

CO₂ 레이저 광의 조사조건에 따른 치아의 치수강내 온도상승에 관한 연구

고동섭 · 박용환 · 신상훈 · 엄효순 · 김 웅
연세대학교 물리학과

이 찬 영
연세대학교 치과대학

(1990년 7월 19일 받음)

본 연구에서는 레이저와 치아조직과의 상호작용에 대한 연구의 일환으로, CO₂ 레이저의 발진파장인 10.6 μ m의 레이저 빔 조사시에 일어나는 치아의 온도변화를 조사하기 위하여 CO₂ 레이저 발진장치를 제작하여 여러 가지 조사 에너지, 조사시간에 대하여 발거된 치아의 치수강의 온도변화를 측정 분석하였다. 측정된 data를 분석하여 최대 상승온도 ΔT_m 를 추정할 수 있는 다음과 같은 실용적인 경험식을 얻었다.

$$\Delta T_m = \alpha P \Delta \tau \exp(-\beta d)$$

여기서 P 는 레이저의 출력(W)이고 $\Delta \tau$ 는 조사시간(sec), d 는 치아의 두께(mm)이다.

I. 서 론

1960년 Ruby 레이저가 등장한 직후부터 이를 의료분야에 응용하고자 하는 시도가 시작되었다. 치의학 영역에서는 1964년에 Goldman⁽¹⁾이 발거치아에 대한 Ruby 레이저 조사 실험을 처음 실시하였고 1965년 Sognaes와 Stern⁽²⁻⁴⁾이 치아의 에나멜질에 레이저를 조사하면 에나멜질의 내산성이 증가한다는 사실을 밝혀냄으로써, 충치예방에의 응용 가능성이 알려져 근년에 이 분야에 대한 연구가 활발히 이루어져서 기초적인 연구단계를 거쳐 부분적으로 임상 응용단계에 들어서고 있다. 레이저를 치의학 보존치료에 응용하기 위해서는 여러 가지 기초 연구, 장비개발, 실용화 연구가 수행되어야 할 것이다. 기초연구에서는 무엇보다도 레이저와 치아조직과의 상호작용에 대한 광범위하고 체계적인 연구가 선행되어야 할 것이다. 손상된 치아의 어떤 부분을 치료할 목적으로 레이저 빔이 치아에 조사되면 그 일부가 치아 표면에서 흡수되어 열에너지로 전환되고, 조사면 근처는 급속히 가열되어 용융, 비등하게 된다. 이 과정에서 열의 전도 현상에 의한 치아 각 부분의 온도상승으로 인한 원

하지 않는 조직의 변화가 발생할 우려가 있으며 치과 치료시 과도한 온도상승은 통증을 일으키게 되므로 치료를 불가능하게 한다. 따라서 레이저를 치과 치료에 실용화 하기 위해서는 온도상승을 제어할 수 있어야 한다. 그러므로 레이저와 치아와의 상호작용에서 가장 중요한 연구 과제는 레이저 조사에 따른 치아조직내의 온도분포에 대한 연구라 할 수 있다. 본 연구에서는 레이저와 치아조직과의 상호작용에 대한 연구의 일환으로, CO₂ 레이저의 발진파장인 10.6 μ m의 레이저 빔 조사시에 일어나는 치아의 온도변화를 조사하는 것을 목적으로 하였다. 이를 위하여 70 W 급 연속 출력 CO₂ 레이저 발진장치를 제작하고 레이저 빔을 조사시료에 전송하는 집속장치, 광속모니터 장치, 조사시간 제어장치 등을 제작하여 레이저 조사장치를 구성하였다. 그리고 레이저 조사시 일어나는 치아 내부의 온도변화를 시간적으로 추적하는 온도 감지 시스템을 제작하였다. 제작, 구성한 레이저 조사장치 및 온도추적 장치를 사용하여 여러 가지 조사 에너지, 조사시간에 대하여 발거치아의 치수강의 온도변화를 체계적으로 측정 분석하였다.

II. 열확산 방정식의 해법 및 온도분포

레이저광이 물질에 흡수되면 그 에너지가 열로 변환되

이 논문은 1987년도 문교부 자유공모과제 학술연구조성비에 의하여 연구되었음.

