PAC units have been increased recently. But PAC units used for polymerizing restorative resins produce heat during operation.

The purpose of this study was to evaluate temperature transmission through dentin of various depths using two types of PAC units(Flipo, Q-Lux plasma 100). The results from the present study can be summarized as follows :

1. When PAC be used continuously, temperature on tip was increased as curing times, and Q-Lux showed greater temperature rising($p<0.001$).
2. Compared temperature transmission as dentin depth, temperature rising rate was decreased as dentin thickened(0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm)($p<0.05$).
3. Compared temperature transmission as resin depth, temperature rising rate was also decreased as resin thickened(1.0, 2.0mm)($p<0.05$).

**Key words** : Temperature transmission, Plasma arc curing unit, Dentin thickness