

와동내에 조사된 열의 전도양상에 관한 연구

전북대학교 치과대학 소아치과학교실 및 치의학연구소

백병주 · 김재곤 · 허 선 · 이두철 · 윤현두

Abstract

A STUDY FOR THERMAL CONDUCTIVITY OF IRRADIATED CAVITY

Byeong-Ju Baik, D.D.S., Ph.D., Jae-Gon Kim, D.D.S., Ph.D.,
Sun Hur, D.D.S., Du-Cheol Lee, D.D.S., Hyun-Du Yun, D.D.S.

*Department of Pediatric Dentistry and Institute of Dental Science,
School of Dentistry, Chonbuk National University*

The purpose of this study was to evaluate temperature change occurred in enamel, dentin and pulp due to the heat from cavity preparation with laser.

We made three models had different cavity depth : cavity depth of model A was 3.52 mm, model B was 2.32mm, model C was 1.16mm. We irradiated cavity base with thermal capacity of 30J, 100J, 300J/cm²s during few seconds and studied the change of temperature in tooth during 10 seconds, and estimated change of thermal capacity by different irradiated site and exposure time.

At 300J/cm²s irradiation for 2 seconds, the temperature of irradiated surface was elevated fast according to irradiated thermal energy during 1 second. In proportion to continuous exposure time, temperature elevated slowly. The surface temperature was 1370°C.

After discontinue of thermal irradiation, the heat of irradiated surface was diffused in dentin and pulp and the greatest temperature was made. The greatest temperature was disappeared within 10 seconds

The greatest temperature of the inner part of model brought about very severe change by different depth.

Temperature in pulp was raised by the greater irradiated energy density and exposure time.

Key words : thermal conductivity, laser, thermal temperature, cavity depth

I. 서 론

치의학 분야에서 레이저는 구강병소와 중앙조직의 제거, 생검, 치은절제술, 소대절제술 등 연조직 치료, 최근에는 법랑질과 상아질에 조사하여 치아우식의 제거, 치면 열구 전색에의 이용, 지각 과민증의 치료, 치수에 조사하여 치수 절단술과 근관 치료에 사용하는 등 치과 치료의 많은 분야에서 레이저의 이용이 점점 증가되고 있다.

치과 치료에서 기존 방법과 달리 레이저를 사용하면 출혈이 적고, 소음이 없어서 환자의 공포감을 줄여줄 수 있으며, 동통이 감소되고 사용이 편리할 뿐만 아니라 고열에 의한 무균 치료도 가능하여 획기적인 치료 방법으로 대두되고 있으나, 레이저 사용시 발생하는 열이 치아 주위 조직에 손상을 가할 수 있다는 점이 심각한 문제로 제기되고 있다.

치아우식증을 제거하고 와동을 형성하는데 레이저를 사용하려고 하는 연구는 꾸준히 진행되고 있으며, 레이저에 의해 발생한 열이 치아 조직에 영향을 미친다는 점이 문제시되고 있으며 그중에서도 특히, 치수는 소성 결합 조직으로 온도, 수복 재료, 물리적 자극 등에 의해 쉽게 손상될 수 있어서¹⁻⁴⁾, 가장 큰 관심의 대상으로 대두되고 있다.

치수가 온도 변화에 견딜 수 있는 한계에 대해 Grossman⁵⁾ 16°C에서 55°C의 범위라고 하였으며, 川原⁶⁾는 치수 세포가 온도 자극에 저항성이 강하여 50°C에서 10분간, 60°C에서 30초간, 80°C에서 5초간 견딜 수 있다고 하였다. Zach와 Cohen⁷⁾은 생활치수에서 가장 강한 자극은 표면에서 발생한 열이라고 하였으며, 치수내 온도가 5.6°C 상승되면 실험 치아의 15% 에서 치수의 생활력을 상실하게 되고, 이보다 온도가 올라갈 경우에 치수의 생활력이 상실될 확률이 더 높아진다고 보고하였다.

레이저의 조사 에너지와 치수와의 관계에 대해 Adrian등⁸⁾ 개의 치아에 레이저를 조사한 실험에서 2100±200J/cm² 정도의 에너지가 법랑질을 제거하거나 통과할 수 있고, 이 정도의 높은 에너지는 치수 괴사를 일으킬 수 있다고 하였으며, Stern등⁹⁾ 250J/cm² 이하의 에너지는 치수를 변화시키지 못하고, 1800J/cm² 이나 그 이상의 에너지는 치수 괴사를 일으킨다고 보고하였다. 이외에 많은 연구들

이 높은 에너지로 레이저를 사용시 치수가 괴사되므로 구강내에서 레이저를 사용하는 것은 위험하다고 하였다¹⁰⁻¹³⁾. 실험실에서 레이저를 조사하여 치수의 상태를 평가한 보고서는 그 결과가 서로 상이하^{15,16)}, 이런 실험 결과의 차이는 실험 방법, 실험 동물의 생물학적인 반응, 레이저에 대한 법랑질과 상아질의 반응, 잔존 상아질의 두께 차이 등으로 일어날 수 있다.

레이저를 이용하여 치아우식증을 치료하는 경우 기존 술식에 비해 많은 장점을 갖고 있으나, 레이저가 높은 열을 발생시킨다는 문제점을 갖고 있다. 따라서, 이 열이 치아 조직 즉, 법랑질, 상아질, 치수로 어느 정도 전도되고 어떤 영향을 미치는지 평가하는 것이 레이저의 임상응용을 좀더 용이하게 할 수 있을 것으로 사료된다.

이에 저자는 제 1 대구치를 모델로 와동의 깊이를 변화시켜 3 가지 형태의 와동을 형성한 후, 와동 기저면에 직경 1.5mm, 열유속 30J, 100J, 300J/cm²의 열을 수초에 걸쳐 집중 조사한 후 10초 동안 치아 내부의 온도 변화를 조사하여 그 결과를 얻었기에 보고하는 바입니다.

II. 연구재료 및 방법

연구에 사용된 치아의 모델은 de Vree^등¹⁷⁾에 의해 제안된 하악 제 1대구치를 사용하였으며, 법랑질층, 상아질층, 치수층의 3영역으로 구성하였고, 축대칭 현상을 고려한 2차원적인 열전도 해석을 하였다. 형성된 와동 기저면의 중심에서 조사된 열에 의해 변화하는 치아 각 부분의 온도를 시간에 따라 관찰하였다. 동일 조사량에 대해서도 형성된 와동의 형태에 따라 치아 내부 특히, 주요 고려 대상인 치수내 온도에 미치는 영향이 지대할 것으로 생각되어 본 연구에서는 와동 깊이를 변화시켜 모델 A (깊이 3.52mm, Fig. 1.), 모델 B (깊이 2.32mm, Fig. 2.), 모델 C (깊이 1.16mm, Fig. 3.)로 형성하여 검토하였다.

Fig. 4는 수치 해석을 위해 구성한 격자의 모양을 나타낸 것이며, 사용된 격자 수는 13,300개 이다.

치아의 표면에 조사된 열은 치아의 내부에서 열평형을 이루어 다음과 같은 푸리에 열전도식을 만

족시킨다.

$$ki \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right] = (\rho Cp) \frac{\partial T}{\partial t}$$

여기에서 i 는 모델 내부의 서로 다른 성질을 갖는 영역(법랑질, 상아질, 치수)을 나타내며, k 는 열전도도, ρ 는 밀도, Cp 는 비열을 나타낸다.

이상의 방정식에 의한 열전도 수치는 일반적인 열유동해석용 프로그램인 FLUENT Inc. "FLUENT V.4.3"을 사용하여 구하였다.

사용된 치아 모델의 법랑질, 상아질, 치수 조직의 열물리량은 Table 1과 같다.

형성된 와동에 조사된 열은 직경 1.5mm 에 열

유속 30J, 100J, 300J/cm²s 열이 2초 동안 집중 조사된 후 10초 동안 치아 내부로 전파되는 과정을 검토하였다. 실험시 구강내 조건과 일치시키기 위해 치아 주위의 표면 온도는 20°C, 치경부의 온도는 35.2°C로 일정하게 유지시켰으며, 열발생 이전의 초기 온도는 35.2°C로 하였다.

