

CO₂ 레이저의 조사시 치아의 온도변화

엄 효촌, 신 상훈, 박 용환, 고 동섭, 김 응
연 세 대 학 교 물 리 학 과

Temperature effect in dental tissue irradiated by CO₂ laser

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

Abstract

CO₂ laser beam was focused a ZnSe lens onto the center of the occlusal surface of extracted lower molars. K-type thermocouple was contacted with the pulp chamber and the changes of temperature in the pulp chamber during and after the laser irradiation were measured as function of the power of laser beam, the time of laser irradiation and thickness of the sample. An empirical formula for temperature effect was derived from the measured data.

1. 서 론

1960년 Maiman에 의해 Ruby 레이저의 발진이 성공한 이후 많은 분야에서 기술혁신이 이루어졌으며 의학분야에서도 레이저를 이용한 임상응용 연구가 꾸준히 추진되어 왔다.

치의학 영역에서는 1964년에 Goldman이 발거치에 대한 Ruby 레이저의 조사 실험을 최초로 수행하였다. 레이저를 치의학 치료에 응용하기 위해서는 무엇보다도 레이저와 치아조직과의 상호작용에 대한 광범위하고 체계적인 연구가 선행되어야 할 것이다. 레이저 빔이 치아에 조사되면 그 일부가 치아 표면에서 흡수되어 열에너지로 변하고 조사면 근처는 급속히 가열되어 용융, 비등하게 된다. 이 과정에서 열의 전도 현상에 의해 치아의 각 부분에 온도 상승이 일어나게 된다. 조사 부위의 급격한 온도 상승으로 인해 조사 부위에 크레이터가 형성되고 또한 치아에 큰 구조적인 손상을 줄 수도 있으며 치수까지 과다한 열이 전달되면 고통을 느끼게 된다. 따라서 레이저를 치과치료에 실용화 하기 위해서는 온도 상승을 제어할 수 있어야 한다.

그래서 본 연구에서는 레이저와 치아 조직과의 상호작용에 대한 연구의 일환으로, CO₂ 레이저의 발진파장인 10.6 um의 레이저 빔 조사시에 일어나는 치아의 온도 변화를 조사하는 것을 목적으로 하였다.

2. 실험

시간별 온도 분포 측정을 위한 실험장치의 개략도는 그림 1과 같으며 실험순서를 요약하면 다음과 같다.

- 1) 성별, 연령에 관계없이 치아우식증이 없는 하악대구치를 발거하여 치아에 부착된 이물질(물)을 흐르는 물에서 제거하고 치근단 1/3 부위를 7/8 inches diamond disk로 절단한 다음 #4 round와 #557 Carbide fissure bur를 사용하여 치수강 기저부에 직경 4mm 정도의 구멍을 뚫고, 치수조직을 제거한 후 NaOCl과 물로 세척하였다. 이렇게 만든 치아의 교합면과 치수강까지의 두께를 재고 각각 K-형 열전쌍을 dentin과 밀착고정시켜 sample을 만들었다.
 - 2) 조사광의 노출시간과 총 측정시간을 설정한다.
 - 3) 준비한 치아의 교합면 중앙이 lens의 focusing 위치에 오도록 설치하고, 열전쌍을 증폭기 입력 단자에 부착한 후 냉각수가 교합면까지 유출되는 것을 방지하면서 치근에 24°C의 물을 계속해서 흘려주어 항온조에 치근이 부착된 효과를 부여했다.
 - 4) 치아가 열평형이 이루어 질 때까지 기다렸다가 컴퓨터를 통해 shutter driver로 시작 신호를 발생시키면 shutter가 열리게 된다. 이때부터 일정 시간 간격마다 ADC를 통해 증폭기의 출력값 즉, 온도값이 컴퓨터에 저장된다. 선택한 노출시간이 종료됐을 때 shutter는 닫히고 온도측정은 계속된다.
- 본 실험에서는 총 측정시간을 70초와 125초로 하였으며 총 측정 data수는 768개가 되므로 약 0.09 및 0.16초마다 온도를 읽게 된다. 또한 온도의

분해능은 15/256°C가 된다.

- 5) 측정이 완료되면 측정 data를 disket에 입력하고 printer로 그림이나 수치를 인쇄하여 그 경향을 관찰 분석한다.

3. 실험결과 및 분석

그림 2에서 볼 수 있듯이 치수강의 최대상승 온도의 크기 (ΔT_m)가 레이저 광의 출력에 선형적으로 비례한다고 할 수 있으며 20W, 1초 조사에 대해 본 실험에서는 약 3.5°C가 상승하였다. 그림 3과 같이 조사시간과 ΔT_m 은 비례하며 두꺼울 수록 기울기가 작게 나타났다.

출력과 조사시간이 동일한 경우, 치아의 두께와 T_m 사이의 관계를 다각도로 조사한 결과 치수의 온도가 그림 4와 같이 근사적으로 지수 감소하는 것으로 판단되었다.

이상의 결과를 종합하면 ΔT_m 은 레이저 광의 출력과 조사시간에 비례하고 두께에 대해서는 지수적으로 감소하게 된다. 즉,

$$\Delta T_m = \alpha \beta t e^{-\beta d}$$

이며, 양변에 로그를 취하면

$$\ln\left(\frac{\Delta T_m}{t}\right) = \beta d - \ln \alpha$$

가 된다. α, β 는 실험을 통해 구할 상수이고 d 는 치아의 두께이다. 모든 측정 data로부터 그림 5와 같은 본포를 얻어서 최소자승법에 의해 상수를 구해보면, 본 실험 조건에서 $\beta = 1.5$, $\alpha = e^{4.5}$ 로 정해졌다.