고 열전도도, 열확산도, 비열, 조사광의 모드, 출력, 조사시간 등에 따라 공간 및 시간적 온도분포는 복잡하고 다양한 형태를 갖게 된다. 그리고 치아는 기하학적 구조와 물리, 화학적 성질이 상이한 몇 개의 층으로 구성되어 있어 열확산 방정식의 해를 해석적으로 구하는 것이 불가능하다. 그런데 레이저광을 이용한 치료과정에서는 온도상승을 적은 양으로 제한하게 되며 치아의 크기에 비해 조사부위의 면적이 작기 때문에 레이저광을 치아에 조사하는 경우 치아를 반무한대 크기의 물체라고 가정하면 열확산 방정식의 해를 구할 수 있다. 이 해가 치아와 같이 서로 다른 물질이 층을 이루고 있는 경우는 정확하게 일치하지 않지만 그 경향은 알아볼 수 있기 때문에 이 목적으로 열확산 방정식의 해를 구했다. 열이 공급되는 동안 고체의 상변화가 일어나지 않는다고 가정하면 다음과 같은 열확산 방정식을 만족한다.⁽⁶⁾

$$\frac{\partial T}{\partial t} - D \nabla^2 T = \frac{Q}{C_p} \quad (1)$$

$D = \frac{K}{\rho c}$: 열확산도 (cm²/sec)

$C_p = \rho c$ (J/cm³·°C)

T : 온도 (°C)

K : 열전도도 (W/cm°C)

ρ : 밀도 (g/cm³)

c : 비열 (J/g°C)

이 식은 Green 함수 방법으로 해를 구할 수 있으며, Green 함수 G 는 다음 식을 만족한다.⁽⁷⁾

$$\frac{\partial G}{\partial t} - \nabla^2 G = \delta(r - \vec{r}') \delta(t - t') \quad (2)$$

이 때 (x', y', z', t') 은 열원의 좌표이고, (x, y, z, t) 는 온도를 관측하는 좌표이다. 여기서 x, y 는 온도를 측정하려 하는 물체의 단면의 좌표이며, z 는 물체의 두께에 해당되는 좌표이다. 초기조건과 경계조건은

$$G = 0 \quad (t \neq t', \quad r \neq r') \quad (3)$$

$$G_{r,z} \rightarrow \infty \rightarrow 0 \quad (4)$$

$$\frac{\partial G}{\partial z} \Big|_{z=0} = 0 \quad (5)$$

로 주어지며, 이를 만족하는 온도 $T(x, y, z, t)$ 는 다음과 같다.

$$T(x, y, z, t) = \int_0^t \int_{-\infty}^{\infty} \int \frac{Q(x', y', z', t')}{C_p} \cdot G \left(\frac{x', y', z', t'}{x, y, z, t} \right) dx' dy' dz' dt'$$

$$= \frac{2P(1-R)}{C_p \pi^{3/2}} \int_0^t \frac{1}{\sqrt{4D(t-t')}(4D(t-t') + w_0^2/2)} \times \exp \left[- \left(\frac{x^2 + y^2}{4D(t-t') + w_0^2} + \frac{z^2}{4D(t-t')} \right) \right] dt' \quad (6)$$

그러나 이 식은 해석적으로 더 이상 계산할 수 없으므로 Simpson 공식을 사용하여 열확산도, 측정위치, 조사시간 등에 따른 온도분포를 컴퓨터로 계산하였다. 표 1⁽⁶⁾과 같은 열적 특성을 갖고 그림 1과 같은 구조로 가지는 치아의 경우 에나멜질과 상아질의 열확산도, 열전도도를 대입하여 측정위치, 빔 출력, 조사시간에 따른 온도분포를 계산하여 얻은 결과가 그림 2와 같다. 여러 가지 조사조건에서 얻은 이론적인 계산 결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 조사시간 및 시료의 두께가 일정하면, 온도변화는 조사광의 출력에 대해서 선형적으로 비례한다.
2. 두께가 증가함에 따라 최고 상승온도는 급격히 감소하고 온도상승 시작점과 최고 온도 도달시간이 지연된다.
3. 조사시간에 대해 최고 상승온도값은 비례하나 두께에 따라 그 기울기가 상이하다. 온도상승 시작점과 최고 온도 도달시간은 조사시간에 크게 의존하지 않는다.

