

## 광중합기의 광도와 시간에 따른 글래스 아이오노머의 치수내 온도변화

김희량 · 이형일 · 이광원 · 이세준

전북대학교 치과대학 치과보존학교실 및 구강생체과학연구소

### ABSTRACT

#### INTRAPULPAL TEMPERATURE CHANGE OF GLASS IONOMER ACCORDING TO LIGHT CURING INTENSITY AND CURING TIME

Hee-Lyang Kim, Hyung-Il Lee, Kwang-Won Lee, Se-Joon Lee  
*Department of Conservative Dentistry and Institute of Oral Bioscience,  
College of Dentistry Chonbuk National University.*

When cavity floor is near the pulp, polymerization of light-activated restorations results in temperature increase.

this temperature increase cause by both the exothermic reaction process and the energy absorbed during irradiation.

Therefore insulating base is required. Most frequently used insulating base is glass ionmer.

The purpose of this study was to evaluate intrapulpal temperature changes of glass ionomer according to various curing intensity and curing time.

Caries and restoration-free mandibular molars extracted within three months were prepared Class I cavity of 3×6mm with high speed handpiece. 1mm depth of dentin was evaluated with micrometer in mesial and distal pulp horns. Pulp chambers were filled with 37.0±0.1℃ water to CEJ.

Chromium-alumina thermocouple was placed in pulp horn for evaluating of temperature changes. glass ionomer material was placed in 2mm. total curing time was 40s; continuous 40s, intermittent 20s, intermittent 10s.

Glass ionomer material was cured with 300mW/cm<sup>2</sup>, 550mW/cm<sup>2</sup> light curing unit.

The results were as follows :

1. Temperature in pulp increased as curing unit power is increased.
2. Temperature in pulp more increased continuous emission than intermittent emission.

### I. 서 론

수년 간 생활력 있는 치아의 보존치료 시 치수로의 열적 자극을 방어하여 치수를 보존하기 위한 노력이 여러면에서 시도되어져 왔으며 여전히 관건이 되고 있다. 심미적 수복 재료의 발달과 더불어 환자의 심미적 요구가 증가됨에 따라 예전의 아말감이나 주조 수복물보다는 더 심미적인 재료인 복합레진충전의 비중이 높아지게 되었지만 이러한 복합레진 충전의 단점 중 하나는 잔존 상아질이 적은 깊은 와동내에서 중합시 치수내 온도를 상승시켜 치수손상을 유발시킨다는 것이다.

Raab 등<sup>1-3)</sup>은 치수 내부 온도가 43℃ 이상이 되면 치수의 미세혈관내 혈액 흐름이 증가되고 49℃ 이상이 되면 치수의 미세혈관에 비가역적인 손상이 발생한다고 하였고 Langeland 등<sup>10,11)</sup>은 증상이 없다고 해서 치수의 변화가 없는것은 아니라는 것과 큰 수복물을 가진 치수의 퇴화가 일 반적으로 나타난다고 하였다.

Zach와 Cohen<sup>5)</sup>의 실험에 의하면 42.5℃를 초과하는 치수내 온도상승은 치수에 비가역적인 손상을 가하기 때문에 열자극의 차단을 위한 이장재 선택은 필수적이라 하였다.

Zinc phosphate cement, Zinc oxide eugenol cement, polycarboxylate base, calcium hydroxide, varnish 그리

고 글래스 아이오노머 등은 원래 외부의 온도 자극으로부터 치수의 열적 변화를 줄이기 위해 차단제 즉 방어벽으로 사용되어왔다. 이 중에서도 복합레진의 충전 시에 글래스 아이오노머가 깊은 와동에서 sandwich technique으로 널리 사용되어져 왔으며 치경부 마모증 그리고 구조수복물 하방 base의 용도로도 흔히 사용되어지고 있다. 그러나 1993년 Goodis<sup>8,9)</sup>의 광중합기의 강도를 달리한 경우 글래스 아이오노머의 발생열을 측정헌연구에서 Optilux 400을 이용한 경우 온도상승이 섭씨 5.0℃ 안밖으로 이장재로서의 역할이 위험함을 보고하였다.

이장재로 사용하는 글래스 아이오노머의 경우 가장 치수에 가깝게 도포되는 재료인 만큼 중합 시에 최소의 온도상승을 위한 방안을 찾아야 하겠다. 이의 해결을 위한 방법 중에 1999년 Hannig<sup>12)</sup>의 연구에 의하면 복합레진의 중합 시 치수내 온도상승은 visible light curing lamp의 광도에 따라 그리고 노출시간에 따라 그 온도상승이 차이가 있다고 하였다.

