

CO₂레이저 조사에 따른 치수강내 온도변화에 관한 실험적 연구

연세대학교 치과대학 보존학교실

이종만 · 박동수 · 이찬영 · 이정식

I. 서 론

레이저의 전단계인 마이크로파의 유도방출에 의한 증폭(MASER)에 대한 물리학적 원리를 Townes등⁵⁹⁾이 발표한 후 Maiman²⁸⁾이 최초로 루비레이저를 발명하고 이후 He-Ne레이저, Nd:YAG 레이저, 반도체레이저, CO₂레이저, 알곤레이저가 등장한 이래 레이저는 국방, 우주항공, 통신, 정밀계측, 기상학, 정보처리, 제조업 등 이공학 영역에 급속적인 과학기술의 혁신을 가져왔으며^{58, 59)}, 의학분야에서도 이에 대한 연구를 거듭하여^{10, 17, 25)} 새로운 효과적 치료술식을 개발 사용중이나 치의학 영역에서는 기초적 연구단계에 그치고 있어 아직 실용화되지 못하고 있다.⁴⁴⁾

Goldman등³¹⁾이 처음으로 발견된 치아에 루비레이저를 조사하여 치질제거가 이루어지고, 건강한 치면보다 우식치면이 레이저광의 흡수가 높음을 보고하여 레이저를 치아우식증 치료에 활용할 가능성을 제시한 바 있다.^{11, 12, 26, 32)}

그 후 Stern^{38, 39)}, Goldman¹²⁾, Taylor⁴⁵⁾, Kinerslay^{19, 20)}, Loebene²⁶⁾, Peck³³⁾ 등은 루비레이저를 이용하여, Stern⁴³⁾, Loebene²⁷⁾, Burne⁷⁾, Matsumoto³⁰⁾ 등은 CO₂레이저를 이용하여 치질 및 연조직의 변화와 각종 충전재료의 물리적 변화에 대하여 연구하였으며, 레이저를 조사하여 여러 형태의 와동형성을 시도한 바 있고^{14, 15)}, Adrian¹⁾은 실험동물의 치수조직에 구조적 변화를 일으킬 수 있는 에너지 범위에 대하여 보고하였다. 또한 치아우식 예방효과를 기대하기 위하여 CO₂레이저를 이용하여 Stern

등^{40, 42)}은 낮은 에너지를 조사받은 치아가 산용액에 대한 용해도가 낮음을 관찰하였고, Morioka등³¹⁾은 내산성이 증대되고 치아변연전색재의 부착성을 증진시켰을, Borggreven⁶⁾은 법랑질의 삼투효과변화를, Goodman¹³⁾은 알곤레이저를 이용하여 치아표면에 불소침투효과를, Yamamoto와 Sato⁵⁰⁾는 Nd:YAG레이저를 이용하여 내산성이 증대함을 관찰하였다. 그외에 색소침착이나 치석제거에 응용하려는 시도^{19, 33, 46)}와, 치근단공을 밀폐시켜 근관충진에 이용하려는 실험보고^{46, 49)}, He-Ne레이저를 사용하여 치아이동을 측정하거나^{34, 35)}, 알곤레이저를 이용하여 우식치면을 탐지하거나³⁾ 근관기구 소독능력을 평가하기도 하였으며¹⁶⁾ 임상에서는 구강외과적 수술증례보고^{8, 36)} 등이 있으며 금속재료의 용접 및 열처리가 그에 미치는 합금의 물리적 성질에 대한 연구도 발표된 바 있다.³⁷⁾

한편 국내에서는 의학계에서 몇몇 관심있는 학자에 의해 임상에 이용하다 1981년 처음으로 의학레이저에 관한 심포지움이 있었고, 1983년 한국의학레이저학회가 창립되어 레이저에 대한 관심과 인식이 늘어나 진단 및 치료용으로 활용하고 있으나, 치의학계에서는 김⁵⁶⁾의 비귀금속합금에 미치는 영향에 대한 연구 외에는 거의 없는 실정이다.

현재 치과보존치료에 사용하고 있는 절삭용 bur로 와동형성할 때 회전기구 자체의 심한 진동, 지속적인 열발생, 절삭기구의 구강내 삽입에 대한 환자의 공포감등의 해소가 치과임상의 숙제로 되어 있다.

레이저를 조사하여 와동형성을 시도할 경우 단시간 내에 편안한 상태에서 치료를 받을 수 있을 뿐

아니라 와동내에 존재하는 세균도 순간적인 고열로 멸균시켜 무균치료가 가능할 수 있어 그 가치가 클 것으로 보이나 레이저를 사용하기 위해서는 현재의 절삭용 bur 사용시와 같이 경조직의 변화나 치수병변이 초래되어서는 안됨을 고려하여야 할 것이다.

치수에 병변을 일으키는 주요 원인의 하나는 와동형성 및 지대치형성시 발생하는 열이다. 그러므로 레이저를 이용한 치료술식이 우수할지라도 발생한 열에 의한 치질 및 치수의 병변이 일어나면 임상에서 사용이 불가능하다.

이에 저자는 CO₂레이저를 사용하여 치과 보존치료에 활용가능한 에너지와 부가적으로 온도를 하강시키는 방법을 제시하기 위하여 발거된 치아의 교합면 중앙에 레이저를 조사하여 치수강내 온도를 측정, 그 결과를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

가. 실험재료

성별 연령에 관계없이 치아우식증에 없는 발거된 하악대구치를 대상으로 하였으며 치아는 10% formalin에 보관하였다.

