

## 광중합 시 수종의 심미적 수복재와 이장재의 사용에 따른 치수내 온도변화

장혜란 · 이형일 · 이광원 · 이세준

전북대학교 치과대학 치과보존학교실 및 구강생체과학연구소

### ABSTRACT

#### TEMPERATURE CHANGES IN THE PULP ACCORDING TO VARIOUS ESTHETIC RESTORATIVE MATERIALS AND BASES DURING CURING PROCEDURE

Hye-Ran Jang, Hyung-II Lee, Kwang-Won Lee, Se-Joon Lee

*Department of Conservative Dentistry and Institute of Oral Bioscience,  
College of Dentistry Chonbuk National University*

Polymerization of light-activated restorations results in temperature increase caused by both the exothermic reaction process and the energy absorbed during irradiation. Within composite resin, temperature increases up to 20°C or more during polymerization. But, insulation of hard tissue of tooth lowers this temperature increase in pulp. However, many clinicians are concerned about intrapulpal temperature injury. The purpose of this study was to evaluate temperature changes in the pulp according to various restorative materials and bases during curing procedure.

Caries and restoration-free mandibular molars extracted within three months were prepared Class I cavity of 3×6mm with high speed handpiece fissure bur. 1mm depth of dentin was evaluated with micrometer in mesial and distal pulp horns. Pulp chambers were filled with 37.0±0.1°C water to CEJ. Chromium-alumina thermocouple was placed in pulp horn below restorative materials for evaluating of temperature changes. This thermocouple was connected to temperature-recording device(Multifunction analyzer MX, 6.000, JAPAN). Temperature changes was evaluated from initial 37.0°C after temperature changes to 37.0°C. Tip of curing unit was placed in the center of prepared cavity separated 1mm from restorative materials. Curing time was 40s. The restorative materials were used with Z 100, Fuji II LC, Compoglass flow and bases were used with Vitrebond, Dycal. Restorative materials were placed in 2mm. The depth of bases were formed in 1mm and in this upper portion, resin of 2mm depth was placed. This procedure was performed 10 times.

The results were as follows :

1. All the groups showed that the temperature in pulp increased as curing time increased
2. The temperature increase of glass ionomer was significantly higher than that of Resin and Compomer during curing procedure (P<0.05).
3. The temperature increase in glass ionomer base was significantly higher than that of Calcium hydroxide base during Resin curing procedure (P<0.05).

### I. 서 론

치과 치료에 있어 치수에 유해성을 줄 수 있는 온도 상승은 시술자가 세심한 고려를 하지 않는다면, 시술 시 어느 단계에서나 발생 가능하다. 그 중 광중합 시 발생하는 온도상

승이 치수에 유해성을 줄 수 있는 가능성에 대해 논란이 되어 왔다. 치과 치료에서 최근 강조되는 심미성에 발맞추어 심미적 수복재를 광범위하게 사용하고 있고, 근래에는 자가 중합형보다 광중합형 수복재를 선호하고 있다. 광중합 시 발열반응과 광조사시 흡수된 에너지에 의해 온도가 증가하

게 된다고 한다<sup>1-5)</sup>. 이 온도는 레진 내에서는 20℃이상<sup>1-3,6)</sup>이나 치수 내에서는 치아 경조직의 단열효과로 이 이하의 온도상승이 일어난다고 한다<sup>7,8)</sup>. 광중합 시 발생하는 열에 관한 연구는 끊임없이 계속되어 왔는데 그 결과에 대한 논란은 계속되고 있다.