이에 본 연구에서는 광조사 시간을 달리하고 이와 함께 광중합기의 광도를 달리하여 글래스 아이오노머를 광중합하였을 때 온도상승에 차이를 비교 평가하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

우식과 다른 손상이 없는 3대구치를 포함한 하악대구치에 1급 와동형성을 하였다.

사용재료: GC Fuji II LC glass ionomer  
 3M광중합기 XL 3000 (300mW/cm<sup>2</sup>)  
 Optilux No. VCL 401, USA (550mW/cm<sup>2</sup>)  
 Chromium alumina thermocouple  
 Multifunction analyzer MA 6000, Japan  
 Water bath

**Table 1.** Group classification

Group	Light intensity	Curing method	Base	
Group 1		10sec/4times	None	Use
Group 2	300mW/cm <sup>2</sup>	20sec/2times	None	Use
Group 3		40sec/1time	None	Use
Group 4		10sec/4times	None	Use
Group 5	550mW/cm <sup>2</sup>	20sec/2times	None	Use
Group 6		40sec/1time	None	Use

### 2. 연구방법

치수각에서 잔존상아질의 두께가 1mm가 되도록 와동을 형성한 후 와동의 깊이가 와동저로부터 2mm가 되는 부위를 표시하였다. 이때 정확성을 기하기 위해 1/10mm까지 잴 수 있는 micrometer를 이용하여 잔존 상아질의 두께를 측정헌 다음 실험에 이용될때까지 증류수에 보관하였다.

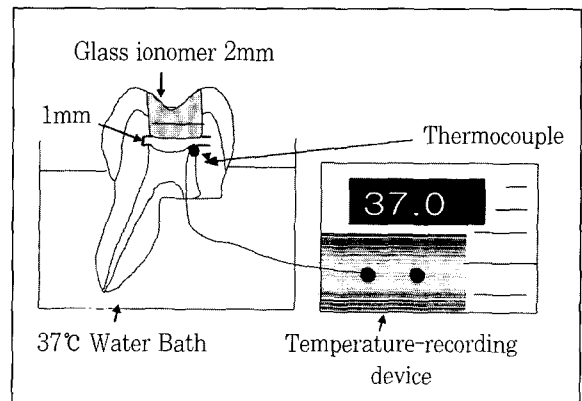
치아의 치근을 하나 자른 후 이 치근부위를 통하여 치수를 모두 제거하고 chromium alumina thermocouple을 글래스 아이오노머를 이용하여 치수각에 초기 고정시킨 후 치수 내부를 wax를 이용하여 충전하였다. 이러한 thermocouple의 위치를 방사선 사진 촬영을 통해 확인하였고 치아시편은 37±0.1℃의 water bath에 고정시킨 후 미세한 온도의 변화를 막기 위해 water bath의 상층을 호일로 덮어서 표면의 온도상실을 방지하였다.

치수각에 위치헌 thermocouple를 온도기록장치 (Multifunction analyzer MA 6,000, japan)에 연결하였고 실험이 시작될 때의 초기 온도부터 광중합이 끝나 초기 온도에 도달될 때까지 매초마다 치수내 온도값을 측정하였다. 측정된 온도값은 디스크에 저장하였다. 위와 같은 방법으로 아래와 같이 시행하였다.

과정 1: 치아의 와동에 아무것도 채우지 않은 채 40초 광중합한 후 온도변화를 측정하였다.

과정 2: 2mm 두께의 글래스 아이오노머를 치아의 와동저에 충전한 후 300mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기를 이용해 40초를 연속적으로 조사하고 치수내 온도변화를 측정헌 후 중합된 글래스 아이오노머를 제거하였다.

다시 글래스 아이오노머를 2mm 두께로 위치시킨 후 간헐적 조사를 시행헌 후 20초를 두번 조사시킬 때 온도변화를 기록헌 후 이를 제거하고



**Fig. 1.** A schematic diagram of the experimental models

같은 방법으로 10초를 4회 조사시의 온도변화를 측정하였다.

과정 3: 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기를 이용하여 과정 2와 같은 방식으로 연속 조사와 간헐적 조사를 시행하고 온도 변화를 측정하였다.

과정 4: 위의 실험을 10개의 치아시편을 준비하여 10회를 실시하였다.

위의 일련의 과정은 1개의 치아시편에서 모두 시행하였고 중합 후 글래스 아이오노머를 제거 시에 고속핸드피스를 이용해 충전물을 제거하였다.