실험에 사용한 치아의 교합면 열구에서 치수강 상부까지 측정된 치아두께의 비교는 Table 1 과 같으며 F-test에 의한 유의성 검정을 한 바 통계학상 유의차가 없었다. ($P > 0.05$)

나. 시편제작

치아에 부착된 이물질을 흐르는 물에서 제거하고 치근단 농부위를 1/2 inches diamond disk로 절단한 다음, # 4 round bur와 #557 carbide fissure bur를 사용하여 치수강 기저부에 직경 4mm정도의 구멍을 뚫고, 치수조직을 제거한 후, NaOCl과 물로

세척을 하였다. 치아두께를 measuring device로 측정하여 기록하고, 직경 3mm, 길이 3cm 정도의 plastic tube를 치수강 상부까지 닿게 삽입한 다음 그 주위를 밀봉하였다. 가로, 세로 1.7cm, 높이 1.5cm 직육면체 고무상자의 밑면에 tube가 들어갈 정도의 구멍을 뚫고 분리제를 도포한 후 self-curing resin을 이용하여 치아를 매식 시편을 제작하였다. (Fig. 1)

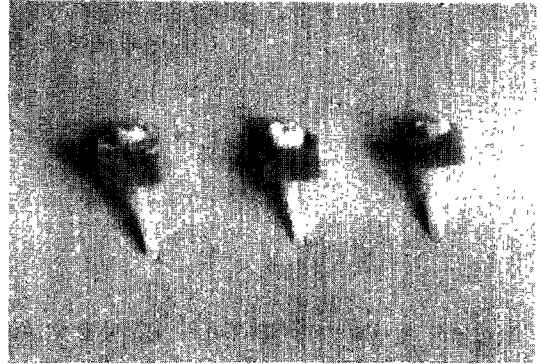


Fig. 1. Specimens

다. 실험방법

실험에 사용한 레이저는 최대출력 6W, 레이저빔경 1.5mm인 지속파 CO₂레이저 (California laser Model SI-5500, U. S. A.)를 사용하였다. (Fig. 2)

시편을 5개씩 12조로 나누어 28°C 인 실온에서 A군은 공기중에서 2초, 4초, 8초, 16초동안 계속조사하고, B군은 0.5초씩 일정한 간격으로 레이저가 통과되고 차단되게 할 수 있는 chopper (연세대학교 공과대학 전자전산학과 제작) (Fig. 3)를 사용하여 총조사시간이 2, 4, 8, 16초가 되게 분할 조사하고, C군은 2, 4, 8, 16초 동안 계속조사 후 25°C의 물로 냉각시켜 온도변화를 측정하였다. 치수강 온

Table 1. Comparison of the teeth thickness

Time (sec.) Group	2		4		8		16		F-value	Prob.
	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.		
A	5.0	0.26	4.7	0.18	4.6	0.19	4.8	0.24	0.60	$P > 0.05$
B	4.6	0.24	4.6	0.26	4.8	0.26	4.6	0.31	0.10	$P > 0.05$
C	4.7	0.20	4.6	0.32	4.8	0.24	4.8	0.12	0.15	$P > 0.05$

A: Continuous laser irradiation

B: Intermittent laser irradiation

C: Water cooling after continuous laser irradiation

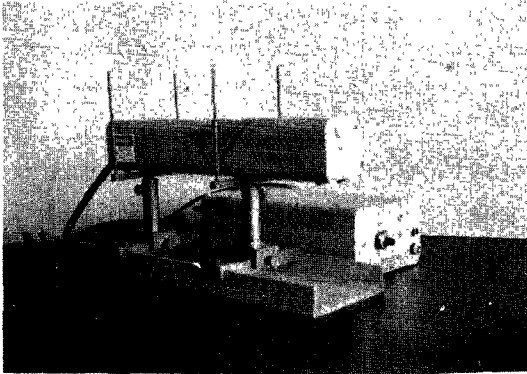


Fig. 2. CO₂ laser equipment

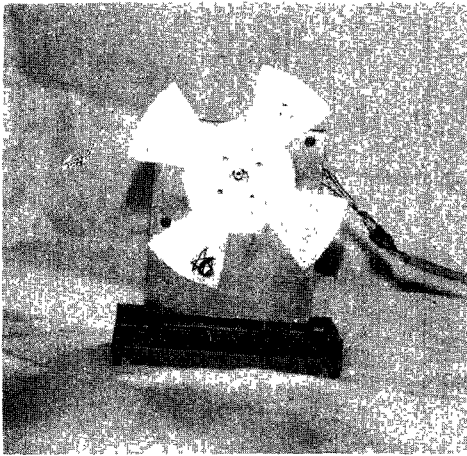


Fig. 3. Chopper

도를 측정하기 위하여 plastic tube속으로 열전대 (직경 1.4mm CA thermocouple) 두개를 계속부 선단이 치수강 상부에 위치하도록 삽입하고 열전대의 한끝은 digital thermometer (Delta SK-1200, Japan) 에 다른 한끝은 recorder (NEC San-ei instrument Ltd, Japan)에 연결시킨 다음, 직경 2 inches, 초점 거리 200mm인 Ge 렌즈를 사용하여 레이저빔을 집

속시키고 초점거리 위에 시편의 표합면 중앙이 오도록 고정시켰다. (Fig. 4)

레이저를 조사하기 전 thermometer의 온도가 일정하게 될 때 까지 기다린 후 기록계에 나타난 온도를 초기온도로 기록하였다.