Table 1. Values of Material Properties Used in Thermal Analysis

Materials	k (W/mK)	ρ (KG/m ³)	Cp (J/kgK)
Dentin	0.584	1960	1600
Enamel	0.937	2800	710
Pulp	0.630	1000	4200

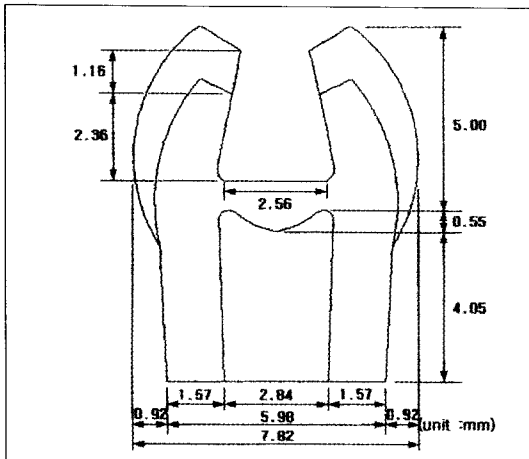


Fig. 1. Cross-Section of the Axisymmetric model

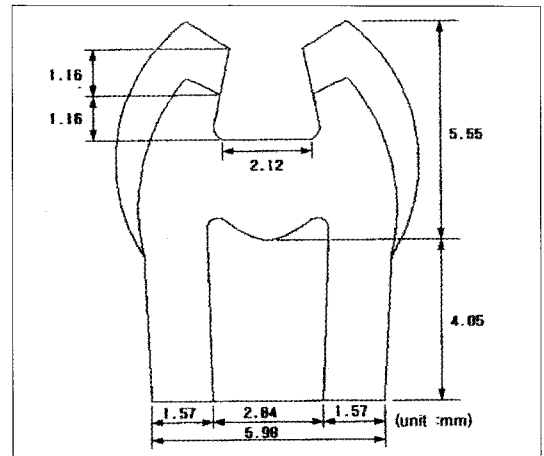


Fig. 2. Cross-Section of the Axisymmetric model

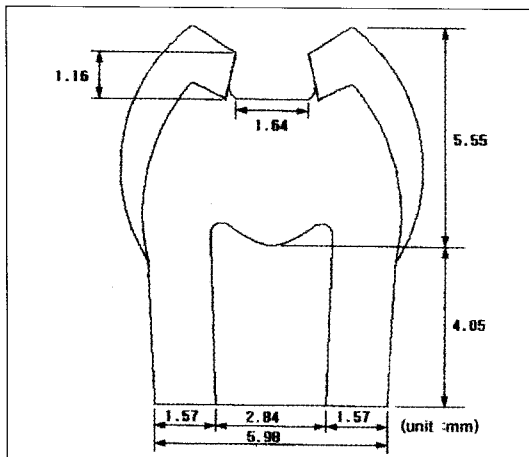


Fig. 3. Cross-Section of the Axisymmetric model



Fig. 4. Composed Cell Structure

III. 연구 성적

모델 A의 와동 기저면 중심에 직경 1.5mm, 300J/cm²로 2초간 연속적으로 열을 조사하였으며, 조사 시작후 0.5초, 2초, 4초, 6초, 10초까지의 온도 변화를 조사하였다(Fig. 5-1, 2, 3, 4, 5). 조사 시작 0.5초후에는 조사 표면의 온도가 급격히 증가하여 최대 1,201°C까지 올라갔으며(Fig. 5-1), 상아질로 열이 확산되어 와동 기저면으로부터 0.69mm 위치에서 초기 온도보다 44°C 증가된 타원형의 열영향부를 형성하였다. 조사 시간이 지속되면서 표면 온도는 서서히 증가하며, 조사 시작 2초후에는 조사 표면의 최대 온도가 1,370°C까지 증가하여 도자기의 용융온도가 1,500°C임을 감안할 때 와동 형성이 가능할 것으로 판단된다. 열영향부는 치수 경계면까지 확대되어 나타나고, 기저면 하방 1.14mm에서 온도차는 52°C로 증가되었다(Fig. 5-2).

조사 시작 4초 후, 즉 조사가 중단된 뒤 2초 후에는 기저면에 집중되었던 열이 상아질로 전파되어 진행되고 있으며, 최대 온도 71°C가 상아질내에 형성되어 있으나, 치수 내부로 열영향부가 확대됨을 알 수 있으며, 와동 기저면으로부터 1.35mm 하방인 치수 내부의 온도가 64°C로 28.8°C의 온도상승을 보였다(Fig. 5-3).

조사 시작 6초 후에는 최대 온도가 치수와 상아질 경계부에 형성되고, 열영향부의 크기가 확대되고 있으며 최대 온도가 48°C로 12.8°C의 온도 상승을 보였으나, 4초 후 보다는 온도가 점점 감소됨을 보여주고 있다(Fig. 5-4).

조사 시작 10초 후에는 치수 중심부까지 최대 온도가 형성되어 있으나, 최대 온도는 감소되어 39°C로 3.8°C의 온도 상승을 보였고, 6초 후 보다는 많이 감소되어 있다(Fig. 5-5).

모델 좌, 우의 법랑질 내부에는 조사된 열이 영향을 미치지 못하며, 주변 온도(20°C)에 의해 초기 온도(35.2°C)로 부터 냉각되고 있다.

Fig. 6은 치수와 상아질의 경계면 주위 온도의 시간에 따른 변화를 나타낸 Fig.이다. 상아질과 치수 부위의 경계면에서 열조사 개시 1초 후에는 초기 온도 40°C 이하로서 표면의 집중열에 의한 열영향이 거의 미치지 못하고 있으나 2초 후에는 64°C까지 급격히 증가하며 상아질 층의 4.55mm까지 불

과 0.5mm 길이 변화에 대해서 135°C까지 71°C의 온도상승이 이루어지고 있다. 그러나 대부분의 치수영역(0<y<3.8mm)에서는 50°C이하로서 초기온도와 온도차이가 10°C 이하인 반면, 경계면 주위 3.8mm<y<4.0mm의 0.2mm 미소길이의 변화에서 15°C이상의 온도상승이 나타나고 있다.

4초 후의 극대온도는 주위로의 냉각에 의하여 71°C까지 낮아지나, 열영향부는 치수질 내부로 침투되어 3.4mm<y<4.0mm에서 50°C온도를 나타내고 있으며, 6초이후에는 극대온도가 50°C이하로서 열영향이 완만하게 소멸되고 있음을 알 수 있다.

모델 B의 와동 기저면에 위와 같은 조건으로 조사한후 1초, 2초, 4초, 6초, 10초까지의 온도 변화를 조사하였다(Fig. 7-1, 2, 3, 4, 5, 6)

조사 시간이 지속됨에 따라 열영향부는 점점 확대되고 치수쪽으로 이동되는데, 조사시작 4초 후에 치수에 영향을 미치기 시작하여, 치수내 온도가 38°C로 2.8°C의 온도상승을 보였고(Fig. 7-3), 조사 시작 6초 후에는 42°C로 6.8°C의 온도 상승을 보였으며(Fig. 7-4), 조사 시작 8초 후에는 열영향부의 중심이 치수 바로 위에 위치하고 온도는 40°C로 6 초에 비해 감소되기 시작하였다(Fig. 7-5). 조사 시작 10초후에는 최대 온도가 38°C로 2.8°C의 온도 상승을 보였다(Fig. 7-6).

모델 C의 와동 기저면에 역시 같은 조건으로 조사하였을 경우에 나타난 열형성부이다(Fig. 8-1, 2, 3, 4, 5, 6). 조사 시작 후 4초에서 8초까지 치수내

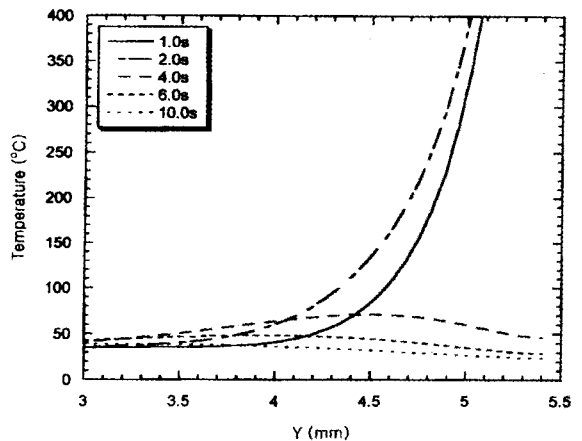


Fig. 6. Temperature Distributions at the Centerline of the Pulp & Dentin

의 온도가 37°C로 1.8°C의 온도 상승을 보였고(Fig. 8-3, 4, 5), 10초 후에는 36°C로 감소되어 치수내의 온도 상승이 크지 않음을 알 수 있다(Fig. 8-6).

위의 결과를 시간대별로 모델끼리 비교해보면 조사 시작 2초 후에는 와동 기저면의 온도가 1,370°C로 거의 유사함을 알 수 있다(Fig. 9-1).