매 실험이 끝난 후 micrometer를 사용하여 잔존 상아질의 두께를 재측정하였다.

광중합기의 출력은 치아시편을 교환할 때마다 digital curing radiometer로 확인하고 광중합기의 tip은 글래스 아이오노머로부터 1mm거리에 위치시켜 조사하였다.

과정 1을 대조군으로 하고 과정 2와 과정 3을 실험군으로 하여 300mW/cm<sup>2</sup>로 조사 시에 10초 4회 조사한 경우를 1군으로 정하고 20초 2회를 2군, 40초 1회를 3군으로 정하며 550mW/cm<sup>2</sup>로 조사 시에 10초 4회를 4군, 20초 2회를 5군, 40초 1회를 6군으로 정하였다.

### 3. 통계학적 분석

각각의 측정된 치수내 온도변화값에 있어서 연속적 조사와 간헐적 조사에 따른 통계학적 분석은 t-test를 이용하였고 광중합기의 광도에 따른 통계학적 분석은 one-way ANOVA test를 이용하였다.

## III. 실험결과

실험 결과는 Temperature-recording device (Multi-function analyzer MX 6,000, JAPAN)에서 기록된 데이

터를 이용하였고, 치수내 온도 변화 결과는 Table 2와 같다.

글래스 아이오노머를 광조사한 경우 치수내에서의 가장 높은 온도를 측정한 경우 1, 2, 3군은 300mW/cm<sup>2</sup> 출력의 광중합기를 이용한 경우인데 대조군과 실험군에서 거의 비슷한 온도상승을 보였고 4, 5, 6군은 550mW/cm<sup>2</sup> 광중합기로 조사한 경우에는 대조군에 비해 실험군이 더 높은 온도상승을 보였으며 통계학적으로 유의성이 있는 것으로 나타났다(p<0.05).

4, 5, 6군의 실험군 각각에서도 서로 통계학적 유의성이 있었으며(p<0.05) 300mW/cm<sup>2</sup>로 광중합된 전체에 대해 550mW/cm<sup>2</sup> 광중합기로 조사된 각각의 경우의 온도상승이 통계학적 유의성을 보였다(p<0.05).

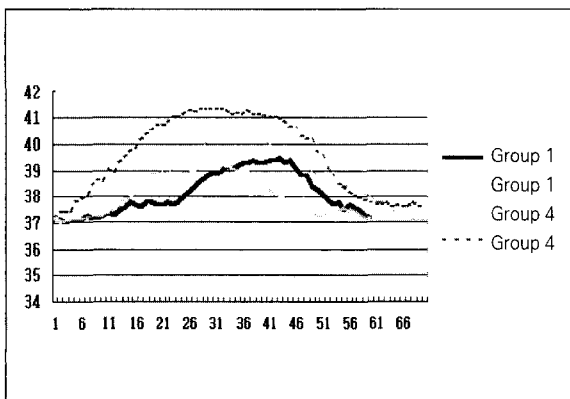
### 1. 연속적 조사와 간헐적 조사에 따른 차이

치수내 온도 상승값을 비교하기 위하여 글래스 아이오노머를 채우지 않고서 먼저 연속적 조사와 간헐적 조사를 시

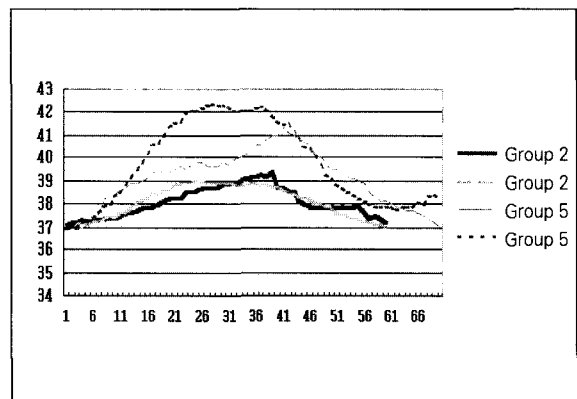
**Table 2.** The highest temperature(°C) on pulp during light curing of glass ionomer base

Group	Light intensity	Curing method	Base	
			None	Use
Group 1	300mW/cm <sup>2</sup>	10sec/4times	39±1.0	39±1.0
Group 2		20sec/2times	39±0.5	39±0.5
Group 3		40sec/1time	39±0.5	39±0.5
*				
Group 4	550mW/cm <sup>2</sup>	10sec/4times	40.5±0.5	41±1.0
Group 5		20sec/2times	41±0.5	42±1.0
Group 6		40sec/1time	41±0.5	43±1.0