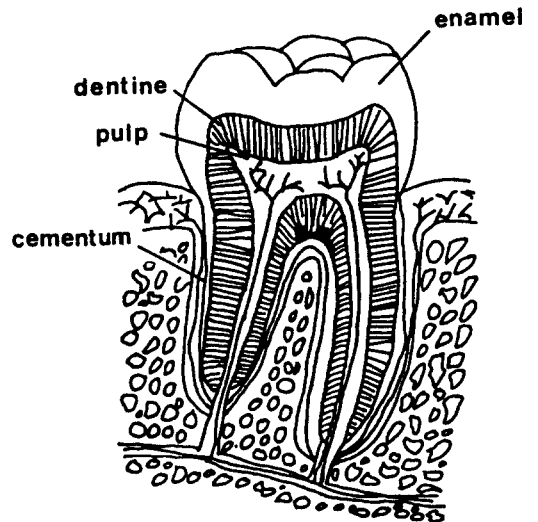


그림 1. 치아의 구조.

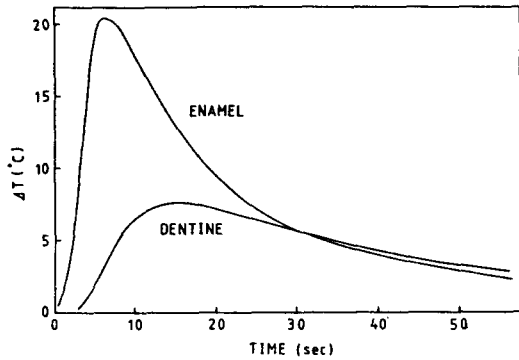


그림 2. 에나멜질과 상아질에서의 온도변화 곡선(출력 $P=10\text{ W}$, 조사시간 $\Delta\tau=1\text{ 초}$, 두께 $d=4\text{ mm}$).

4. 두께가 빔 반경보다 크면, 빔 반경의 크기에 따라 온도분포 곡선이 크게 변화하지 않음을 알 수 있다. 이는 치과치료시 레이저 빔의 반경이 defocusing으로 커질 경우에도 온도변화에는 영향을 주지 않는다는 것을 알 수 있다.

5. 비열이 같은 경우, 열확산도의 값에 대해 최고 온도값은 무관하지만, 온도상승 시작점과 최고 온도 도달 시간은 크게 의존한다.

위의 결과를 바탕으로 치아에 레이저 빔을 조사한 후 레이저의 출력, 조사시간, 치아의 두께 및 조사방법에 따른 치아의 온도변화를 실험을 통해 관측하여 이 이론을 적용하는 것의 타당성이 확인되면 이는 치과치료의 응용에 유용한 기초자료가 될 것이다.

III. 실험

본 실험에 사용한 레이저 조사장치 및 온도측정장치의 개략도는 그림 3과 같다. 열원으로 사용하기 위하여 최고 출력 70 W의 연속출력 CO_2 레이저를 제작하였다. 제작한 CO_2 레이저의 빔 직경은 1 cm 이고 레이저 광을 좁은 영역에 집중시키기 위해서 10.6 μm 파장에서 투과율이 좋은 ZnSe 렌즈를 사용하였다. 집중된 빔 크기는 약 380 μm 였다. 온도를 검출하는 장치로써 K-type 열전쌍을 사용하였는데 열전쌍에 유도된 기전력은 단위온도당 μV 정도이므로 증폭 회로를 설계 제작하였다. 치과치료시 레이저 광의 조사시간과 온도상승은 밀접한 관계가 있다. 조사시간이 길면 온도상승이 커져 고통을 느낄 뿐 아니라 치수염이 발생할 우려가 있다. 그리하여 레이저 광의 조사시간을 조절할 수 있는 시스템이 필요

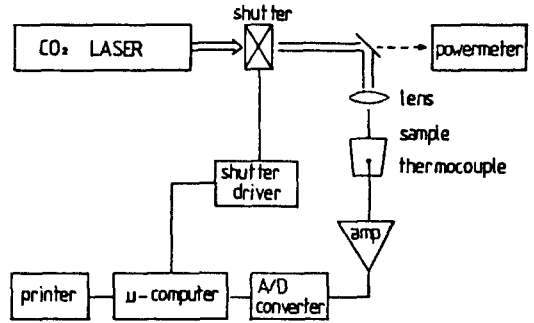


그림 3. 레이저 조사 및 온도측정 장치의 개략도.