4초 후에는 최대 온도가 71 - 75°C 범위내에서 상아질층에 형성되어 있으며, 깊이가 낮을수록 미세하게 증가하고 있다. 치수와 상아질의 경계면에서는 모델 A가 65°C로 29.8°C 상승되어 있고, 모델 B는 41°C로 5.8°C 상승되어 있으며, 모델 C는 35.2°C로 변화가 없었다(Fig. 9-2).

조사 시간을 2초에서 4초, 6초로 증가시켰을 때 치수내 온도 변화를 비교해 보면(Fig. 10-1, 2, 3), 치수내 최대 온도는 모든 실험에서 조사를 끝마친 직후에 가장 높았으며, 4초간 조사시 최대 온도는 95°C로 2초간 조사하는 경우보다 30°C 높았으며(Fig. 10-2), 6초간 조사시는 최대 온도가 110°C로 4초간 보다 15°C 높고, 2초간 보다 45°C 높았다(Fig. 10-3). 또한, 치수내 온도를 가로축으로 측정해보면 조사된 중심축에서 가장 온도가 높으며, 좌, 우측으로 갈수록 온도가 감소하고 중심축을 중심으로 좌,우 대칭을 이루고 있다(Fig. 10-1, 2, 3).

에너지 크기에 따른 치수내 온도 변화를 관찰하기 위해 모델 A의 와동 기저면에 조사량을 30J, 100J, 300J/cm²s로 각각 2초간 조사한 후 치수 내부의 온도 변화를 2초, 4초, 6초까지 조사하였다(Fig.

11-1, 23).

온도는 치아내부의 중심선을 따라 계산된 온도이며 y값은 모델 높이, 5.4mm는 와동의 기저면이고, 치수 표면은 4.05mm이다.

조사 시작 2초 후에는 와동 기저부의 최대 온도가 30J/cm²일 때 158 °C, 100J/cm²s일 때는 470°C, 300J/cm²s일 때는 1,370°C로서 기저면의 온도가 조사열량에 따라 예민하게 변화함을 알 수 있다(Fig. 11-1). 조사 시작 4초 후 치수와 상아질의 경계면에서 온도가 30J/cm²은 35.2°C로 차이가 없으나, 100J/cm² 시의 극대온도는 44°C로 8.8°C 상승되었으며, 300J/cm² 시의 극대 온도는 71°C(y=4.5mm), 치수와 상아질 경계부에서는 65°C를 나타내고 있다(Fig.11-2). 조사 시작 6초 후에는 극대온도가 모두 치수조직 내부에서 형성되고 있으나 냉각되어 48°C이하의 상대적인 저온을 나타내고 있다(Fig. 11-3).

치수각 부위는 와동의 기저면과 근접되어 있어서 와동 형성시 한쪽 구석에 열이 집중될 경우에 치수에 더 많은 온도 상승을 야기할 수 있다. 이를 실험하기 위해 모델 A 와동의 한쪽 구석에 300J/cm²로 2초 동안 조사한 뒤 1초, 2초, 4초, 6초, 8초, 10초 동안 열변화를 조사하였다(Fig. 12-1, 2, 3, 4, 5). 2초 동안 열을 조사한 경우 와동 기저면에서의 최대 온도는 1,377°C로 중심부에서 조사된 경우와 유사하였으나, 기저면에서 조사하는것 보다 빠르게 치수로 온도가 침투 확산됨을 알 수 있

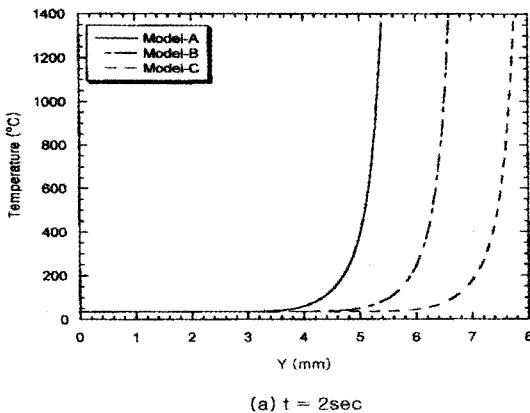


Fig.9. 1. The Effect of Cavity Depth on the Temperature of the Model

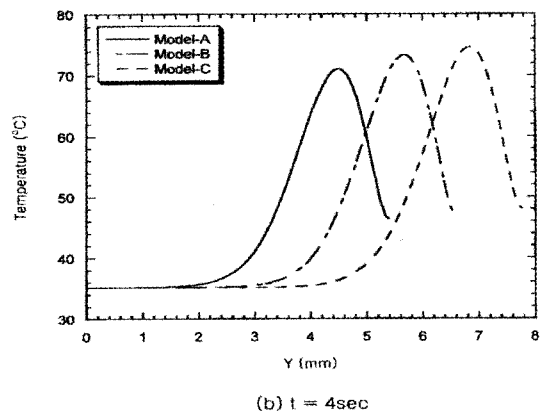


Fig.9. 2. The Effect of Cavity Depth on the Temperature of the Model

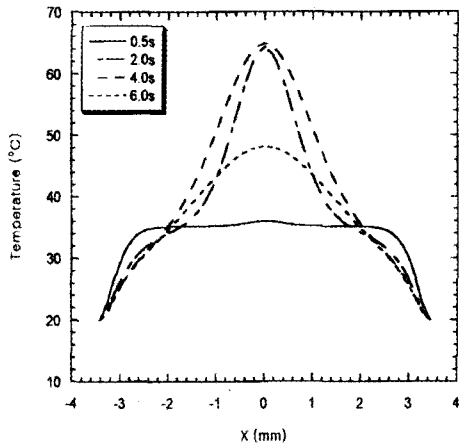


Fig. 10-1. Temperature Propagations through the Surface of Pulp($y=4.05\text{mm}$, 2s)

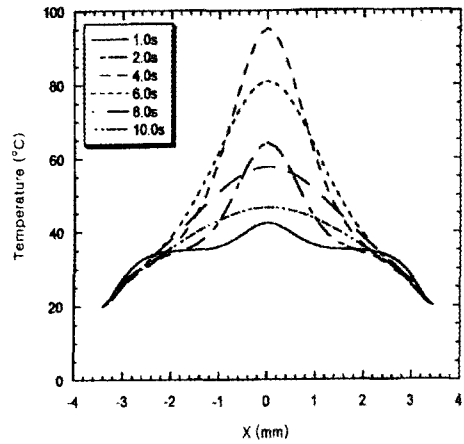


Fig. 10-2. Temperature Propagations through the Surface of Pulp($y=4.05\text{mm}$, 4s)

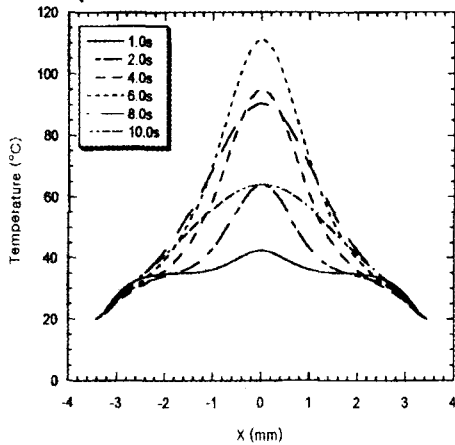


Fig. 10-3. Temperature Propagations through the Surface of Pulp($y=4.05\text{mm}$, 6s)

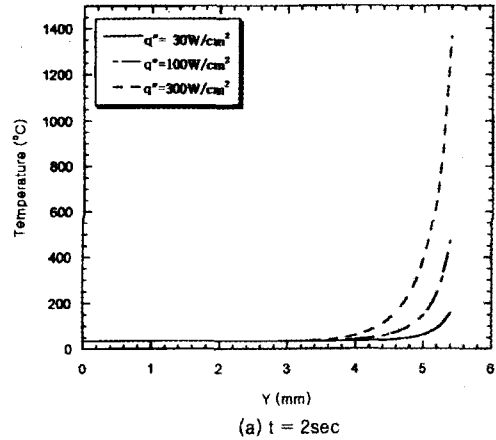


Fig. 11-1. The Effect of Thermal Load on the Centerline Temperature of the Model A