실제온도와 차이가 생기는 기록계에 나타난 온도 변화는 auto temperature bath (삼일제약, 한국)를 이용하여 실제온도로 환원하였다.

III. 실험 성적

가. 최고온도

A, B, C. 세군으로 나눠 조사시간에 따라 측정된 결과 A군의 경우 2초에서 28.9°C, 4초에 30.8°C, 8초에 35.2°C, 16초에 44.2°C, F-value는 114.99이었으며, B군의 경우 각각 29.2°C, 31.4°C, 34.3°C, 39.1°C 그리고 F-value는 52.29이었고, C군의 경우 2초에서는 온도변화가 없었으며 나머지는 각각 28.8°C, 29.6°C, 34.7°C까지 상승하였다. (Table 2, Fig. 5)

레이저 조사방법에 의한 F-test의 유의성 검정을 한 결과 세가지 방법 모두 유의의 차가 있었다. ($P < 0.01$)

동일 조사방법에서 조사시간에 따른 t-test에 의한 유의성 검정에 있어서 A군의 2초, 4초사이와 C군의 2초·4초, 2초·8초, 4초·8초간사이가 유의의 차가 없었고 ($P > 0.05$) 나머지 비교군은 모두 유의의 차를 보였다.

나. 상승온도

조사방법에 따른 상승온도를 비교하면 계속조사한 경우가 온도상승이 많았으며, 분할조사한 경우와 볼로 냉각시킨 경우의 순으로 나타났다. (Table 3, Fig. 6)

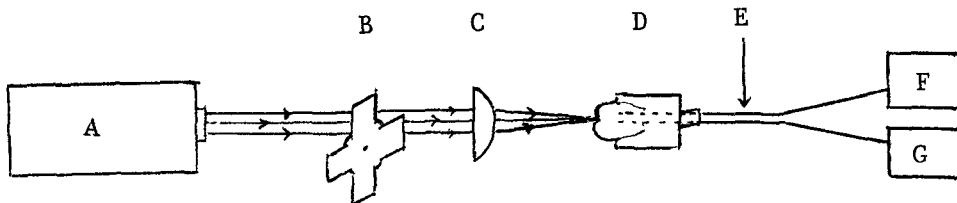


Fig. 4. Schematic diagram of the laser system used in this experiment

- A: CO₂ laser
- B: Chopper
- C: Ge lens
- D: Specimen

- E: Thermocouple
- F: Digital thermometer
- G: Recorder

Table 2. Comparison of the maximum temperature by laser irradiation time

(°C)

Time (sec.) Group	2		4		8		16		F-value	Prob.
	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.		
A	28.9	0.29	30.8	0.46	35.2	0.52	44.2	1.01	114.99	P < 0.01
B	29.2	0.20	31.4	0.37	34.3	0.54	39.1	0.97	52.29	P < 0.01
C	28.0	0.00	28.8	0.12	29.6	0.19	34.7	1.39	220.22	P < 0.01

A: Continuous laser irradiation

B: Intermittent laser irradiation

C: Water cooling after continuous laser irradiation

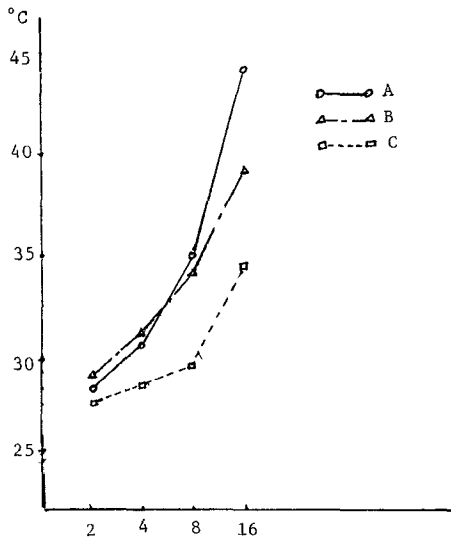


Fig. 5. Maximum temperature variations induced by laser irradiation time

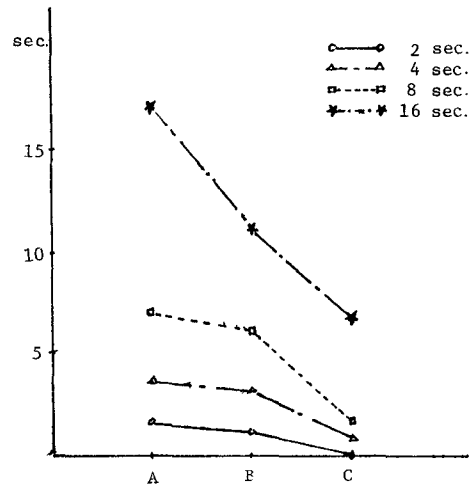


Fig. 6. Temperature variations induced by laser irradiation methods

Table 3. Comparison of the temperature rise by laser irradiation methods. (°C)

Group Time(sec.)	A		B		C		Prob.
	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.	
2	1.7	0.25	1.2	0.20	0.0	0.00	P < 0.01
4	3.8	0.46	3.4	0.37	0.8	0.12	P < 0.01
8	7.3	0.72	6.3	0.54	1.6	0.19	P < 0.01
16	17.2	1.01	11.1	0.97	6.9	1.35	P < 0.01

2 초간 조사하였을 때, A군은 1.7°C, B군은 1.2°C, C군은 전혀 온도상승이 없었으며,

4 초간 조사한 경우 A군은 3.8°C, B군은 3.4°C, C군은 0.8°C,

8 초간 조사한 경우 A군은 7.3°C, B군은 6.3

°C, C군은 1.6°C,

16초간 조사한 경우 각각 17.2°C, 11.1°C, 6.9°C의 온도상승이 있었다.