하다. 이를 위하여 본 실험에서는 조사시간을 0.2~2 초까지 변화시키면서 실험하기 위하여 솔레노이드 개폐기와 구동장치를 제작하였다. 실험을 위한 시료는 성별, 연령에 관계 없이 치아우식증이 없는 발거된 33개의 하악대구치를 치아에 부착된 이물질 제거하고 치수강 기저부에 직경 4 mm 정도의 구멍을 뚫고 치수조직을 제거한 후 세척하여 준비하였다. 준비된 치아의 교합면과 치수강까지의 두께를 재고 각각 직경 0.65 mm의 K-type 열전쌍을 dentine 과 밀착시키고 에폭시 접착제를 사용하여 고정하였다. 치과치료시 치아는 잇몸에 부착되어 있다. 실험조건을 이와 유사하게 하기 위하여 준비된 치아의 교합면 중앙이 렌즈 초점에 오도록 설치하고, 열전쌍을 증폭기 입력단자에 연결한 후 냉각수가 교합면에까지 유출되는 것을 방지하면서 치근에 24°C 물을 계속해서 흘려주어 치근이 항온조에 부착된 효과를 부여했다. 준비된 치아와 레이저 조사부위 및 물을 흘려주는 부위는 그림 4와 같다.

치아가 열평형이 이루어질 때까지 기다렸다가 컴퓨터를 통해 개폐기 구동장치로 시작 신호를 발생시키면 개폐기가 열리게 된다. 이 때부터 일정시간 간격마다 아날로그-디지털 변환기를 통해 증폭기의 출력값 즉, 온도값이 컴퓨터에 저장된다. 선택한 조사시간이 종료됐을 때 개폐기는 닫히고 온도측정은 계속된다. 본 실험에서는 총 측정시간을 최고 125초로 하였다.

IV. 실험결과 및 고찰

먼저 열확산 방정식의 해법 결과와 같이 치수강의 최대 상승온도 폭의 크기가 레이저의 출력에 선형적으로 비례하는가를 확인하기 위하여 레이저 출력을 5 W로부터 20 W 까지 변화시키면서 최대 상승온도(ΔT_m)를 측

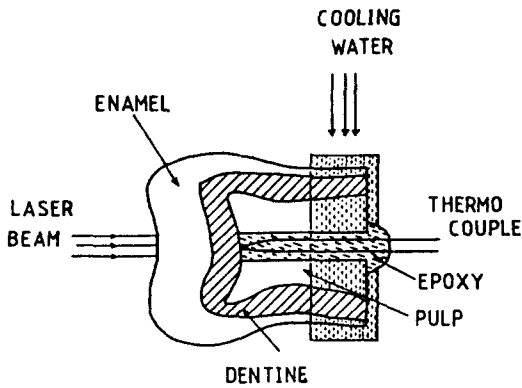


그림 4. 온도측정을 위해 준비된 치아.

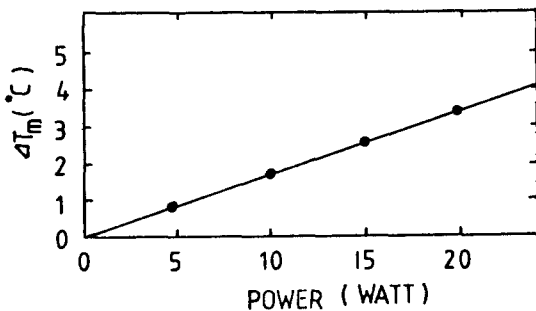


그림 5. CO₂ 레이저 출력에 따른 T_m 값(두께 $d=4.5$ mm, 조사시간 $\Delta\tau=1$ 초).

정하였다. 측정에 사용한 치아의 두께는 4.5 mm, 조사시간은 1 초로 하였다.

본 실험결과 그림 5와 같이 레이저 출력이 5 W에서 20 W 범위내에서 출력에 따라 상승온도 값이 선형적으로 비례한다고 볼 수 있으며 이는 앞에서 논한 이론적인 결과와 일치하고 있다. 20 W, 1 초 조사에 대해 본 실험에서는 약 3.5°C 상승했으며, Kato⁽⁶⁾는 같은 조건에서 약 3.25°C 상승했다고 보고한 바 있어 유사한 결과가 나타났다. 이상의 결과를 바탕으로 비교적 온도변화가 큰 20 W로 레이저 출력을 고정하고 치아의 두께를 변화시키면서 조사시간에 따른 온도변화를 측정하였다. 두께 4.4 mm 치아를 사용한 결과가 그림 6과 같다. 20 W, 0.3 초 조사에 최고 상승온도가 2°C, 0.6 초 조사에 4°C, 1.1 초 조사에 6°C, 2 초 조사에 10°C 상승했고 조사시간과 ΔT_m 이 그림 7과 같이 선형적으로 비례하는 것으로 관측하였으며 두께에 따라 비례상수가 다르며, 두꺼울수록 그 값이 작음을 알 수 있었다. 이는 열확산 방정식을 풀