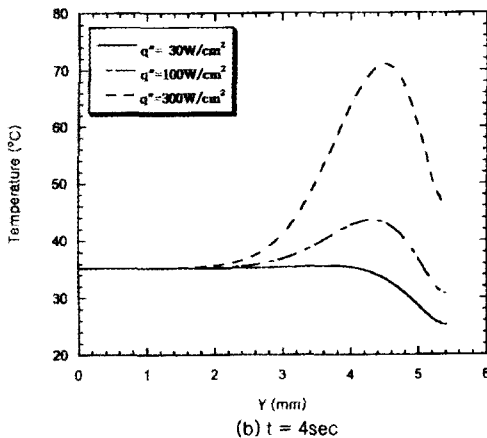


Fig. 11-2. The Effect of Thermal Load on the Centerline Temperature of the Model A

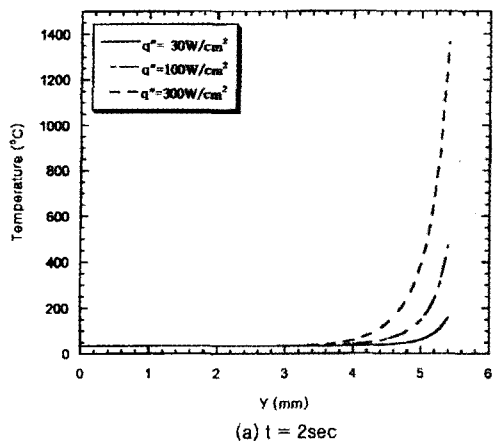


Fig. 11-3. The Effect of Thermal Load on the Centerline Temperature of the Model A

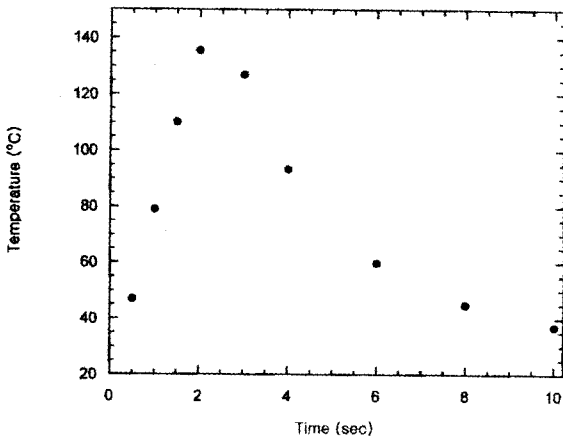


Fig. 13. Temperature Variations at the Point of Convex Pulpo-Dentinal Junction

다(Fig. 12-2). 조사 시작 4초 후에는 최대 온도 부위가 상아질에 형성되어 있으나, 치수까지 고온의 온도가 침투되어 치수조직의 돌출부 온도가 67-100°C까지 상승된 온도 분포를 나타내고 있다(Fig. 12-3). 시간이 지나면서 치수내 온도는 감소하지만 와동 중심에 조사한 경우보다 온도가 더 많이 상승됨을 알 수 있다. 시간에 따른 온도 변화를 Fig. 13으로 기록하였다. 조사 시작 2초 후에 135°C까지 상승된 후 완만하게 냉각되어 6초 후에 60°C, 10초 후에 37°C의 온도에 도달되었다(Fig. 13).

IV. 총괄 및 고찰

레이저는 아주 짧은 파장의 전자기파를 증폭하거나 발진하는 장치로서 유도 방출에 의한 광증폭으로 통신, 정밀 계측, 정보 처리, 의학 등 많은 분야에서 이용되고 있다^{18,19)}.

최근까지 많은 레이저가 개발되었으며, 의학용으로는 루비, Ar, Nd:YAG, CO₂ 레이저가 많이 사용된다.

생체 조직에 대한 레이저의 반응은 광열 반응, 광효소 반응, 광화학 반응, 광면역 반응으로 분류할 수 있으나, 대부분의 경우에는 광열 반응을 이용하고 있다²⁰⁾. 레이저 빔이 조직에 조사되었을 때 흡수, 전도, 반사와 같은 3가지 방법으로 효과를 일으키는데²¹⁾, 치아가 레이저를 흡수하여 열이 발생되고, 이 열로 인해 법랑질이 녹아서 와동이 형성

되며, 이 열이 상아질 및 치수 조직으로 전도된다.

치의학 분야에서 레이저의 이용은 1964년 Goldman 등이²²⁾ 우식 치질을 제거하기 위해 루비 레이저를 사용한 이래 많은 연구들이 있었으며, 근래에는 연조직 질환의 제거, 레진 결합력의 증가, 지각 과민증의 치료등 많은 분야에서 연구와 사용이 증가하고 있다.

레이저의 조직에 미치는 효과는 레이저의 파장과 표면에 조사된 에너지 양과 조직의 흡수 정도에 따라 다르게 나타나며, 표면에 조사된 에너지 양은 power(watts), 조사 시간, pulsed vs continuous wave, energy density(J/cm²)에 의해 달라진다²³⁾.

현재 보존 치료에 사용되고 있는 bur로 와동을 형성하는 것보다 레이저를 이용시 환자의 공포감과 동통을 줄일 수 있어서 그 가치가 크다고 할 수 있다. 레이저를 이용해서 와동을 형성하려는 연구는 오래전부터 있었는데 Goldman²³⁾는 루비 레이저를 9,000J/cm²로 조사시 2.0mm 정도의 와동이 형성되었으며, 13,000J/cm²로 조사시 2.5mm 정도의 와동이 형성되었다고 하였다. Burne²⁴⁾은 CO₂ 레이저 10J/cm² 조사시 2mm, 100J/cm²로 조사시 4mm 정도의 와동이 형성되었다고 보고하였다. Peck²⁵⁾은 루비 레이저를 6,800J/cm²를 조사하여 분화구 형태의 와동이 형성되었다고 하였다. Stern^{26,27)}은 10-25J/cm²의 CO₂레이저는 법랑질의 demineralization (caries-like lesion)을 방지하거나 감소시키며, 충치를 예방하기 위해서는 10배의 density가 필요하다고 보고하였다.

Gordon²⁸⁾은 루비 레이저를 12,000-15,000J/cm²로 조사하여 I 급, II 급, V 급 와동을 형성하였으나, bur로 형성하는 것처럼 경계면이 명확하지 않았다고 하였다. 와동을 형성하는데 필요한 에너지의 크기는 레이저 종류마다, 각 실험마다 다르게 나타난다. 따라서, 본 실험은 와동을 형성하는데 열이 작용한다는 점을 고려하여 열유속 300J/cm²으로 2초간 조사하여 표면 최대 온도가 1,370°C에 이르도록 하였다. 이 온도는 도자기 용융 온도가 1,500°C이므로 법랑질이 녹아서 와동이 형성될 것으로 사료된다.

레이저를 사용하여 와동을 형성하는 경우 고출력의 에너지가 필요하나 이런 높은 에너지를 사용

할 경우 열이 치수 조직에 전도되어 치수 괴사를 일으킬 수 있어서 이에 대한 연구가 필요하다.

Zach & Cohen은²⁷⁾ 원숭이 치아에 열을 가한후 치수의 변화를 조직학적으로 분석한 실험에서 치수내 온도가 4°F(2.2°C) 이하로 증가되면 치수내의 변화가 거의 없는 안정된 상태이고, 온도가 10°F(5.5°C)로 증가되면 표본 치아의 15%에서 치수 괴사가 일어나며, 온도가 20°F(11°C)로 증가되면 표본 치아의 60%에서, 온도가 30°F(16°C)로 증가되면 표본 치아의 100%에서 치수 괴사가 일어난다고 하였다.

본 실험의 결과와 Zach의 연구와 비교해 보면, 모델 A는 치수내 최고 온도가 조사 시작 4초 후에 68°C로 28.8°C의 온도 상승을 보여 치아의 100%에서 치수 괴사를 야기할 수 있으며, 모델 B는 치수내 최고 온도가 조사 시작 6초 후에 42°C로 6.8°C의 온도 상승을 보여 치아의 15% 정도가 치수 괴사를 야기할 수 있고, 모델 C는 치수내 온도 상승이 1.8°C로 치수내 변화가 거의 없는 상태이다. 모델 A의 치수각 부위에 레이저를 조사시 레이저 조사 직후부터 온도가 87.5°C로 52.3°C의 온도 상승을 보였고, 이후 10초가 지날 때까지 6.8°C의 온도 상승을 보여 치아의 100%가 치수 괴사를 일으킬 수 있을 것으로 여겨지나, 조사시간에 따라 매우 큰 차이가 있을 수 있고, 상승된 온도의 지속시간이 중요한 요소이며 또한 레이저의 열이 치아를 녹여 치질이 제거될 때 실제로는 상당히 낮은 온도로 작용된다는 점을 감안하면 위의 결과와 꼭 일치한다고 할 수는 없을 것으로 사료된다.