\* :statistically significant difference(p<0.05)



**Fig. 1.** Intermittent emission(1, 4 group)



**Fig. 2.** Intermittent emission(2, 5 group)

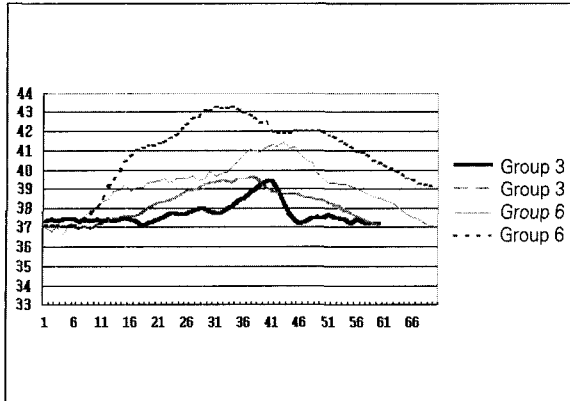


Fig. 3. Continuous emission (3, 6 group)

행하여 치수내 온도상승값을 채득하였으나 온도상승은 거의 서로 유사한 정도를 보였으며 2mm두께로 글래스 아이오노머를 와동 안에 채우고 조사하는 경우에 간헐적 조사와 연속적 조사의 경우 차이를 보였다.

출력이 300mW/cm<sup>2</sup>의 경우는 간헐적 조사나 연속적 조사에서 거의 비슷한 온도 수치를 보였으나(각각의 t-test결과 p>0.05), 550mW/cm<sup>2</sup>의 경우에는 10초를 4회 조사한 실험군은 40±1℃, 20초를 2회 조사한 군에서는 42±1℃, 40초를 연속조사한 군에서는 43±1℃로 연속 조사한 경우가 더 높은 온도상승을 보였으며(ANOVA test결과 p<0.05), 온도상승 수치 또한 초기 온도보다 6℃ 상승하여 치수에 유해한 영향을 줄 가능성이 있다(42.5도와 t-test한 결과 p<0.05).

## 2. 광중합기의 전력의 차이

1mm 잔존상아질에 300mW/cm<sup>2</sup>를 40초 조사한 대조군과 1mm 잔존 상아질 위에 글래스 아이오노머를 2mm 도포하여 300mW/cm<sup>2</sup>을 40초 조사한 실험군 사이에 온도 차이는 없었고 거의 유사한 온도 수치를 보였다(ANOVA test 결과 p>0.1). 그러나 1mm 잔존 상아질에 550mW/cm<sup>2</sup>를 40초 조사한 대조군과 그 위에 글래스 아이오노머를 도포하여 조사한 실험군 사이에는 온도 차이가 발생하였는데 대조군보다 실험군에서 1-2℃의 더 높은 온도상승 수치를 보였다(ANOVA test에서 p<0.05). 특히 40초 연속 조사한 경우에서 더 큰 온도차이를 보였다(t-test에서 p<0.05).

## IV. 총괄 및 고찰

생활력 있는 치아에서 우식이나 기타 다른 요인으로 인하여 치수에 매우 깊은 와동을 형성하게 되는 경우 잔존 상아

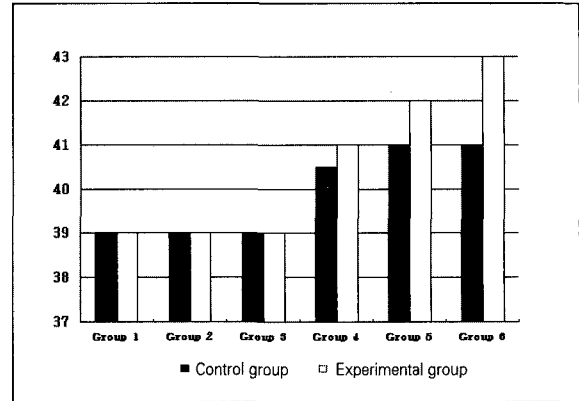


Fig. 4. The highest temperature

질 두께가 얇은 경우는 외부의 열차단 능력이 현저히 저하되게 된다. 그러므로 치수에 유해한 열의 전달을 막기 위한 베이스나 라이너를 요구하게 된다.