치수내 온도에 대한 연구 결과로 Zach와 Cohen<sup>9)</sup>의 연구에서는 치수내 온도가 5.5℃ 상승 시 15%, 11.1℃상승 시 60%, 16.6℃상승시 100%의 치수 괴사 소견을 나타낸다고 하였다. Rabb 등<sup>10)</sup>은 치수내 온도가 43℃이상 시 치수내 미세혈관에서 흐름이 증가하고, 49℃ 이상 시 치수내 미세혈관에 비가역적인 손상이 발생한다고 하였다. 또한, Photo와 Scheinin<sup>11)</sup>은 42~42.5℃에서 비가역적 손상을 나타낸다고 하였다. 또한, Lloyd와 Brown<sup>12)</sup>, McCabe<sup>1)</sup>, Masutani<sup>3)</sup> Hamilton과 Kramer<sup>13)</sup>, Woods와 Dilts<sup>14)</sup>, Morratt<sup>15)</sup>등은 광중합기가 치수에 해를 줄 수 있는 만큼 치수강 내 온도 상승에 영향을 줄 수 있다고 하였다. McCabe와 Wilson<sup>16)</sup>은 온도에 의한 외상은 와동형성과 와동 내 이장재와 수복물의 발열 경화반응에 의해 일어난다고 하였다. Brannstrom<sup>17)</sup>등은 나이트 치수에서 열 상승에 의한 치수괴사가 쉽게 일어난다고 하였다. Schuchard와 Watkins 등<sup>18)</sup>도 치과 수복 시 치수에 유해한 작용을 할 수 있다고 하였다. 이러한 여러 연구에 비추어 보았을 때 치과 치료는 치수 괴사의 위험성을 증가시키며 치아의 수명과 밀접한 관련이 있다. 수복물의 적절한 중합과 치수에의 유해효과를 감소시킬 수 있는 연구는 계속되어지고 그리하여, 본 연구는 그동안 많은 연구가 된 레진의 광중합 시 치수내 온도 변화와 함께 Resin-modified glass ionomer(RMGI)와 최근 주목받고 있는 Polyacid-modified composite resin(RMCR, Comomer)을 이용하여 실시하였다.

한편, 열발생에 의한 치수내 손상을 감소시키기 위한 한 방법으로 이장재를 사용한다. 이장재를 사용하는 목적에는 열 절연성, 기계적 보호, 화학적 자극으로부터의 보호, 치수

에의 약효를 주는 등이 있고<sup>19,20)</sup>, 이번 실험에서 열 절연체의 역할을 하는지 알아 보고자 한다.

본 연구의 목적은 최근 널리 사용되고 있는 수종의 심미적 수복재와 이장재를 이용하여 중합 시 치수내 온도변화를 측정, 평가하고자 한다.

## Ⅱ. 연구 재료 및 방법

### 1. 실험재료

#### 1) 실험치아

실험치아는 3개월 이내로 발치된 우식과 수복물이 없는 10개의 하악 대구치를 실온의 식염수에 보관하여 사용하였다.

#### 2) 실험 재료 및 실험군

실험 재료로는 수복재로 3M사의 Z-100, GC사의 Fuji II LC, Vivadent사의 Compoglass flow, 이장재로는 3M사의 Vitrebond, Dentsply사의 Dycal을 사용하였고, 광조사를 위한 광중합기는 OPTILUX No. VCL 401을 사용하였다. Temperature-recording device(Multifunction analyzer MX 6,000, JAPAN)로 온도를 측정하고, 항온조를 이용하여 일정한 온도(37℃)를 유지하였다.

실험군 분류는 실험1에서는 1mm 상아질 두께에서 대조군은 수복재를 수복하지 않고 광조사를 한 군이고, Resin군은 Z-100을 이용하여 수복 시 40초간 광중합한 군이고, GI군은 Fuji II LC를 이용하여 수복 시 40초간 광중합한 군이고, Compomer군은 Compoglass flow를 이용하여 수복시 40초간 광중합한 군이다. 실험 2에서는 1mm 상아질 두께에서 대조군은 이장재를 이장하지 않고 2mm의 Z-100 Resin을 40초간 광중합한 군이고, GI군은 Vitrebond을 이장 시 2mm의 Z-100 Resin을 40초간 광중합한 군이고, Ca(OH)<sub>2</sub>군은 Dycal을 이장 시 2mm의 Z-100 Resin을 40초간 광중합한 군으로 분류하였다(Table 1).