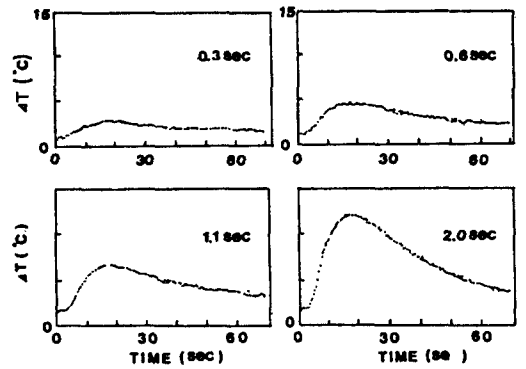


그림 6. 레이저 광 조사시간에 따른 온도변화 곡선(출력 $P=20$ W, 두께 $d=4.4$ mm).

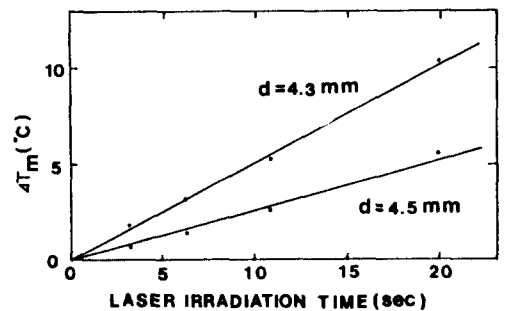


그림 7. 레이저 조사시간에 따른 최고 상승온도(출력 $P=20$ W).

어 얻은 경향과 일치하고 있다. 출력과 조사시간이 동일한 경우에 치아의 두께와 ΔT_m 사이의 관계를 다각도로 조사한 결과 그림 8에서 보는 바와 같이 ΔT_m 에 도달하는 시간은 4.0 mm가 13초, 4.3 mm일 때 약 18초, 4.5 mm일 때 약 19초로써 두께가 증가함에 따라 시간 지연이 길어지는 것을 알 수 있었다. 최고 상승온도는 그림 9와 같이 두께에 따라 지수적으로 감소하는 것을 관찰하였다. 그림 10은 20 W를 20 초 간격으로 0.5 초간 5회 조사하면서 온도변화를 측정된 결과와 20 W로 2.5 초간 조사했을 때 나타나는 결과이다. 최고 상승온도가 약 2 배 가량 차이가 있음을 알 수 있다. 온도상승을 억제해야 하는 치료의 경우 반복 조사가 적합하다는 것을 알 수 있다. 치아는 표 1과 같은 열적 특성을 가지는 에나멜질과 상아질로 되어 있기 때문에 불연속면을 갖는다. 그렇기 때문에 단일면이라고 가정하고 열확산 방정식을 풀어 얻은 결과와 반드시 일치하지 않는다. 그림 1에서 볼 수 있듯이 에나멜과 상아질에서의 온도변화는 상이하다. 불

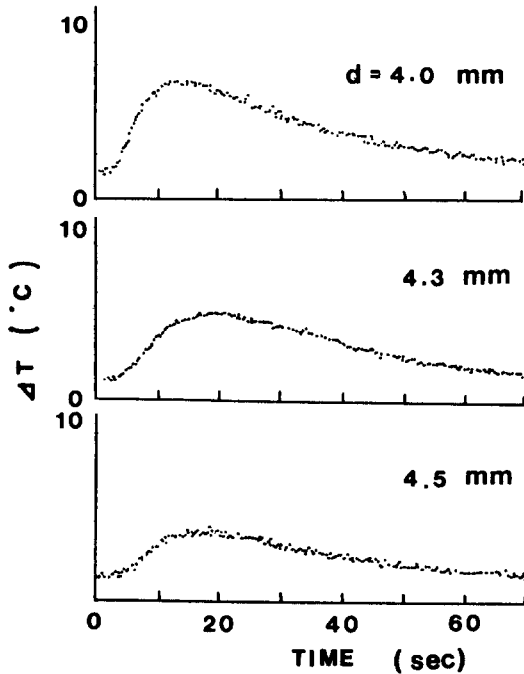


그림 8. 치아두께에 따른 온도변화 곡선(출력 $P=20\text{ W}$ 조사시간 $\Delta\tau=1\text{ 초}$).