Grossman⁵⁾은 치수가 생물학적으로 견딜 수 있는 온도가 16°C에서 55°C의 범위라고 하였다. 본 실험의 결과와 비교해 보면 모델 A는 치수의 불가역적인 손상을 야기할 수 있는 범주로서 그 사용의 한계를 나타내고, 모델 B와 C는 생물학적으로 견딜수 있는 온도대로 사용이 가능할 것으로 사료된다.

川原⁶⁾는 치수 세포가 온도 자극에 저항성이 강하여 50°C에서 10분간, 60°C에서 30초간, 80°C에서 5초간 견딜 수 있다고 하였다. 본 실험에서 모델 A는 최고 온도가 68°C이며, 8초 후에 정상 온도로 되어 생물학적으로 견딜 수 있으며, 모델 B와 C는 치수가 생물학적으로 견딜 수 있는 온도로 치수에

영향이 크지 않을 것으로 판단되나, 치수각 부위에서는 80°C 이상으로 5초 이상 지속되므로 치수가 생물학적으로 견딜 수 없을 것으로 판단된다.

Miserendino²⁸⁾등은 continuous wave CO₂ 레이저를 치아에 조사하여 치수내 온도 변화를 관찰한 실험에서 high energy level(30-250J)을 조사시 치수내 온도가 5.5-32°C 범위에서 변화되는데 이럴 경우 치수 괴사를 야기할 수 있으며, 10J 이하로 레이저를 조사시 5.5°C 이하로 온도 변화가 일어나서, 치수가 견딜 수 있으므로 안전하게 레이저를 사용하기 위해서는 10J 미만으로 사용해야 되며, 15% 정도의 괴사를 피하기 위해서는 30J을 초과해서는 안 된다고 하였다.

森岡俊夫³⁰⁾등은 범랑질 표면 온도와 열변성층의 깊이를 측정 한 결과 Giant pulsed Nd:YAG 레이저를 140J/cm²으로 조사시 표면 온도는 1.4×10⁴°C에 달하지만 열적 효과가 미치는 깊이는 0.12μm로써 치수에는 영향을 미치지 않는다고 하였으며, 長田등은³¹⁾ 에너지 밀도가 클수록 치수내의 온도가 더 많이 상승되었으며, 73.1J/cm² 조사시에 6.42°C의 온도 상승을 보였다고 보고하였다.

이²⁹⁾는 CO₂ 레이저를 6W로 계속 조사할 경우에 16초에 치수강내에 온도가 17.2°C까지 상승하였으며, 연속해서 조사하는 것보다 0.5초씩 분할 조사하는 경우에 온도 상승이 더 적다고 보고하였다.

Boehm³³⁾은 CO₂ 레이저를 치아에 조사하여 경조직 여러 부위의 온도와 치수강의 온도를 측정하여 12J/cm² 조사시 치수내 온도가 1.6°C 상승되고, 22J/cm²으로 조사시 3°C 상승됨을 보고하였으며, Kato³⁴⁾는 CO₂ 레이저 10W를 1초간 조사시 치수내 온도가 6.7°C, 20W를 1초간 조사시 11.8°C의 온도가 상승함을 보고하였다. 그러나, 많은 실험들이 동일한 조건이 아니어서 치수에 대한 레이저의 안전성 여부는 논란이 되고 있다.

레이저를 조사시 치수에 열 손상을 적게 하기 위해서는 충분한 상아질의 두께가 있어야 한다. White등³⁵⁾은 Nd:YAG 레이저 조사시에 잔존 상아질의 두께가 1mm 이하일 경우에는 치수에 손상을 입힌다고 보고 하였다. 김³⁶⁾등은 2.0W Pulsed Nd:YAG 레이저를 상아질의 두께 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm로 변화하여 조사해본 결과 2.0W시 0.5mm 두께 차이로 18-21°C까지 온도 차이를 보였으며,

에너지가 클수록 0.5mm 사이의 온도 차이가 많았다고 보고하였다. 본 실험에서 잔존 상아질이 모델 B는 A에 비해 1.2mm 더 남아있고 치수내 최대 온도는 모델 A에 비해 22°C가 낮았으며, 모델 C는 A에 비해 2.36mm가 더 남아있어 치수내 최대 온도는 모델 A에 비해 27°C가 낮게 나타났다. 또한 레이저 조사후 4초에 최대온도가 모든 경우에서 상아질층에 형성되었으나 깊이가 낮을수록 미세하게 증가하였다. 이는 상아질층보다 법랑질층에서의 열전도가 조금 더 높은 이유가 아닌가 생각된다. 특히 치수각 부위는 잔존 상아질의 두께가 모델 A에 비해 0.55mm 더 적는데 최대 온도는 71°C로 높게 나타났다. 이는 잔존 상아질 두께에 따라 치수내로 전달되는 열의 차이가 있음을 보여 주고 있으며, 잔존 상아질의 두께가 적을수록 상아질의 미세한 두께 차이에 의해 온도 변화가 많이 일어난다고 할 수 있다. 그러므로, 잔존 상아질의 양이 적은 심한 우식 치아의 치료에 레이저를 사용해서는 안될 것이며, 레이저를 사용시에는 조사 에너지를 줄이고, 발생한 열을 감소시킬 냉각 방법이 요구된다고 할 수 있다.

레이저 조사후 치수내 온도가 상승되는 시간은 모델에 따라 다소 차이가 있는데, 모델 A는 레이저 조사 4초 후, 모델 B와 C는 조사 2초 후, 치수각 부위는 레이저 조사 직후 치수내 온도가 상승됨을 알 수 있었다. 따라서, 레이저 조사후 치수내 온도가 상승되기 전에 물로 냉각시키면 치수내 온도 상승이 적을 것으로 사료된다.

V. 결 론

레이저를 이용한 와동형성시 발생하는 열에 의한 치아 내부의 온도 분포를 평가하였다. 사용된 치아의 모델은 하악 제 1 대구치로 법랑질, 상아질, 치수의 3영역으로 구성하였으며, 축대칭형상을 고려한 2차원 열전도해석을 열유동해석용 프로그램인 "FLUENT V.4.3"을 사용하여 그 해를 구하였다. 와동의 깊이를 변화시켜 모델 A, 모델 B, 모델 C를 형성한후 와동 기저면에 열유속 30J, 100J, 300J/cm²로 2초 동안 집중 조사한 후 10초간 치아 내부로 전파되는 과정을 시간에 따라 분석하였고, 조사된 열의 크기, 집중 조사부의 위치 변화,

조사 시간을 변화하여 분석하였으며 그 결과는 다음과 같다.

1. 열유속 300J/cm²로 조사된 열 에너지에 의해 조사 표면의 온도는 1초 이내에 순간적으로 급격한 온도 상승이 이루어지며 그후 조사시간이 지속됨에 따라 비교적 완만한 상승을 한다. 이 순간적으로 상승된 표면의 온도는 1,370°C로서 와동 형성이 가능하며, 열의 조사가 중단된 후에 표면으로부터의 열은 전도에 의해 상아질, 치수 부위까지 확산되어 최대 온도를 형성하고 이 최대 온도는 시간이 진행됨에 따라 냉각되어 10초 이내에 소멸된다.
2. 와동 형성을 위해서 300J/cm² 이상의 열이 필요할 것으로 판단되며, 와동 깊이가 2.32mm의 모델에 대해서는 치수부에 미치는 열적손상을 무시할 수 있으나, 그 이상 깊이의 와동 형성시 주의를 요한다.
3. 모델 내부의 최대 온도는 수직 방향으로 미세한 깊이 변화에 따라 매우 심한 온도 변화를 일으킨다. 즉 깊이 3.52mm의 와동 형성시 300J/cm²의 열을 조사시켰을때 치수와 상아질의 경계면에서 상아질층의 0.5mm 깊이 변화에 대해서 71°C의 온도 상승, 치수내의 0.2mm 미소 길이의 변화에서 15°C의 온도 상승을 나타내고 있다.
4. 동일한 조사량 및 조사 시간에 대해서도 치수각 부위는 열 조사 위치와 치수가 근접되어 있어서 치수 조직의 심한 열적 손상을 야기할 수 있으므로 이 부위에서 레이저를 사용시 우선적으로 고찰되어야 한다.
5. 치수내 온도는 조사 에너지가 클수록, 조사 시간이 길수록 더 많이 상승된다.

참 고 문 헌

1. Melcer J, Chaumette MT, Hasson R, et al : Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on the dental pulp of the macaca mulatta primate and the beagle dog. J Endo 11:1-5, 1985.
2. Weine FS : Endodontic Therapy. 4th ed.