**Table 1.** Experimental groups

	Group	Dentin thickenss	Material	Base
Experiment 1	Control	1mm	No Material	No base
	Resin	1mm	Z-100	No base
	Glass Ionomer	1mm	Fuji II LC	No base
Experiment 2	Compomer	1mm	Compoglass flow	No base
	Control	1mm	Z-100	No base
	Glass Ionomer base	1mm	Z-100	Vitrebond
	Ca(OH) <sub>2</sub> base	1mm	Z-100	Dycal

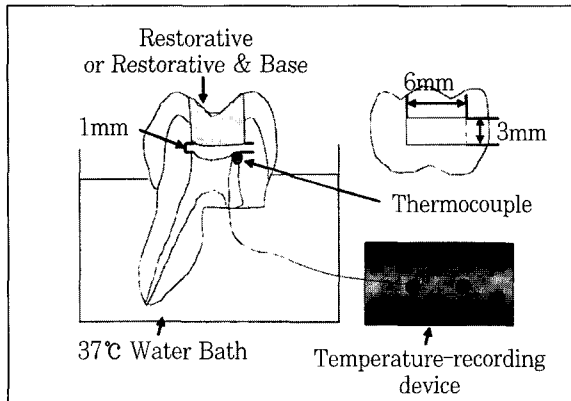


Fig. 1. A schematic diagram of the experimental models

## 2. 실험 방법

실험 치아에서 한 개의 치근을 디스크를 이용하여 제거하고, 치수를 치근단 쪽으로 제거했다. 교합면에 High Speed Handpiece에 연결한 Fissure bur로 3×6mm의 1급 와동을 형성하였다. 상아질의 두께를 측정하기 위해 절단된 치근을 통해 근심과 원심의 치수각에서 Micrometer를 이용하여 1mm의 두께를 측정하였다. 일정한 온도를 유지하기 위해 치수강은 백악법량경계까지 37.0±0.1℃의 항온조의 물로 채웠다. 각 실험군의 온도 변화를 측정하기 위해 수복물의 직하방 치수각에 Chromium-alumina thermocouple을 temperature-recording device (Multifunction analyzer MX 6,000, JAPAN)에 연결하여 초기온도 37.0℃에서부터 중합 시와 다시 37.0℃가 될 때까지 온도를 매 초마다 측정하였다. 중합 시 중합기의 팁은 수복물로부터 1mm 떨어진 와동의 중앙에 위치하여 40초 동안 중합하고,

중합기는 OPTILUX No.VCL 401, U.S.A를 사용하였다. 매회 Radiometer를 이용하여 광중합기의 광도가 일정인지 확인하였다. 광중합하는 수복물은 세종류로 수복하였고, 이장재는 두 종류를 사용하였다. 수복물의 두께는 2mm이고 이장재 사용 시 이장재의 두께는 1mm이고, 레진의 두께는 2mm로 수복하여 측정하였다. 재료는 사용한 시간 전에 실온에서 보관 후 사용하였다.

위의 과정은 각각 표본마다 10회씩 측정하였다. 1회의 실험이 끝날 때마다 충전물을 제거하고, 다른 충전물로 대체하였다.

Fig 1은 실험장치를 모식화한 것이다.

## 3. 통계학적 분석

측정된 치수내 온도 변화는 통계학적 분석인 One way ANOVA, t-Test를 이용하였다.

## Ⅲ. 실험결과

실험 결과는 temperature-recording device (Multi-function analyzer MX 6,000, JAPAN)에서 기록된 데이터를 이용하였고, 치수내 온도 변화 결과는 Table 2와 같다.

### 1. 수복물의 종류에 따른 치수내 온도 변화

세종류의 수복물을 수복한 후 40초간 중합 시 최고온도를 측정한 결과 중합시간이 증가함에 따라 온도는 증가하는 경향을 보였고, 글래스 아이오노머 군은 레진 군과 콤포머 군에 비해 유의성있게 증가하는 경향을 보였다(P<0.05).

Table 2. Maximum Temperature rise

	Group	Temperature(℃)
Experiment 1	Control	40.6±1.0
	Resin	40.1±1.0
	Glass Ionomer	43.3±1.0
	Compomer	40.4±1.0
Experiment 2	Control	40.1±1.0
	Glass Ionomer base	41.4±1.0
	Ca(OH) <sub>2</sub> base	39.6±1.0

Datas \*were expressed as mean±S.D.