Zach와 Cohen<sup>5)</sup>은 원송이를 이용한 실험에서 치아의 15%정도는 건강한 치수가 5.5℃정도 온도상승에 의하여 치수괴사가 진행된다고 보고하였고 Photo와 Scheinin<sup>15)</sup>의 실험에서도 42~42.5℃에서 치수의 비가역적 손상이 시작된다고 보고되었다. Lloyd와 Brown<sup>4)</sup>, McCabe<sup>3)</sup>, Masutani<sup>7)</sup> Hamilton과 Kramer<sup>20)</sup>, Woods와 Dilts<sup>21)</sup>, Marrant<sup>22)</sup>등은 광중합기에 의한 실험결과에 따르면 치수에 유해한 열을 발생시켜 치수강내 온도상승을 유발할 수 있다고 하였다. McCabe와 Wilson<sup>23)</sup>은 온도에 의한 손상은 와동형성과 와동 내 이장재와 수복물 경화 시에 발생하는 열에 의해 일어날 수 있음을 강조하였다. Brannstrom 등<sup>24)</sup>은 노화된 치수에서 열이 상승될 경우 치수괴사가 쉽게 발생할 수 있음을 시사하였다. Schuchard와 Watkins 등<sup>25)</sup>도 수복 시 사용되는 수복재의 영향에 의해 치수에 유해한 영향을 초래할 수 있음을 보고하였다.

Hannig<sup>22)</sup>의 실험에서 복합레진의 중합 시에 발생하는 열은 광중합기의 광도에 따라 그 온도상승이 다르고 잔존 상아질 1mm 존재 시 전력이 500mW/cm<sup>2</sup>이상의 광중합기를 40초 조사한 경우 그 온도상승은 5℃ 이상으로 치수에 유해한 결과를 가져오는 것으로 보고하였다.

그러므로 심미성이 요구되는 복합레진의 충전 시에 그 하방에 2mm두께의 글래스 아이오노머 베이스를 요구하였는데 글래스 아이오노머 자체가 얇은 상아질 위에 도포될 경우 광중합될 때의 열발생이 어느 정도이고 치수에 어떠한 영향을 미칠지가 연구되지 않았으며 이러한 열발생을 감소시키기 위한 대책이 미비하였다. 보통 글래스 아이오노머의 광중합 시 발생하는 열에 의한 치수내 온도상승은 복합레진에서와 마찬가지로 광중합기 자체에서 발생하는 열에 의한 영향과 글래스 아이오노머의 중합 시 발열반응에 의한 열이

함께 작용하여 치수내에 전달된다.

본 실험에서는 거의 모든 복합레진과 글래스 아이오노머 제조자들이 중합시간을 40초로 추천하여 조사시간을 40초로 결정하였고 300mW/cm<sup>2</sup>와 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기를 가지고 간헐적 조사와 연속적 조사를 시행한 결과 광도가 낮은 기존의 300mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기의 경우 온도상승이 미비하였으나 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기로 40초를 연속으로 조사할 경우 초기온도 보다 6℃ 상승으로 치수에 유해한 영향을 줄 수 있다는 결과를 얻었다. 그러므로 550mW/cm<sup>2</sup> 이상의 광중합기 사용 시 간헐적 조사를 이용하여 온도상승을 줄이도록 노력해야 할 것으로 사료된다.

이상의 실험에서의 치수내 온도를 측정할 경우는 임상에서 실제 구강내 치아에서 치수내 온도상승과 그 환경이 다르므로 실험실에서 온도 상승 수치를 직접적으로 구강내 치아의 치수내 온도상승으로 적용하기는 무리가 있다. 그 이유는 발거되어 발수된 치아에서는 복합레진을 중합하는 동안 상아세관액의 움직임과 치수강에서의 혈액순환의 효과로 인한 치아내에서 열전도를 전혀 고려하지 않았고 43℃를 초과하는 온도가 신경섬유를 자극할 때 치수강쪽으로 진행되는 열을 방산할 수 있는 치수내 혈액순환이 증가되는데 이러한 작용을 배제하였기 때문이다. 주위의 치주조직 또한 치수내 온도상승을 제한하는 역할을 할 수 있다. 그러나 깊은 와동에서 직접적인 자극을 주는 글래스 아이오노머의 광중합 시 발생하는 강력한 열적 위험요소는 간과해서는 안될 것으로 생각된다.