조사시간에 대하여 F-test에 의한 유의성 검정을 한 결과 모두 유의차를 보였다. (P < 0.01)

다. 온도상승시작 시간

레이저를 치아에 조사하자마자 곧 온도상승이 나타나지 않았고 어느 정도 시간이 지난 후 열전도에 의해서 치수강내의 열전대에 온도가 전달되어 온도 변화가 나타났는데 Table 4.는 레이저조사 후 온도상승이 시작되는데까지 걸리는 시간을 비교한 것이다.

세가지 방법을 F-test에 의한 유의성 검정을 한 결과 A, B group은 통계학상 유의의 차를 보였으며 (P < 0.01), C군은 유의의 차가 없었다. (P > 0.05)

A군에서는 2초, 8초사이와 8초, 16초 사이에

Table 4. Comparison of the starting time of temperature rise

(sec.)

Time(sec.) Group	2		4		8		16		F-value	Prob.
	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.		
A	6.0	0.55	7.0	0.55	8.8	0.31	6.6	0.51	7.13	P < 0.01
B	6.0	0.32	9.6	0.25	9.2	0.74	9.0	0.55	9.92	P < 0.01
C	0.0	0.00	7.2	0.37	8.6	0.25	7.8	0.74	2.00	P > 0.05

Table 5. Comparison of the time reaching to the maximum temperature

(sec.)

Time (sec.) Group	2		4		8		16		F-value	Prob.
	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.	Mean	S.E.		
A	22.6	2.14	20.4	0.40	34.3	2.40	36.8	2.35	16.63	P < 0.01
B	34.3	2.69	32.8	1.86	36.6	0.40	49.8	3.20	11.23	P < 0.01
C	0.0	0.00	15.6	0.25	19.6	0.51	25.2	1.07	47.78	P < 0.01

서만 유의적 차가 있었고, B군은 2초·4초, 2초·16초 사이의 비교군에서만 유의적 차가 있으며, C군에서는 모두 유의적 차가 없었다. (P > 0.05)

라. 최고온도 도달시간

레이저를 조사한 후 계속온도가 상승하다가 최고온도에서 얼마간 지속되다 서서히 하강하는데 Table 5.는 최고온도에 도달하기까지의 걸린시간을 비교한 것으로 F-test에 의한 유의성 검정을 한 바 모두 유의적 차가 없었고 (P < 0.01) A, B군과는 달리 C군은 냉각을 시켜 온도상승이 낮으므로 그에 따라 최고온도 도달시간도 짧았다.

IV. 총괄 및 고안

LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)는 유도방출에 의한 광증폭을 이용하여 광에너지를 열에너지로 바꾸어 사용하는 것으로 현재 개발된 레이저는 고체레이저(Ruby, Nd:Glass, Nd:YAG), 기체레이저(He-Ne, CO₂, Ar), 액체레이저(색소) 및 반도체레이저 등으로 대별할 수 있다.

이런 레이저의 특성은

1. 시간적으로 공간적으로 예측할 수 있는 간섭성 (Coherence)
2. 단일주파수, 즉 단일의 색을 갖는 단색성 (Monochromaticity)

3. 일정한 형태로 계속조사될 수 있는 지향성 (Directionality)

4. 빛의 출력밀도가 높은 고휘도 (Brightness) 등으로 다른 파장의 광원보다 우수할 뿐만 아니라 집속성이 좋아 에너지 출력도 좋고 감쇄됨이 없이 먼 곳까지 일정하게 조사시킬 수 있다.^{58, 59)}

임상치료에 사용하고 있는 레이저는 열, 압력, 광화학 및 전기효과를 이용하는데 주로 열효과에 의해 세포조직이 응결, 파괴됨으로서 절개, 증발 및 탈수현상이 일어나 지혈된다.⁶⁰⁾ 또한 레이저를 치아에 조사하면 흡수, 전도, 반사등 세가지 형태로 나타나는데 흡수에 의해 치아에 구멍이 생기고 전도에 의해서 경조직 및 치수조직의 각 세포에 영향이 나타나고 반사되는 빛을 보면 눈이 상하기도 하는데 이러한 성질은 레이저의 종류와 반사되는 물질에 따라 다르다.²¹⁾

최초로 개발된 루비레이저(파장 0.6943μ)를 이용한 실험들에서 Goldman¹¹⁾은 90Joules의 에너지를 집속시켜 9000J/cm²를 조사하여 경조직에 2mm 정도의 외동이 형성됨을 관찰하였으며, 80Joules을 집속시켜 (0.02cm²) 4000J/cm²을 조사하여 흰색의 흔적이 생겼으며 64Joules을 집속하여 (0.005cm²) 13000J/cm²을 조사하여 2.5mm 정도의 외동이 형성됨을 보고하였고¹²⁾ Peck³³⁾은 6800J/cm²을 조사하여 분화구 형태의 외동이 생김을 관찰하였다. Gordon¹⁵⁾은 50Joules의 에너지가 나오는 레이저를 집광하여

12000J/cm²~15000J/cm²로 조사하여 여러형태의 와동형성을 시도한 바 와동은 형성되었으나 bur를 사용한 것처럼 경계면이 명확히 나타나지는 않았다고 보고하였다. Stern⁴¹⁾은 원숭이의 치아에 60J/cm²~250J/cm²의레이저를 조사한 결과 치수에 고려할만한 변화가 없음을 알았고 Adrian¹⁾은 개의 치수에 손상을 주는 에너지는 1880 J/cm²~2330J/cm²이상이라 보고하였다. 위와같이 어느정도의 와동이 형성되려면 루비레이저에서는 고출력의 에너지가 필요하나 무한정 높은 에너지를 사용할 때는 치수에 손상이 나타나므로 문제가 있다.