- Mosby, Toronto, P 74 - 153, 1989.
3. Lief T : Clinical Endodontics. 1st ed. Thieme, New York, P 1 - 31, 1991.
 4. 임성삼 : 임상근관치료학. 1st ed. 의치학사, P 373 - 397, 1994.
 5. Grossman LI, Oliet S, Delrio CE : Endodontic Practice. 11 th ed. Lea & Febiger, Philadelphia, P 59 - 77, 1988.
 6. 川原春幸 : 新臨床齒科學講座. (4卷), 醫齒藥出版 東京, (cited from #55), 1978.
 7. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 19 : 515 - 530, 1965.
 8. Adrian JC, Berner JL, Sprague WG : Laser and the dental pulp. J. Am. Dent Assoc, 83 : 113, 1971.
 9. Stern RH : The laser in dentistry : A review of the literature. J.Dent Assoc S Am, 29 : 173, 1974.
 10. Pick RM, Pecaro BC : The use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery. Lasers Surg Med, 7 : 202-13, 1987.
 11. Fisher SE, Frame JW : The effects of CO₂ laser on oral tissues. Br J Oral Maxillofac Surg, 22 : 414 - 25, 1984.
 12. Taylor R, Shklar G, Roeber F : The effects of laser radiation on teeth, dental pulp and oral mucosa of experimental animals. J Oral Surg, 19 : 786 - 95, 1965.
 13. Yamamoto H, Ohabe H, Ooya K, et al : Laser effect on vital oral tissues : a preliminary investigation. J Oral Pathol, 1 : 256 - 64, 1972.
 14. Shoji S, Nakamura M, Horiunchi H. : Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ laser : a preliminary report on laser pulpotomy. J Endo, 11 : 379 - 83, 1985.
 15. Adrian JC, : Pulp effects of neodymium laser. A preliminary report. J Oral Surg, 44 : 301 - 5, 1977.
 16. J.H.P.de Vree, Th.A.M. Spierings, A.J.M. Plasschaert : A Simulation Model for Transient Thermal Analysis of Restored Teeth, J Dent Res Vol. 62 No.6, 756 - 759, 1983.
 17. Th.A.M. Spierings, J.H.P.de Vree, M.C.R.B. Feters, et al : The Influence of Restorative Dental Materials on Heat Transmission in Human Teeth. J. Dent. Res. Vol. 63 No.8, 1096 -1100, 1984.
 18. 오 명, 강문호 : 레이저 응용. 청문각 1984.
 19. 이상수 역 (Caroll,J.M. 원저) : 레이저 이야기. 전과과학사. 현대과학신서. No. 56, 1976.
 20. 이대권 : 성형외과 영역에서의 레이저 광의 응용. 대한의학협의회지, 27 : 125 - 130, 1986.
 21. Jeffrey WM, Lawrenson B, Longbottom C, et al : CO₂ laser application to the mineralized dental tissues - The possibility of iatrogenic sequelae. J Dent, 18 : 24 - 30, 1990.
 22. Goldman,L, Hornby,P, Goldman,B. : Impact of the laser on dental caries. Nature, 203 : 417, 1964.
 23. Miserendino L, Neiburger E, Pick R. : Current status of lasers in dentistry. Illinois Dent J, 56(4) : 254 - 257, 1987.
 24. Burne, O. : Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro. Scand. J. Dent. Res, 88 : 301, 1980.
 25. Peck,S, Peck,H. : Laser radiation : Some specific dental effects and an evaluation of its potential dentistry. J. Prosthet. Dent. 17 : 195, 1967.
 26. Stern RH, Sognnaes RF. : Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. J Am Dent Assoc, 85 : 1087 - 90, 1972.
 27. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. : Laser enamel: Ultra-structural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. J Dent Res, 51 : 455-60, 1972.
 28. Gordon,J.E., Jr. : Some effects of laser impacts on extracted teeth. J. Dent. Res, 45 : 372, 1966.
 29. Miserendino L, Neilburger EJ, Waria H, et al : Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth. J Endo 15 : 302 - 305, 1989.
 30. 森岡俊夫, 松本光吉 : 레이저의 치과에의 임상

- 응용과 그 기초. 일어판, 1988.
31. 長田康司:Nd:YAG-레이저의 조사시 치수강내에 온도상승의 추이 및 냉각을 검사, 齒界展望, 63:629, 1984.
 32. 이종만, 박동수, 이찬영, : CO₂ 레이저 조사에 따른 치수강내 온도변화에 관한 실험적 연구, 대한치과보존학회지 Vol. 10, No. 1, 43 -53, 1984.
 33. Boehm, R. et al : Temperatures in human teeth due to laser heating. ASME 75 - WA/Bio-8, 1975.
 34. Kato, K. Nagasawa, A : Basic study on change of temperature of a tooth after CO₂ laser irradiation. The Journal of Japan Society for Laser, Medicine 1 : 294, 1980.
 35. White JM, Neev J, Goodis HE, et al. : Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In : Anderson RR, ed, Laser Surgery : III, Proc SPIE, 1643 : 423 - 436, 1992.
 36. 김영일, 황인남, 오원만 : Pulsed Nd:YAG 레이저 조사에 의한 상아질의 온도 변화에 대한 연구, 대한치과보존학회지 Vol. 21, No. 1, 218 -226, 1996.

사진부도①

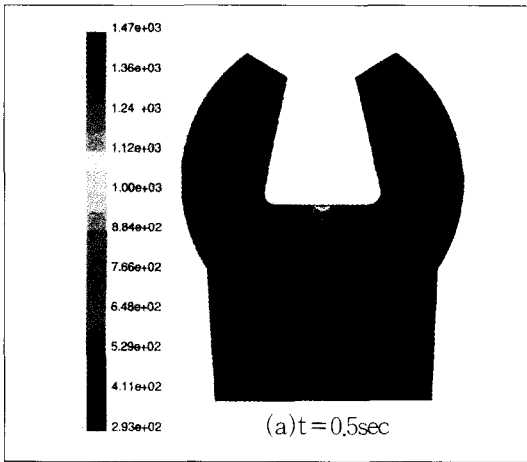


Fig. 5-1. Contours of Temperature for model(A)

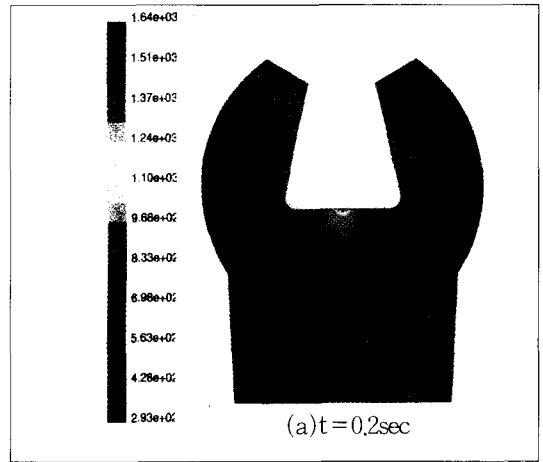


Fig. 5-2. Contours of Temperature for model(A)

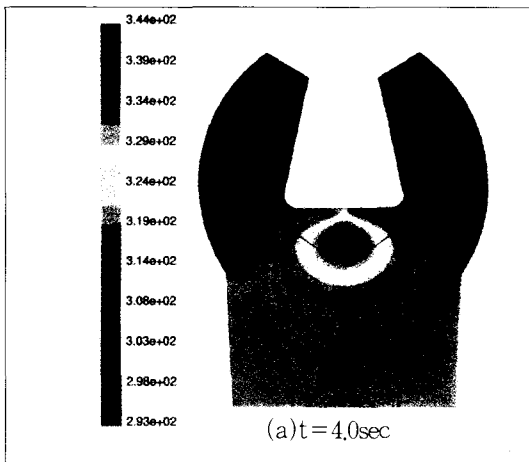


Fig. 5-3. Contours of Temperature for model(A)

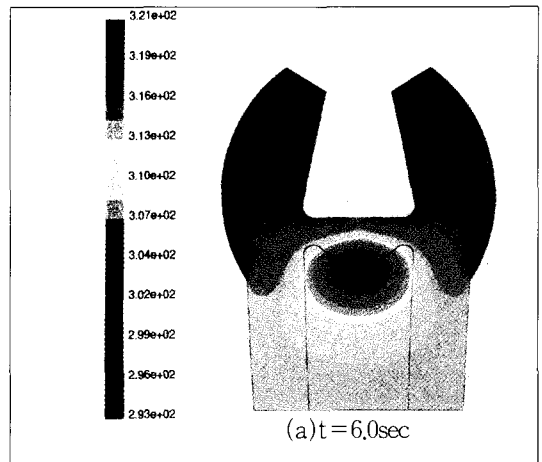


Fig. 5-4. Contours of Temperature for model(A)