## V. 결 론

- 1에서 6군의 대조군 즉 300mW/cm<sup>2</sup> 또는 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기로 와동내에 조사한 대조군에서는 그 온도상승치가 비슷하였으나 와동내에 글래스 아이오노머를 2mm충전한 후 광조사한 대조군에서는 그 온도상승에 차이를 보였다.
2. 300mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기를 이용한 1에서 3군의 대조군과 실험군 모두 간헐적 연속적 조사간에 통계적 유의성이 없었다(p>0.05). 결론은 300mW/cm<sup>2</sup>에서는 거의 비슷한 온도상승을 보인다고 할 수 있다.
3. 4에서 6군의 실험군간에 통계적 유의성이 있었다(p<0.05). 결론은 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기로 조사시에 연속적 조사가 간헐적 조사보다 더 높은 온도상승을 나타내었다.

이상의 결과로 치수에 손상을 미치는 정도의 높은 열 발생은 광중합기의 광도가 높을수록 높아지며 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기로 40초 연속조사를 시행할수록 높아지며 550mW/cm<sup>2</sup>의 광중합기로 40초 연속조사시에 치수에 유해한 반응열을 유발할 수 있으므로 간헐적 조사로 그 위험을

줄일 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. W. H. M. Rabb.: Temperature changes in pulpal microcirculation, Proc Finn Dent Soc 88(1):469-479, 1992.
2. W. H. M. Rabb.: Temperaturabhängige Verabderubgen der Mikrozirkulation der Zagnpulpa (in German), Dtsch Zahnarztl Z 44: 496-497, 1989.
3. J. F. McCabe: Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis. Dent Mater 1:231-234, 1985.
4. C. H. Lloyd, A. Joshi, E. McGlynn: Temperature rises produced by light sources and composites during curing Dent Mater 2: 170-174, 1986.
5. L. Zach, G. Cohen: Pulp response to externally applied heat. Oral Surg oral Med Oral Pathol 19:515-530, 1965.
6. Rabb WH, Miller H: Temperaturbh bgeige Ver bderyhbbgeb der Mikoozirkulation der Zahnpulpa. Dtsch Zahn rztl Z 44.:496-497, 1989.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. Bodkin, J., Share, J.: Heat Generation by composite light curing units tested in vitro. J Dent Res 63: 199, Abstr. No. 258.
11. 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.
12. 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.
13. '99 7월 치과계 p 9.
14. 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.
15. M. Photo, A. Scheinin: Microscopic observations on living dental pulp. Acta Odontol Scand 16:303-327, 1958.
16. H. Hartanto, H. Van Benthem, K. H. R. Ott: Untersuchungen uber d as Temperaturverhalten von Kompsit-Kunststoffenbei der Polymerisation(in German), Zahnartl Welt 99:986-988, 1990.
17. 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.
18. 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.
19. Lloyd, C. H., Brown, E. A: The heats of reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. J Oral Rehabil 11:319, 1984.
  20. Hamilton, A. I., Kramer, I. R. H.: Cavity preparation with and without water spray. J Br Dent 122: 218-225, 1967.
  21. Woods, R. M., Dilts, W. E.: Temperature changes associated with carious dental curing procedures. J Can Dent Assoc 35:311-315, 1969.
  22. Stanley, H. R.: Human pulpal response to operative procedures. 2nd ed., Gainesville: Storer printing Co., 15-18, 1981.
  23. McCabe, J. F., Wilson, H. J.: The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. J Oral Rehabil 7:103, 1980.
  24. Brannstrom, M.: The Hydrodynamics of the Dental Tubule and of Pulp Fluid. Caries Res 1:310-317, 1967.
  25. 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.
  26. Reisbick, M. H.: Dental Material in Clinical Dentistry Ed. John Wright, Boston, PSG Inc. 287-290, 1982.
  27. 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.
  28. D. L. Hussey, P. A. Biagioni and P. J. Lamey: Thermographic measurement of temperature change during resin composite.
  29. Braaden, M: Heat conduction in teeth and the effect of lining Materials. J Dent Res 43:315-322, 1964.
  30. Tay WM, Braden M: Thermal diffusivity of glass ionomer cements. J Dent Res 66:1040-1043, 1987.
  31. Voth E. D., Phillips R. W., Swartz M. L.: Thermal diffusion through amalgam and various liners. J Dent Res 45(4):1184-1190, 1966.
  32. W. M. Tay, M. Braden: Thermal Diffusivity of Glass-ionomer cements. J Dent Res 66(5):1040-1043, May, 1987.
  33. 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.
  34. 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 Oral Rehabil 15: 361-366.
  35. W. A. Brantley, R. E, Kerby: Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. J oral rehabil 20:61-68, 1993.