Patel⁵⁸⁾이 CO₂레이저를 개발한 후, 급속적인 발전이 거듭되어 CO₂레이저가 고 에너지의 열원으로 각광을 받게 되었다. 파장이 10.6μ일 때 범랑질에서 흡수가 가장 많이 발생하는 적외선 영역에 존재하는 CO₂레이저를 이용하여 Stern⁴³⁾은 pulsed CO₂ 레이저 10J/cm²~15J/cm²정도가 범랑질에 손상을 주지않는 범위라 하였으며, Burne⁷⁾은 10J/cm² 조사에 2mm, 100J/mm²조사에 4mm 정도의 와동이 형성되어 pin retention이 가능함을 제시하였다.

CO₂레이저의 범랑질에 대한 효과는 조사에너지가 대부분 치아에 흡수되어, 20% 정도만 흡수되는 루비레이저보다 낮은 에너지로도 좋은 효과를 얻을 수 있어 와동형성시 CO₂레이저가 적절하다 하겠으나 최근 Nd:YAG레이저를 이용한 치아삭제 실험에서⁵⁴⁾ 그 효과가 좋아 CO₂레이저와 Nd:YAG레이저의 와동형성 효과를 비교하여야 하겠다.

bur를 사용하여 와동형성할 때 발생하는 열에 의한 치수내 온도변화와 병리조직학적 변화에 대해 많은 연구가 있으며 또한 노출된 상아질의 탈수에 의해서도 병변이 생긴다고 보고되었다.^{22, 23, 24)}

Bhaskar²⁾는 저속절삭용 bur로 냉각제 없이 와동형성시 온도가 5.4℃ 상승하고, 냉각제 사용시 5.3℃ 하강한다고 발표하였고, Zach⁵¹⁾은 고속절삭용 bur를 사용하여 치아삭제시 냉각제를 물로 사용한 경우 5초동안 11°F까지 하강하다가 약간 온도상승이 있었고 냉각제 없이는 온도가 급상승하여 25초 후에 11°F에 도달되었으며, 저속절삭용 bur를 사용한 경우 냉각제를 물로 사용하여 15초 후 13°F까지 계속 하강하며 냉각제 없이 거의 직선상으로 상승하여 25초 후 20°F까지 달하였음을 보고한 바 있다.

일반적으로 조직에 미치는 레이저의 열효과는 단위면적당 조사되는 빛에너지밀도에 의해 결정되며 단위면적당 빛에너지밀도는 전체 빛에너지, 빛이 비추지는 면적과 시간, 레이저의 종류에 따라 그 효

과가 차이난다.^{19, 33)}

레이저의 열효과를 이용하여 치아내 와동형성시 생기는 온도변화에 대한 연구에서 Boehm⁵⁾이 CO₂ 레이저를 받거된 대구치에 조사하여 경조직 여러부위의 온도와 치수강의 온도를 측정하여 12Joules조사에 치수강 온도가 1.6℃, 22Joules조사에 3℃ 상승함을 보고하였고, 최근 Kato¹⁸⁾는 CO₂레이저 10W를 1초간 조사하여 치수강 온도가 6.7℃, 20W를 1초간 조사하여 11.8℃ 상승함을 보고하였으며 長⁵⁴⁾은 Nd:YAG레이저 30W를 9.9초간 조사하여 12.5℃, 40W를 9.9초간 조사하여 16.2℃의 온도상승이 나타남을 실험 보고한 바 있다. 본 실험에서 CO₂레이저 6W를 공기중에서 계속조사한 경우 2초 조사에 1.7℃, 4초에 3.8℃, 8초에 7.3℃, 16초에 17.2℃까지 상승하였다(Table 3.) 본 실험에서 16초 조사에 온도상승이 17.2℃ 이었는데 구강내에서도 같은 온도로 상승된다고 보면 치수강내 온도가 54.2℃가 된다고 볼 수 있다. 이는 치수의 온도저항한계가 16℃~55℃사이인 만큼 그 범주에 속하므로 치수가 온도에 대한 손상이 적으리라 생각되나, 20°F이상 치수온도가 상승하면 치수의 불가역적인 손상을 받는다는 보고⁵³⁾와 원숭이 치아에서 10°F에 15%, 20°F에 60%가 불가역적 손상을 받는다고 보고⁵²⁾와 비교하면 심한 치수이상이라고 보아야 할 것으로 사료되나 川原⁵⁵⁾은 치수세포가 온도자극에 저항성이 강하여 50℃에서 10분간, 60℃에서 30초간, 80℃에서 5초간 견딜 수 있음을 발표한 것과 비교하면 치수의 손상이 적으리라 사료된다.

또한 이러한 레이저의 열효과로 범랑소추가 파괴되며 레이저가 상아질에 조사된 경우 상아질내에 있는 조상아세포돌기가 열효과로 소작되어²⁶⁾ 살아있는 세포가 손상을 받게 되므로 조상아세포와 그 밑의 치수조직에 병변이 생길 수도 있어 앞으로 이부분에 대한 연구가 있어야 하겠다.