: : P<0.05 significantly

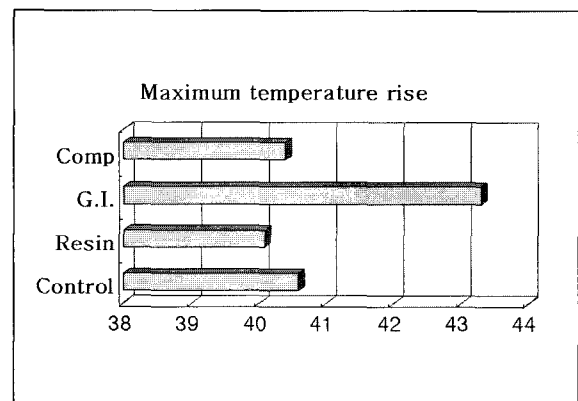


Fig. 2. Results of Temperature Measurements of Restoratives

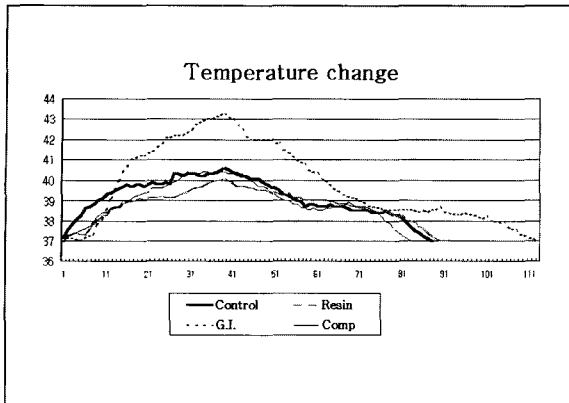


Fig. 3. Results of Temperature Changes of Restoratives

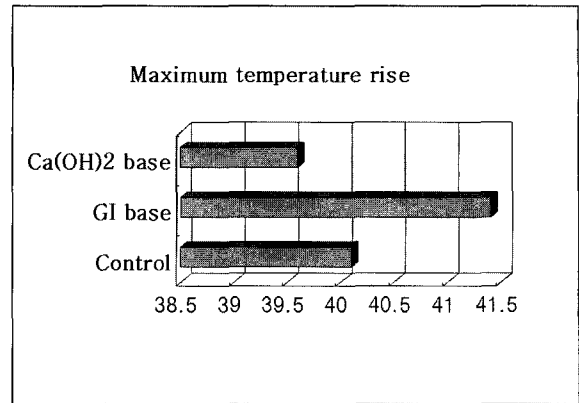


Fig. 4. Results of Temperature Measurements of Resin with/without Bases

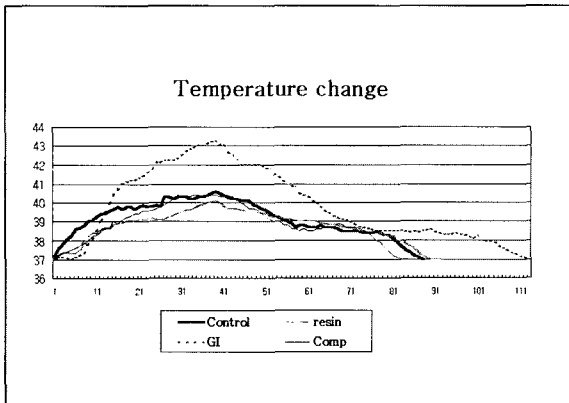


Fig. 5. Results of Temperature Changes of Resin With/without Bases

## 2. 이장재의 종류에 따른 레진 중합 시 치수내 온도 변화

두 종류의 이장재를 이장한 후 레진 수복후 40초간 중합 시 온도를 측정된 결과 글래스 아이오노머 군이 칼슘 하이드록사이드 군에 비해 유의성 있게 증가하는 결과를 보였다 ( $P < 0.05$ ).

실험 치아에서 측정된 온도 변화의 평균 그래프는 다음과 같다.