4. 결 론

레이저 광 조사에 의해 발생한 열은 치아의 열적 손상을 초래하며 이를 방지하기 위한 기초 자료를 얻기위해 본 실험을 수행했다. 20W, 2초 이내의 조사에 대해 치수강의 온도 변화가 3°C 이내의 미세한 변화만이 검출되었다. 또한 조사시간, 출력, 치아의 두께에 따른 온도변화

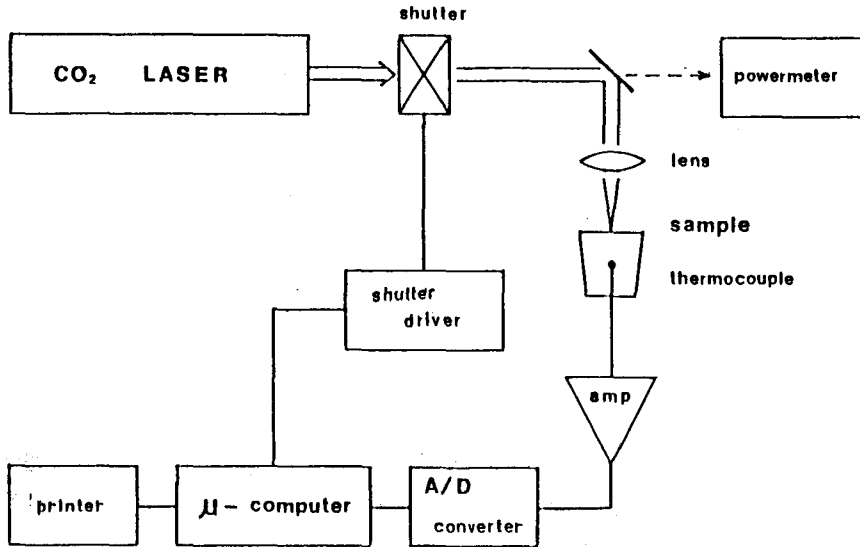


그림 1. 온도 측정 장치의 개략도

에 대한 다각도로 실험한 결과

$$\Delta T_m = 90p\Delta\tau e^{-1.5d}$$

과 같은 실험식을 얻었다.

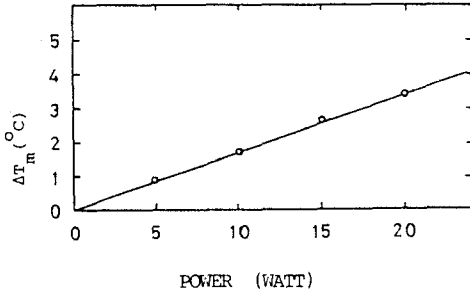


그림 2. Power와 최대상승 온도와의 관계
($d=4.35\text{mm}$ $\Delta\tau = 1\text{sec}$)

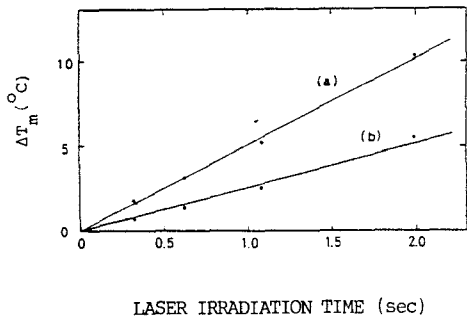


그림 3. 조사시간과 최대상승 온도와의 관계
($p=20\text{W}$ $d=4.35\text{mm}$)

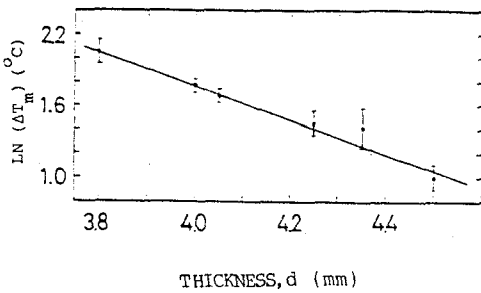


그림 4. 두께와 최대상승 온도와의 관계
($p = 20\text{W}$ $\Delta\tau = 1\text{sec}$)

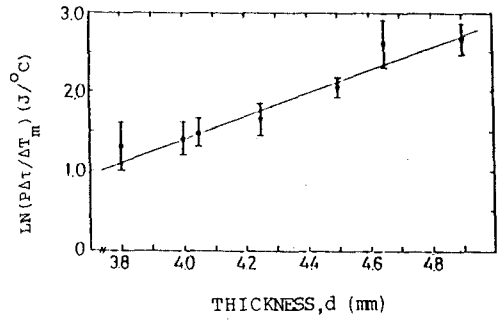


그림 5. 두께와 $P\Delta\tau/\Delta T_m$ 과의 관계

참고문헌

1. W.W. Duley, CO₂ lasers effect and applications (Academic Press, Inc., New York, 1976).
2. H.S. Carslaw and T.C. Jaeger, Conduction of heat in solids (Oxford Univ. Press, New York, 1959).
3. M.L. Wolbarsht, Laser application in medicine and biology (Plenum Press, New York-London, 1971).
4. K. Kato, A. Nagasawa, J. Jap. Soc. Laser Med., 1, 294 (1980).