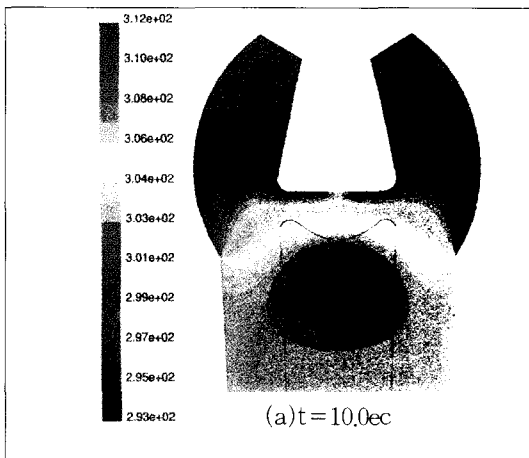


Fig. 5-5. Contours of Temperature for model(A)

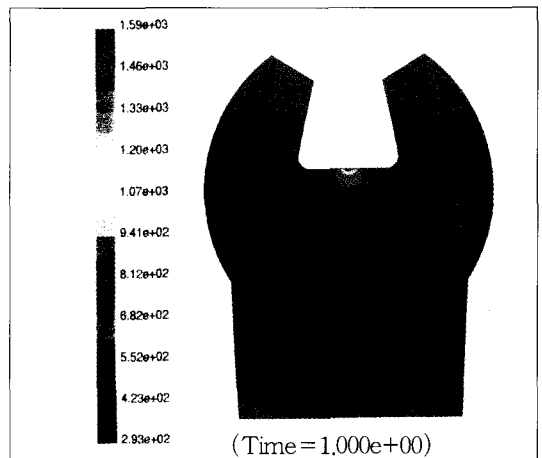


Fig. 7-1. Contours of Static Temperature(k)

사진부도②

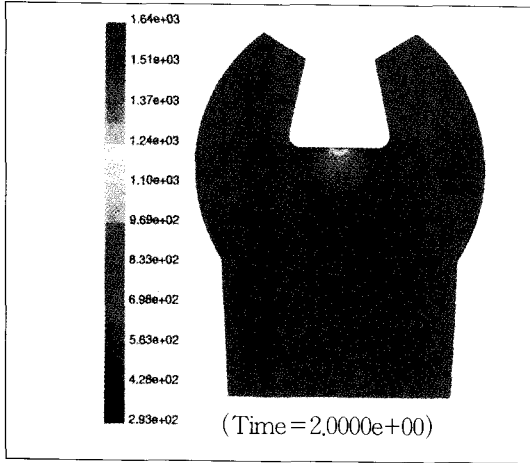


Fig. 7-2. Contours of Static Temperature(k)

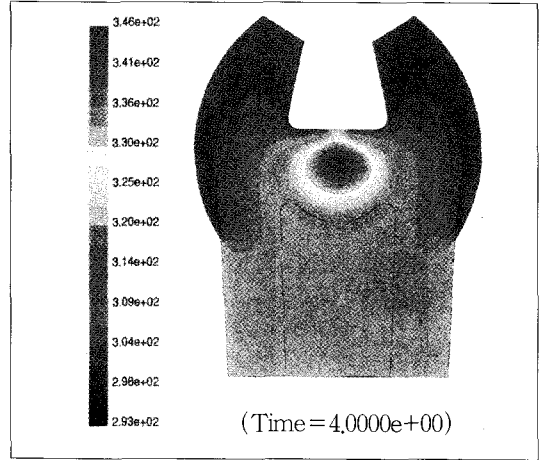


Fig. 7-3. Contours of Static Temperature(k)

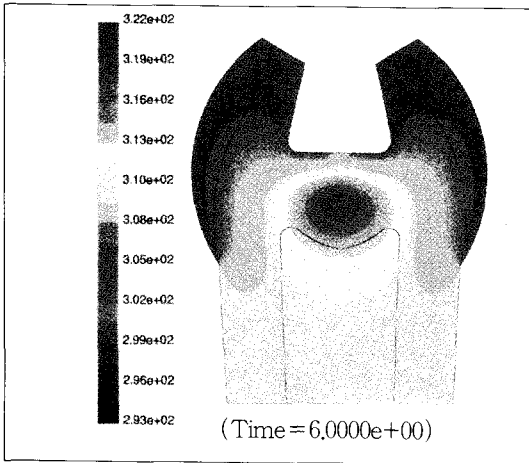


Fig. 7-4. Contours of Static Temperature(k)

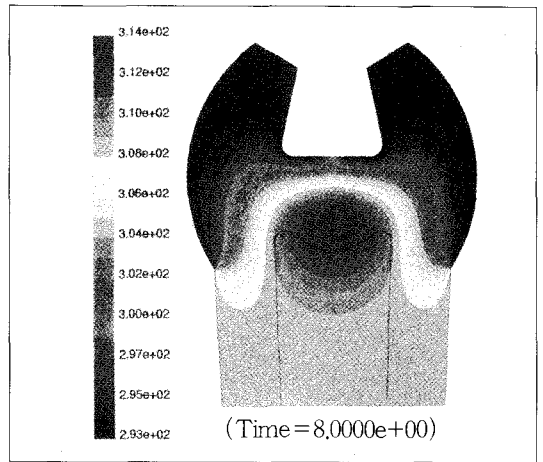


Fig. 7-5. Contours of Static Temperature(k)

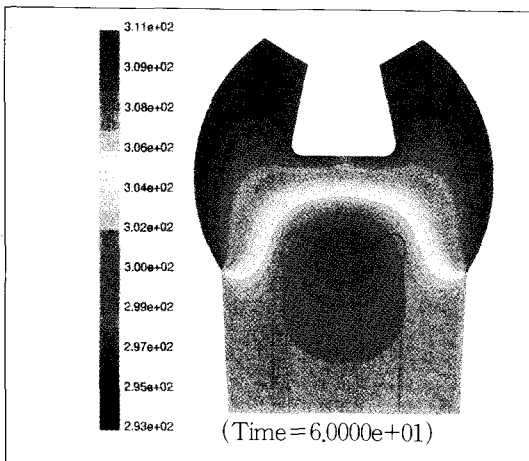


Fig. 7-6. Contours of Static Temperature(k)

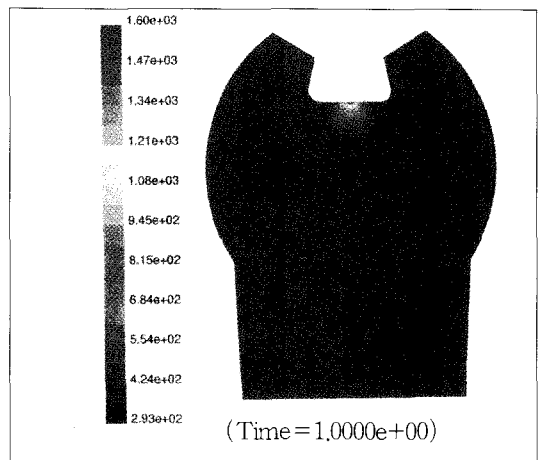


Fig. 8-1. Contours of Static Temperature(k)

사진부도③

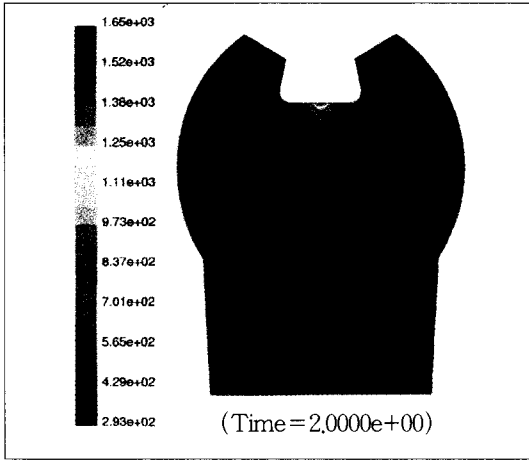


Fig. 8-2. Contours of Static Temperature(k)