## IV. 총괄 및 고찰

치수에 유해한 영향을 끼칠 수 있는 온도 상승에 관한 연구는 1958년 Photo와 Scheinin<sup>11)</sup>이 보고한 이래 최근까지 그 연구가 계속되고 있으며 광중합 시 치수내의 영향에 관하여 여러 실험이 계속되고 있다. 레진 내 광중합 시 온도는 20℃ 이상 증가한다고 한다<sup>1,6)</sup>. 그러나, 치수 내에서는 치아

의 절연효과 때문에 작은 온도 변화를 보인다고 한다<sup>20)</sup>. 최근 사용되는 중합기의 증가된 광의 강도는 치수에 해로운 영향을 줄 수 있다. 그리하여, 본 실험에서는 최근 광도가 증가된 광중합기를 이용하여 실험하였다. 또한, 와동이 깊이 형성된 경우 상아세관의 표면적이 증가되어 치수 손상의 가능성이 증가한다. 특히, 상아질의 두께가 감소되고, 2급 와동의 경우에 해당한다.

본 실험에서 산부식과 범랑질, 상아질의 본딩을 시행하지 않은 이유는 이전의 연구에서 본딩제를 사용할 때와 사용하지 않았을 때의 온도 변화가 유의한 차이를 보이지 않았기<sup>21)</sup> 때문이다. 본 실험에서 본딩제를 사용하지 않았으므로 레진의 수축이 발생하여 실제 발생하는 열보다 낮을 것으로 예상된다. 본 실험 실행 시 산부식과 본딩을 시행하지 않아 수복물 제거가 용이하였다.

온도 증가의 원인은 광조사동안 흡수된 에너지가 주요한 원인이고, 발열반응이 두 번째 요인이다. 열의 발생은 중합기의 광의 강도, 중합기 필터의 질, 조사시간, 재료구성과 관련된다. Hansen과 Asmussen 등<sup>5)</sup>은 중합기의 강도 증가는 광의 활성화로 조사 에너지가 증가되어 온도를 증가시킨다고 하였다. 광중합기의 열 발생은 광중합 시 발생하는 것이지 광중합을 위하여 발생시키는 것은 아니다. 즉, 열은 조직들이 광자의 에너지를 흡수하는 것이지 광중합기의 팁이 열을 전달하는 것은 아니라고 보고되었다<sup>22)</sup>.

여러 연구로 볼 때 광중합 시 증가된 온도는 치수에 손상을 일으킬 수 있으나, 온도의 증가가 매우 짧은 시간이어서 치수손상이 일어날 가능성은 적다고 보고된다<sup>20)</sup>. 그러므로, 본 실험에서 측정된 온도는 실제 치아에서 일어난다고 할 수는 없다. 왜냐하면, 치수강 내의 혈류<sup>23,24)</sup>와 상아세관의 액체 운동을 고려하지 않았기 때문이다. 이와 더불어 43℃ 이상의 온도는 Afferent nerve fiber를 자극하여 치수강 내로의 열전달을 감소시킨다고 한다<sup>23,24)</sup>. 또한, 주위 치주 조

직으로의 열전달을 촉진한다. 본 실험에서는 in vivo로 실험에 제한을 많이 받으므로 유사한 조건을 구비하여 실험하고자 하였다. 예비 실험에서 실온에서 온도측정 시 많은 오차를 보였으므로 항온조를 이용하여 실험을 진행하였고, 미세한 오차를 줄이기 위해 온도 차단을 위해 호일을 이용하여 외부와의 온도를 차단하였다. 그러나, in vivo로 한 D.L.Hussey

등<sup>25)</sup>의 실험에서 60초 중합시  $5.4 \pm 2.5^\circ\text{C}$ 의 온도 증가를 보인다고 하였다. 그러므로, 임상가들은 치수내 온도 증가의 위험성을 여전히 걱정하고, 치수의 보호를 위해 외동와에 이장재를 도포한다<sup>5)</sup>. 2mm의 글래스 아이오노머는 레진 중합 시 온도를 감소시킨다고 하였으나, 이장재는 레진과 상아질의 본딩을 제한하게 된다<sup>5)</sup>.