같은 효과를 나타내는 레이저를 사용하였을 때 가급적 온도상승이 적게되는 임상방법이 고려되어야 하는데 그 방편으로 본 실험에서는 chopper 를 사용하여 레이저를 0.5초씩 분할조사하여 시편에 닿는 총 조사시간이 2초되게 조사하였을 때 1.2℃, 16초 조사에 11.1℃가 상승하여 계속조사한 경우 16초 조사에 17.2℃보다 6.1℃가 낮았다. Nd:YAG레이저 20W를 7.9초 계속조사시 70℃까지 온도상승이 있었고 1초씩 8번 분할조사하여 60℃ 정도로 온도가 상승함을 실험한 보고⁵⁴⁾도 있어 분할조사가

온도상승을 억제하는 방법임을 알 수 있다.

계속조사한 후 물로 냉각한 경우 2초에는 온도 상승이 없었으며, 4초에 0.8°C, 8초에 1.6°C, 16초에 6.9°C까지 상승되어 조사시간이 짧을 때는 온도상승율이 낮으나 조사시간이 길수록 열이 축적되어 온도상승이 높아진 것으로 사료되었다. 물로 냉각시 16초 조사에 6.9°C로 구강내에서도 같은 조건이라면 44°C까지 상승한다고 보아 이 정도의 온도 변화에는 열에 의한 손상은 없으리라 추계된다.

Kato¹⁸⁾의 실험에서 공기중에서 조사한 것이 수중에 치근을 넣고 같은 에너지를 조사한 것보다 3.1°C 온도가 높았다. 마찬가지로 구강내의 체액순환, 치아지지조직, 수분존재 등에 의해 온도상승이 낮아지리라 추정되어 본 실험을 구강내 조건으로 생각하면 더욱 온도상승이 적으리라 사료된다.

Mahon²⁰⁾은 thermistor를 이용하여 저속절삭용 bur로 와동형성시 발생하는 치수강내 온도를 측정 한 결과 공기만 냉각제로 사용한 경우 4.8°C 이상 상승하였으며 water-air를 사용한 경우 3.72°C 하강함을 실험한 바 있다.

본 실험에서 물로 냉각시 16초 조사에 6.9°C의 상승으로 현재 사용하는 회전용 절삭기구보다 온도가 높아 더욱 온도상승을 낮게하는 시도가 필요하겠다. 그 대책으로 레이저 조사와 동시에 water-air coolant를 같이 사용함을 우선 생각할 수 있으나 예비실험 결과 치면에 물이 존재할 경우에는 전혀 와동형성이 이루어지지 않았다. 이는 CO₂ 레이저가 수분에 거의 다 흡수되는 성질이 있기 때문에 물에 의한 냉각작용을 기대하기 위해서는 더욱 많은 연구가 필요하다고 사려된다.

본 실험에서 세가지 실험을 비교하면 같은 에너지를 조사하였을 때 계속조사한 것보다 분할조사한 경우에서 온도상승이 낮았고 물로 냉각한 경우가 현저히 낮았으므로 레이저를 분할조사하면서 곧 물로 냉각시키면 더욱 온도상승을 억제하리라 본다.

Zach⁵¹⁾는 치수온도상승을 조정하기 위해 bur를 사용하기 전에 water-air coolant를 몇초간 미리 분무하는 것이 좋으며(wash-field technique) 초기냉각 효과를 얻기 위해서 수분이 있는 치면에 공기를 가하면 수분의 증발로 냉각효과가 좋다고 하였으나, 공기보다 물이 냉각제로 치수에 영향이 적다는 보고도 있고, Brännström⁴⁾은 공기를 사용하면 노출된 상아세관으로 조상아세포핵이 흡입되어 치수변화가 나타난다고 보고하였으므로 가급적 공기만 단독으로 사용함을 피하는 것이 좋은 것으로 사려된다.

다.

본 실험의 결과로 보아 레이저 조사와 동시에 물을 주입하면 안되므로 압축된 공기와 물을 미리 치면에 분무하고 레이저를 분할조사하면서 동시에 온도가 낮은 압축공기를 와동형성 부위에 닿게하고 레이저 조사완료와 동시에 물로 냉각하면 온도상승이 현저히 억제되리라 생각되며 또는 레이저를 조사한 후 압축된 공기와 물로 냉각시키는 것을 반복하면 더욱 온도상승이 낮으리라 추정된다. 또한 본 실험결과에서 유추할 수 있는 것은 레이저 조사 후 온도상승 시작기간은 조사시간에 차이없이 6~7초 후에 상승하기 시작하므로 냉각시킬 시간적 여유가 있으며 출력이 일정하면 조사시간에 관계없이 온도상승 시작기간은 일정할 것으로 보아 레이저 조사 후 온도가 치수강에 전달되기 전까지 레이저를 조사한 후 냉각시키면 온도상승이 적으리라 사료된다.

Verschuern⁴⁷⁾은 레이저에 노출된 시간에 따라 열손상이 증가됨을 실험적으로 증명한 바 있다. 이러한 열손상을 줄이기 위해서는 충분한 열효과를 얻는데 필요한 에너지를 조사면적을 넓게 하지말고 레이저 광선을 집중시키고 조사시간을 짧게하면 레이저 효과는 큰 반면 열손상은 적게 나타난다. 레이저 조사에 의한 조직의 열손상 정도는 흡수성, 열전도, 물의 존재 등에 관련되므로 실제 구강내에서는 체액 및 치아지지조직 등에 의한 열확산이 있으리라 본다.