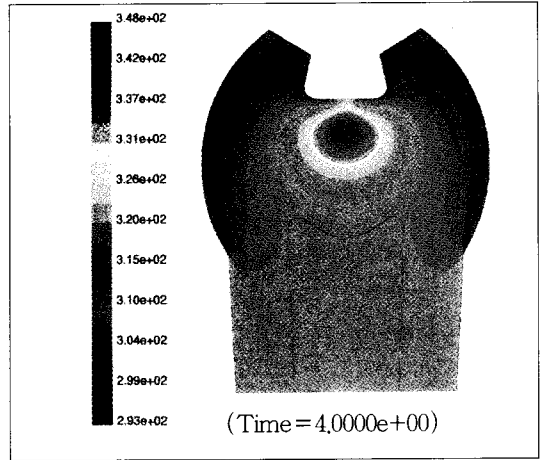


Fig. 8-3. Contours of Static Temperature(k)

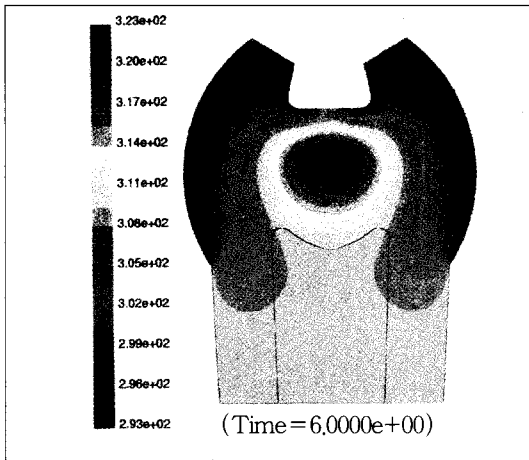


Fig. 8-4. Contours of Static Temperature(k)

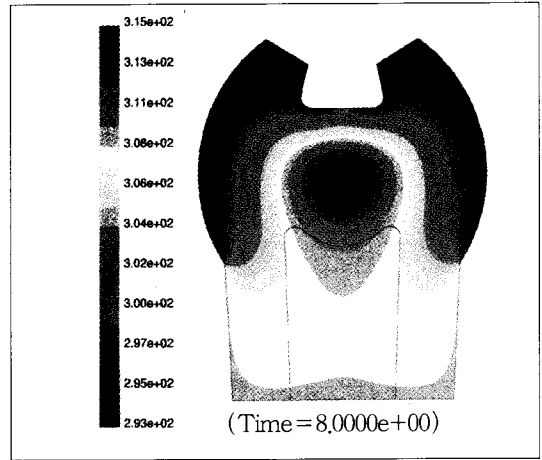


Fig. 8-5. Contours of Static Temperature(k)

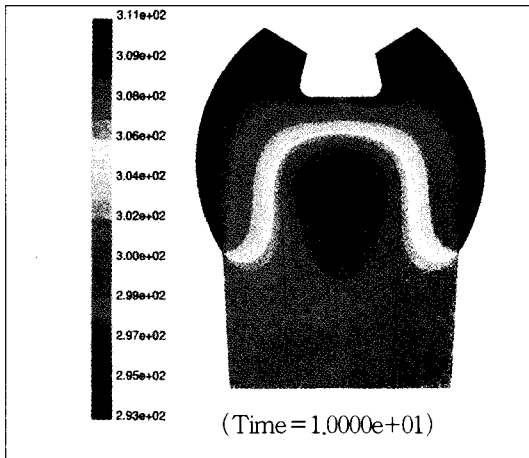


Fig. 8-6. Contours of Static Temperature(k)

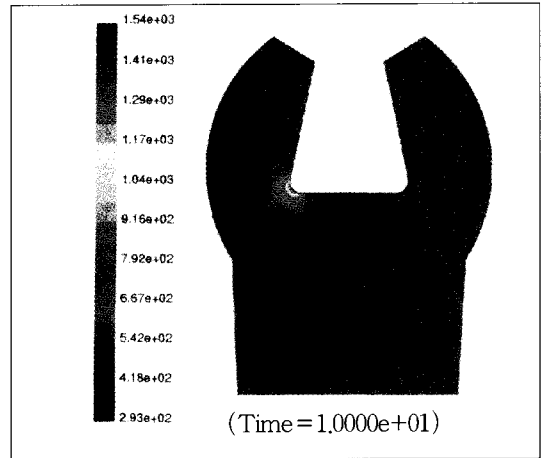


Fig. 12-1. Contours of Static Temperature(k)

사진부도④

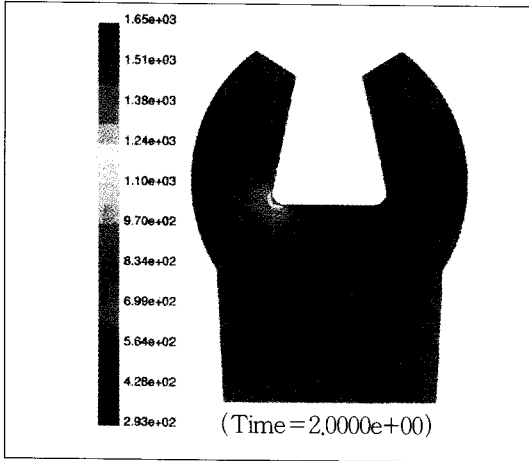


Fig. 12-2. Contours of Static Temperature(k)

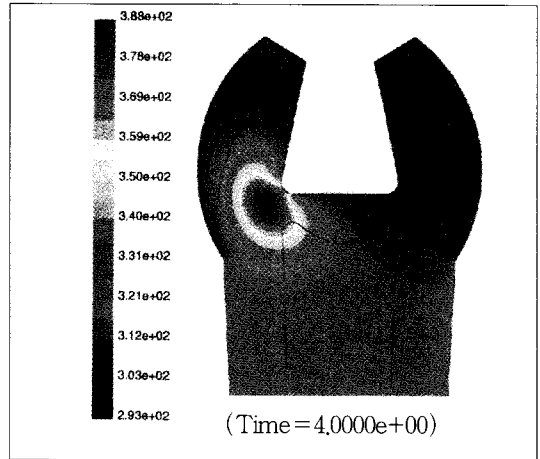


Fig. 12-3. Contours of Static Temperature(k)

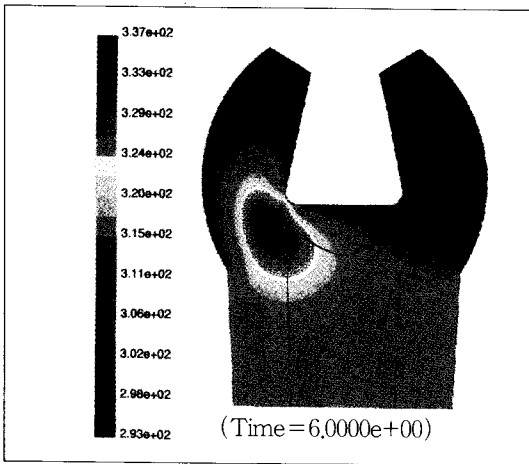


Fig. 12-4. Contours of Static Temperature(k)

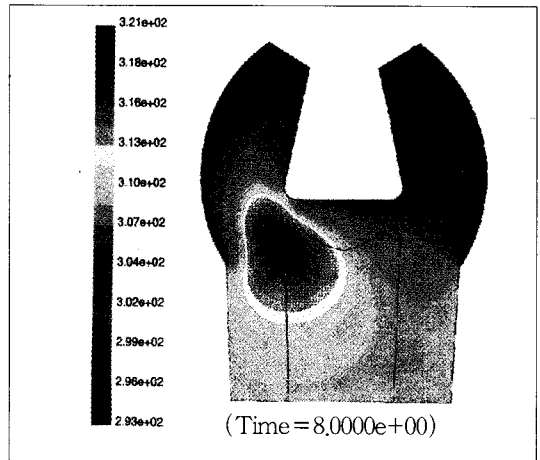


Fig. 12-5. Contours of Static Temperature(k)

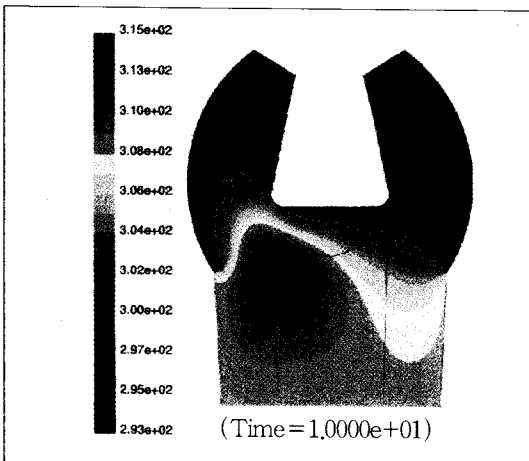


Fig. 12-6. Contours of Static Temperature(k)