이장재의 사용으로 치수내 온도의 증가를 감소시킬 수 있다는 연구가 있으나 이것이 두꺼울수록 단열효과가 더 크게 나타난다고 한다<sup>26,27)</sup>. Voth등은 이장재의 성분보다는 두께와 연관성이 더 크다고 하였다<sup>28)</sup>. Tayd와 Braden등은 글래스 아이오노머가 절연체로 작용한다고 하였으나<sup>27)</sup>, 글래스 아이오노머와 같은 Polyelectrolyte cement에서는 레진 중합시의 온도를 제한시키지는 않는다<sup>29)</sup>. 오히려 광중합기의 종류에 따른 광의 강도에 더욱 영향을 받는다. 최근 판매되는 중합기에서 이러한 유해작용이 나타날 수 있는 것이다. 또한, 강도가 증가된 중합기의 단점으로는 빠른 시간에 강도를 증가시켜 중합시킬 경우 중합시의 스트레스로 인해 치아에의 수축으로 변연부 스트레스, white line 형성, 법랑질 균열등의 문제가 발생될 수 있다<sup>30)</sup>. 그러나, 이 문제에 관한 활발한 연구는 아직 미흡하다.

또한, Polyelectrolyte cement는 분말/액 비가 증가할수록 온도 확산도가 더 증가한다고 한다<sup>31)</sup>. 본 실험에서 글래스 아이오노머는 이장재로 절연효과는 보이지 않았다. 그러나, W. M. TAY와 M. Braden은 silicate와 polycarboxylate에 비해 글래스 아이오노머는 분말/액의 다양한 범위에서 절연효과를 보인다고 하였다<sup>31)</sup>. 또한, 분말/액 비에 따라 효과가 50%까지 달라지는 것을 볼 수 있었다고 하였다<sup>31)</sup>. Mcandrew R 등<sup>32)</sup>은 polycarboxylate가  $12^\circ\text{C}$ 이상의 온도 증가를 보인다고 하였다. 글래스 아이오노머는 레진보다 열발생이 증가한 것은 그 자체의 다공성<sup>33)</sup>과 Polyelectrolyte cement로 그 조성의 영향이 크다고 할 수 있다.

본 실험에서는 광중합기의 강도를 Radiometer로 매 실험마다 측정하였고,  $550\text{mW}/\text{cm}^2$ 였다. 최근 광의 강도를  $1000\text{mW}/\text{cm}^2$  이상으로 증가시킨 광중합기로 실험한 경우에서  $7.83^\circ\text{C}$ 까지 증가한다고 보고되었다<sup>5)</sup>.

예비실험에서 상아질의 두께를 2mm와 1mm로 달리 하였을 때 유의한 차이를 보이지 않았으므로 1mm시의 실험을 시행하였다. 반면, Touloutian등은 상아질의 열확산도는  $1.85 \times 10^{-3}\text{cm}^2\text{sec}^{-1}$ , 물은  $1.44 \times 10^{-3}\text{cm}^2\text{sec}^{-1}$ 을 우리 몸

은 훌륭한 절연체라고 하였다<sup>31)</sup>. H. E. Goodies 등<sup>34)</sup>은 법랑질과 상아질의 두께가 치수내 온도에 영향을 끼치며, 20초와 60초 중합시 온도차이가 커 중합시간의 영향을 강조하고 있다. 또한, Jackson 등<sup>8)</sup>은 치수내 온도가 2~2.5mm 두께에서는  $1.5^\circ\text{C}$ 이하로, 1.25~2mm 에서는  $2^\circ\text{C}$ 이하로 증가한다고 하였다. G. L. Powell 등<sup>7)</sup>은  $283\text{mW}/\text{cm}^2$ 에서 40초 중합 시  $11.8 \pm .43^\circ\text{C}$ , 60초 중합시  $14.7 \pm .67^\circ\text{C}$ ,  $200\text{mW}$ 에서 40초중합시  $7.6 \pm .62^\circ\text{C}$ , 60초 중합시  $9.8 \pm .57^\circ\text{C}$ 의 치수내 온도변화를 보이며, 광도가 증가함에 따라 온도가 증가하고, 시간에도 영향을 받음을 알 수 있다.