본 실험을 다른 논문과 논교하며 하였으나 같은 출력을 갖는 에너지라도 레이저를 집중시켜 조사하는 면적에 따라 단위면적당 비취지는 양이 다르므로 그 결과가 다르게 나타나는데 그 동안의 논문을 보면 레이저 출력과 레이저빔 경, 집중면적에 대한 자세한 언급이 없었으므로 단위면적당 조사되는 에너지 양을 비교할 수 없었다.

본 실험에서 레이저 조사 후 물로 냉각한 경우의 온도상승은 치수에 손상을 주지않는 범위라 추정되지만 레이저가 치아에 수초간 조사되면 1000°C 이상의 고온이 발생하므로 그로 인해 치아의 강도가 약해지는지 또한 조상아세포돌기의 소작으로 이차적인 병변이 생길 수 있는지의 여부와 레이저 조사에 의해 그 주위조직의 파괴가 나타날 수 있는지도 계속 연구하여야 하겠고 파장이 짧은 알콘, Nd:Y-AG레이저는 내시경으로 조사가 가능하지만 CO₂레이저는 파장이 긴 관계로 내시경의 개발이 늦어지고 있어 optic fiber를 이용하여 자유자제로 레이저

빔을 유도할 수 있는 장치를 개발하여 임상에 사용하기에 편리하도록 원하는 부위에만 조사해야 할 것이며 레이저 기술이 발전되고 임상에 응용범위가 넓어짐에 따라 안전관리도 문제가 된다. 그리하여 인체치료를 원하지 않는 생물학적 손상을 방지할 수 있는 연구와 노력이 있어야 하겠다.

V. 결 론

레이저를 조사한 후 치아의 치수강내 온도변화를 측정하기 위해서 치아우식증이 없는 발거된 하악대구치 6C개를 대상으로 출력 6W, 레이저빔 경 1.5 mm인 CO₂레이저(California laser Model SL-5500, U. S. A.)를 초점거리 200mm인 Ge 렌즈로 0.2mm~0.3 mm 정도로 집속시켜 치아교합면 중앙에 조사하여 상승된 치수강내 온도를 측정하였다. 에너지양을 변화시키기 위하여 2, 4, 8, 16초 동안 조사하고 같은 에너지에 대해서도 변화를 주기위해 공기중에서 일정시간을 계속조사한 경우, 분할조사한 경우, 계속 조사 후 물로 냉각시킨 경우로 구분 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 치수강내 온도상승은 레이저를 일정시간 계속 조사한 경우, 분할조사한 경우, 계속조사후 물로 냉각시킨 경우의 순으로 높게 나타났다.
2. 레이저를 일정시간 계속조사한 경우 2초 조사에는 1.7°C, 4 초에 3.8°C, 8 초에 7.3°C, 16 초에 17.2°C로 치수강내 온도가 상승하였고 분할조사한 경우에는 각각 1.2°C, 3.4°C, 6.3°C, 11.1°C, 계속조사 후 물로 냉각시킨 경우 각각 0.0°C, 0.8°C, 1.6°C, 6.9°C의 치수강내 온도 상승이 있었다.
3. 레이저 조사시간에 관계없이 치수강내 온도상승 시작시간은 일정하였다.

REFERENCES

1. Adrian, J.C., Bernier, J.L. & Sprague, W.G.: Laser and the dental pulp. J. Am. Dent. Assoc. 83:113, 1971.
2. Bhaskar, S.N. & Lilly, G.E.: Intrapulpal temperature during cavity preparation. J. Dent. Res. 44:644, 1965.
3. Bjelkhagen, H. & Sundrome, F.: Laser

beam to detect tooth cavity. THE NEWS October 30, 1981.

4. Brännström, M.: The relationship between dentin and pulp and some problems in diagnosis. Dentin and Pulp in Restorative Dentistry pp. 9-23, Stockholm, Wolfe Medical Pub. Ltd, 1982.
5. Boehm, R. et al: Temperatures in human teeth due to laser heating. ASME 75-WA/Bio-8, 1975.
6. Borggren, J.M.P.M. et al: Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. Arch. Oral Biol. 25:831, 1980.
7. Burne, O.: Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro. Scand. J. Dent. Res. 88:301, 1980.
8. Clayman, L. & Beckman, H.: Healing of continuous-wave and rapid superpulsed, carbon dioxide, laser-induced bone effects. Oral Surg. 36:932, 1978.
9. Eshleman, J.R. et al: Heat treatment of laser-welded gold alloys. J. Prosthet. Dent. 36:655, 1976.
10. Goldman, L., Blaney, D.J.: The biomedical aspects of lasers. J. Am. Med. Assoc. 18:302, 1964.
11. Goldman, L., Hornby, P.: Impact of the laser on dental caries. Nature 203:417, 1964.
12. Goldman, L., Grey, J.A.: Effect of laser beam impacts on teeth. J. Am. Dent. Assoc. 70:601, 1965.
13. Goodman, B.O. & Kaufman, H.W.: Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. J. Dent. Res. 56:1201, 1977.
14. Gordon, J.E., Jr.: Some effects of laser impacts on extracted teeth. J. Dent. Res.