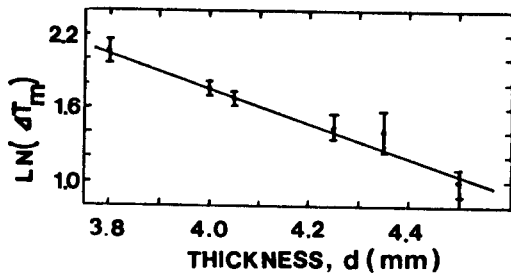


그림 9. 치아의 두께에 따른 최고 상승온도(출력 $P=20\text{ W}$, 조사시간 $\Delta\tau=1\text{ 초}$).

연속면이 없다고 가정하고 열확산도와 열전도도를 평균한 값으로 열확산 방정식을 풀어 온도분포 곡선을 얻었다. 이것과 실험으로 얻은 온도분포 곡선을 그림 11에서 비교할 수 있다. 최고 상승온도의 차는 치아에 조사된 모든 에너지가 흡수된다고 가정하였기 때문에 생긴 것으로 이론에서 얻은 온도분포와 실험에서 얻은 것이 거의 일치함을 알 수 있다.

본 실험의 결과를 종합하면 그림 12에서 알 수 있듯이 ΔT_m 은 레이저 광의 출력과 조사시간에 비례하고 두께에

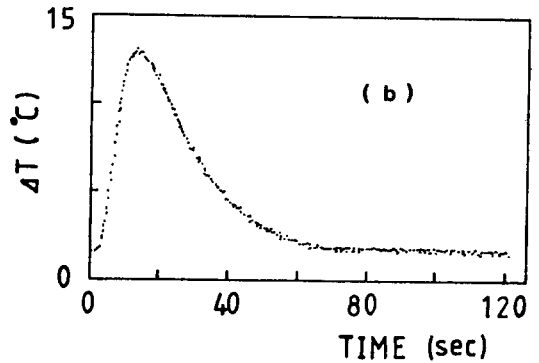
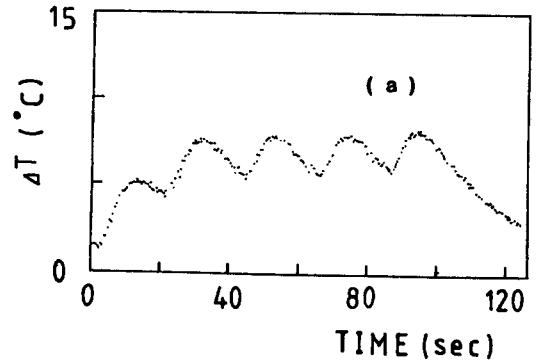


그림 10. 조사방법에 따른 온도변화. (a) 20 W로 20초 간격으로 0.5초간 5회 조사, (b) 20 W로 2.5초간 조사.

표 1. 에나멜질과 상아질의 열적 특성.

	Enamel	Dentine
Thermal conductivity ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	0.88	0.59
Thermal diffusivity ($10^{-7}\text{m}^2\text{s}^{-1}$)	4.69	1.85
Linear coefficient of thermal expansion (10^{-6}K^{-1})	11.4	8.3

대해서는 지수적으로 감소하게 된다. 따라서 ΔT_m 에 대해서 다음과 같은 실험식을 세울 수 있다.

$$\Delta T_m = \alpha P \Delta \tau \exp(-\beta d)$$

여기서 P 는 조사 빔의 출력(W), $\Delta \tau$ 는 조사시간(sec), d 는 치아의 두께(mm)이고 α , β 는 상수이다. 본 실험조건에서는 $\alpha=90(\text{C}/\text{J})$, $\beta=1.5(\text{mm}^{-1})$ 로 정해졌다.