H. E. Goodies 등<sup>34)</sup>은 Optilux 400을 이용한 실험에서 상아질 1mm 두께와 2mm 두께 레진에서 치수내 온도가  $9.4^\circ\text{C}$ 까지 증가하고, 자가중합형의 경우  $1.5^\circ\text{C}$  증가하여 광중합형 수복물이 치수에 주는 유해효과가 크다고 하였다. Bodkin과 Share<sup>35)</sup>는 중합시 온도가 치수가 받아들일만한 온도라고 주장하기도 하였으나, 최근 연구되는 광중합기는 이를 고려하지 않을 수 없다. Smail 등<sup>36)</sup>은 이장재와 수복물에 상관없이 광중합기 자체에서의 열발생이 크다고 하였다. 또, Matsutani 등<sup>3)</sup>은 생물학적 관점에서 볼 때 수복물을 적층 중합하고, 광중합기의 광도는 낮은 것을 사용하기를 권장하였다.

글래스 아이오노머를 중합 시 낮은 광도의 광중합기를 사용하거나, 중합가능한 시간으로 광중합의 시간을 줄일 수 있고, 또한 계속적 광조사보다는 간헐적으로 시간을 나누어 중합할 경우 치수내의 유해작용은 감소할 것이다.

본 실험에서 in vivo와 유사하도록 하였으나 온도를 일정히 하는데 어려움이 있었고, Thermocouple을 글래스 아이오노머로 연결하였기 때문에 오차의 가능성이 있을 것으로 예상된다. 광중합 시 온도상승에 대한 논란은 계속되고 있으며, 결과에 대한 차이를 극복하기 위한 노력은 계속되고 있지만, 치과 치료 시 치수내의 유해한 온도 상승을 일으킬 수 있는 가능성은 배제할 수 없을 것이다.

## V. 결 론

본 연구에서는 광중합 시 치수내 온도 변화를 비교하기 위하여 1mm 상아질 두께에서 수복물을 하지 않은 경우, 레진, 글래스 아이오노머, 콤포머를 수복한 네 군과 1mm 상아질에서 이장재를 하지 않은 군과 글래스 아이오노머, 칼슘 하이드록사이드 이장재를 이장한 군, 세 군으로 분류하여 40초간 광중합을 시행한 결과 다음과 같은 시험 결과를 얻었다.

1. 광중합 시 시간이 증가할수록 치수내 온도 변화는 증가한다.
2. 글래스 아이오노머의 중합 시 온도증가가 레진과 콤포머

중합 시 온도 증가보다 유의성있게 증가하였다 (P<0.05).

- 3. 클래스 아이오노머의 이장 시 온도증가가 칼슘 하이드록 사이드 이장시 온도 증가보다 유의성있게 증가 하였다 (P<0.05).

### 참고문헌

1. J. F. McCabe: Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis. *Dent Mater* 1:231-234, 1985.
2. C. H. Lloyd, A. Joshi, E. McGlynn: Temperature rises produced by light sources and composites during curing *Dent Mater* 2: 170-174, 1986.
3. S. Masutani, J. C. Setcos, R. J. Schnell, R. W. Phillips: Temperature rise during polymerization of visible light activated resins. *Dent Mater* 4:174-178, 1988.
4. S. R. J. Smail, C. J. W. Patterson, A. E. MaLundie, R. Strang. In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *J. Oral Rehabil.* 15:161-166, 1988.
5. E. K. Hansen, E. Asmussen: Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res* 101:176-179, 1993.
6. H. Hartanto, H. Van Benthem, K. H. R. Ott: Untersuchungen über das Temperaturverhalten von Komposit-Kunststoffen bei der Polymerisation (in German). *Zahnartl Welt* 99:986-988, 1990.
7. G. L. Powell, J. R. Anderson, R. J. Blankenau: Laser and curing light induced in vitro pulpal temperature changes. *J Dent Res(special issue)* 76(1997)79 Abstr. no. 526.
8. H. F. Tompson, H. F. Gomez, A. D. Puckett: Pulpal temperature changes after exposure to a light curing source. *J Dent Res(special issue)* 76(1997)79 Abstr. no. 524.
9. L. Zach, G. Cohen: Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg oral Med Oral Pathol* 19:515-530, 1965.
10. Rabb WH, Miller H: Temperaturabhigige Verabderubgeb der Mikoozirkulation der Zahnpulpa. *Dtsch Zahn rztl Z* 44,:496-497, 1989.
11. M. Photo, A. Scheinin: Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol Scand* 16:303-327, 1958.
12. Lloyd. C. H., Brown. E. A: The heats of reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. *J Oal Rehabil* 11:319, 1984.
13. Hammliton. A. I., Kramer. I. R. H.: Cavity preparation with and without water spray. *J Br Dent* 122:218-225, 1967.
14. Woods. R. M., Dilts. W. E.: Temperature changes associated with carioids dental curing precedures. *J Can Dent Assec* 35:311-315, 1969.
15. Stanley. H. R.: Human pulpal response to operative procedures, 2nd ed., Gainesville: Storter printing Co., pp15-18,1981.
16. McCabe, J. F., Wilson, H. J.: The use of differential

- scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabi* 7:103, 1980.
17. Brannstrom. M. : The Hydrodynamics of the Dental Tubule and of Pulp Fluid. *Caries Res* 1:310-317, 1967.
18. Schuchard. A., Watkins C. E.: Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. *J Am Dent Res* 71(6):1451-1458, 1965.
19. Reisbick. M. H.: Dental Material in Clinical Dentistry Ed. John Wright, Boston, PSG Inc. 287-290, 1982
20. Skinner. L. W., Phillips. R. W.: Cements, bases and liners. In *Science of Dent Mater*, 8th edition, St. Louis: Mosby and Company 351-362,1987.
21. M. Hannig, B. Bott: In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Materi* 15:275-281, 1999.
22. '99 7월 치과계 p 9.
23. W. H. M. Rabb.: Temperaturabhangige Verabderubgen der Mikrozirkulation der Zagnpulpa(in German), *Dtsch Zahnartl Z* 44: 496-497, 1989.
24. W. H. M. Rabb.: Temperaturabhangige Verabderubgen der Mikrozirkulation der Zagnpulpa(in German), *Dtsch Zahnartl Z* 44: 496-497, 1989.
25. D. L. Hussey, P. A. Biagioni and P. J. Lamey: Thermographic measurement of temperature change during resin composite.
26. Braaden. M: Heat conduction in teeth and the effect of lining Materials. *J Dent Res* 43:315-322, 1964.
27. Tay WM, Braden M: Thermal diffusivity of glass ionomer cements. *J Dent Res* 66:1040-1043, 1987.
28. Voth E. D., Phillips R. W., Swartz M. L.: Thermal diffusion through amalgam and various liners. *J Dent Res* 45(4):1184-1190, 1966.
29. H. E. Goodis, J. M. White, S. J. Marshall, P. Koshrovi, L. G. Watanabe, G. W. Marshall, Jr.: The effect of glass ionomer liners in lowering pulp temperatures during composite placement, in vitro. *Dent Mater* 9:146-150, May, 1993.
30. '99 2월 치과계 p5.
31. W. M. Tay, M. Braden: Thermal Diffusivity of Glass-ionomer cements. *J Dent Res* 66(5):1040-1043, May, 1987.
32. McAndrew R, Lloyd Ch, Watts DC: The effect of a cement lining upon the temperature rise during the curing of composite by visible light. *J Dent* 15:218-221, 1987.
33. W. A. Brantley, R. E. Kerby: Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J oral rehabi* 20:61-68, 1993.
34. H. E. Goodis, J. M. White, B. Gamm, L. Watanabe: Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dent Mater* 6:99-102, April, 1990.
35. Bodkin. J., Share. J.: Heat Generation by composite light curing units tested in vitro. *J Dent Res* 63: 199, Abstr. No. 258.
36. Smail, R. J., Patterson, C. J. W., McLundie. A. C., Strang. R.: In vitro Temperature rises during visible light curing of a lining material and a posterior composite. *J Pral Rehabil* 15: 361-366.