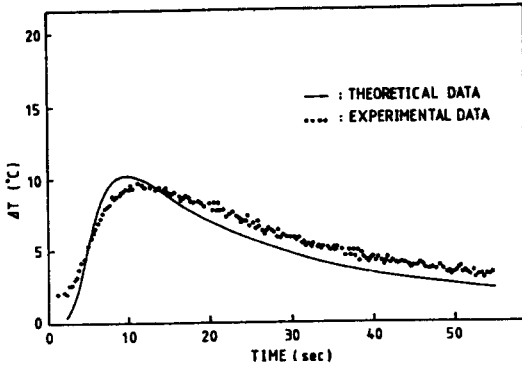


그림 11. 실험과 이론에 의한 온도변화 곡선 비교.

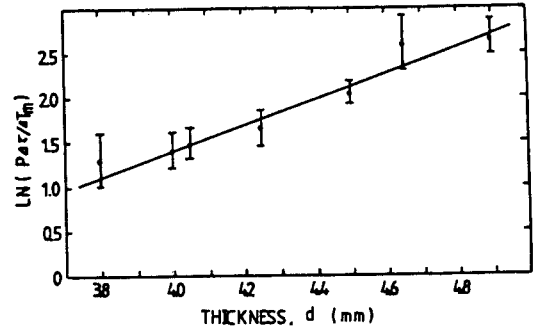


그림 12. 치아두께에 따른 $\ln \frac{P\Delta\tau}{\Delta T_m}$ 의 값.

V. 결 론

레이저를 치아 보존 치료에 응용하기 위해서는 치수강의 온도상승을 허용온도 범위내로 제한하여 온도상승에 의한 치아조직의 파괴를 극소화하여야 한다. 또한 온도상승으로 인한 치수염의 발생이나 치료시 통증을 막아야 한다. 따라서 치아조직의 레이저 흡수에 의한 온도상승 효과에 대한 기초적인 실험과 레이저 조사에서 오는 치아조직의 변화에 대한 기초적인 자료가 필요하게 된다.

본 연구에서는 10.6 μm의 레이저 광을 사용하여 레이저 조사에 따른 치수강에서의 온도상승을 여러 가지 조사조건에 대하여 실험적으로 측정하여 실험식을 얻었으며 그림 9와 같은 실험결과를 얻어 치과치료의 경우 적합한 조사조건을 제시하였다. 이 실험식과 실험결과는 레이저 조사에 의한 온도상승 효과를 추정하는데 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] L. Goldman et al., Effect of laser impact on teeth, JADA 70, 601 (1965).
- [2] M. L. Wolbarsht, Laser application and biology, Volume 1 (Plenum Press, New York-London, 1971) pp. 97-124.
- [3] M. L. Wolbarsht, Laser application and biology, Volume 2 (Plenum Press, New York-London, 1974) pp. 361-388.
- [4] R. F. Sognaes and R. H. Stern, J.S.C.S.D.A. 33, 328 (1965).
- [5] M. Braden, Phys. Technol. 16, 59 (1985).
- [6] H. S. Carslaw and J. C. Jaeger, Conduction of Heat in Solids, 2nd ed. (Oxford Univ. Press, Oxford, 1958).
- [7] I. S. Sokolnikoff and R. M. Redheffer, Mathematics of Physics and Modern Engineering, (Mcgraw-Hill Kogakusha, Tokyo, 1958).
- [8] K. Kato and A. Nagasawa, The Journal of Japan Society for Laser Medicine 1, 294 (1980).

A Study of Temperature Changes in the Dental Tissues Irradiated by 10.6 μm Laser Beam

D.S. Ko, Y.H. Bak, S.H. Shin, H.S. Eom and U. Kim
Dept. of Physics, Yonsei University

C.Y. Lee
College of Dentistry, Yonsei University

(Received: July 19, 1990)

This study was performed to obtain fundamental data on temperature increases in the dental tissues irradiated by 10.6 μm laser radiation. For this purpose a experimental facility was established, which was composed of a CO_2 laser, a shutter unit and a temperature sensing device. The temperature changes in the pulp chamber of extracted molars, during and after the laser irradiation, were measured as function of laser power, the time of irradiation and the thickness of the sample. An empirical formula for the maximum temperature increases, ΔT_m , was derived from the measured data as follows;

$$\Delta T_m = 90P \Delta \tau \exp(-1.5d)$$

where P , $\Delta \tau$ and d are the laser power(W), irradiation time(sec) and the thickness(mm) between pulp chamber and occlusal surface, respectively.

Also a theoretical calculation model based on simplified assumptions were established and the results from the calculation were compared with the measured temperature data. A fairly good agreement was obtained.