- 45:372, 1966.
15. ———: Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser. *J. Am. Dent. Assoc.* 74:398, 1967.
 16. Hooks, T.W. et al: Use of the carbon dioxide laser in sterilization of endodontic reamer. *Oral Surg.* 49:263, 1980.
 17. Kapany, N.S. & Peppers, N.A.: Retinal photocoagulation by lasers. *Nature* 199:146, 1963.
 18. 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.
 19. Kinerslay, J. et al: Laser effects on materials related to dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 70:593, 1965.
 20. ———: Laser-induced microperforation in teeth sections. *J. Dent. Res.* 45:199, 1966.
 21. ———: Laser and teeth. *New York State Dent. J.* 32:56, 1966.
 22. Langeland, K.: Histologic evaluation of pulp reactions to operative procedures. *Oral Surg., Oral Med., Oral Path.* 12:1235, 1959.
 23. Langeland, K. & Langeland, L.K.: Pulp reactions to cavity and crown preparations. *Australian Dent. J.* 15:261, 1970.
 24. Lisanti, V.F. & Zander, H.A.: Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increase and their effect on the pulp tissue. *J. Dent. Res.* 31:548, 1952.
 25. Litwin, M.S. & Glew, D.H.: The biological effects of laser radiation. *J. Am. Med. Assoc.* 187:842, 1964.
 26. Loebene, R.R. & Fine, S.: Interaction of laser radiation with oral hard tissue. *J. Prosthet. Dent.* 16:589, 1966.
 27. Lebene, R.R. et al: Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J. Dent. Res.* 47:311, 1968.
 28. Maiman, T.H.: Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 187:493, 1960.
 29. Mahon, W.J. et al: The influence of ultra speed cutting instruments and coolants on in vitro intrapulpal temperature changes during cavity preparation. *J. Tenne. Dent. Assoc.* 61:13, 1981.
 30. Matsumoto, K.: Scanning electron microscopic study on the surface of the lased enamel and dental filling materials. *Japan. J. Conserv. Dent.* 24:188, 1981.
 31. Morioka, T. & Matuda, N.: Effect of laser irradiation on an increment of sealant adhesion and acid resistibility. *The Journal of Japan Society for Laser Medicine.* 1:327, 1980.
 32. Nagasawa, A. et al: Difference of effects of CO₂ laser, Nd: YAG laser and Argon laser on human teeth. 第三回 医用レーザー研究会 論文集 p.177, 1979.
 33. Peck, S. & Peck, H.: Laser radiation: Some specific dental effects and an evaluation of its potential dentistry. *J. Prosthet. Dent.* 17:195, 1967.
 34. Ryden, H., Bjelkhagen, H. & Soder, P.-O.: The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movements. *J. Periodontol.* 46:421, 1975.
 35. Ryden, H., Bjelkhagen, H. & Sandstrom, U.: A laser instrument for measuring tooth movement. *J. Periodontol.* 50:265, 1979.
 36. Sachs, S.A. & Bordon, G.E.: The utilization of the carbon dioxide laser in the treatment of recurrent papillomatosis: report of case. *Oral Surg.* 39:299, 1981.
 37. Smith, D.L. et al: Laser welding of gold alloys. *J. Dent. Res.* 51:161, 1972.

38. Stern, R.H. & Sognnaes, R.F.: Laser beam effect on dental hard tissue. *J. Dent. Res.* 43:873, 1964.
39. _____: Laser effect on dental hard tissue. *J.S. Calif. Dent. Assoc.* 33:17, 1965.
40. Stern, R.H., Sognnaes, R.F. & Goodman, F.: Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J. Am. Dent. Assoc.* 73:838, 1966.
41. Stern, R.H., Renger, H.L. & Howell, F.V.: Laser effect on vital dental pulp. *Br. Dent. J.* 127:26, 1969.
42. Stern, R.H. & Sognnaes, R.F.: Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J. Am. Dent. Assoc.* 85:1087, 1972.
43. Stern, R.H., Vahl, J. & Sognnaes, R.F.: Lased enamel: Ultrastructural observation of pulsed carbon dioxide laser effects. *J. Dent. Res.* 51:455, 1972.
44. Stern, R.H. et al: The laser in dentistry: Potential clinical applications. *Optics and Laser Technology* pp. 22-24, Feb. 1975.
45. Taylor, R., Shklar, G. & Roeber, F.: The effect of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg., Oral Med., Oral Path.* 19:786, 1965.
46. Varner, R.E. et al: Effect of different colored stains on laser microbeam impact sites on tooth enamel. *J. Dent. Res.* 46:756, 1967.
47. Verschuern, R.: The CO₂ laser in tumor surgery. (Assen. The Netherland: Van Gorcum.) 1976. (cited from # 57).
48. Weichman, J.A. & Johnson, F.M.: Laser use in endodontics: a preliminary investigation. *Oral Surg.* 31:416, 1971.
49. Weichman, J.A. et al: Laser use in endodontics: Part II. *Oral Surg.* 34:828, 1972.
50. Yamamoto, H. & Sato, K.: Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.* 59:137, 1980.
51. Zach, L. & Cohen, G.: Thermogenesis in operative techniques. *J. Prosthet. Dent.* 12:977, 1962.
52. _____: Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg., Oral Med., Oral Path.* 19:515, 1965.
53. Zach, L.: Pulp liability and repair: effect of restorative procedures. *Oral Surg.* 33:111, 1972.
54. 川原春幸ほか:新臨床齒科學講座. (4卷), 醫齒藥出版 東京, 1978. (cited from #55)
55. 長田康司: Nd:YAGレーザーの照射に伴う歯髓腔内 温度上昇の推移なぞに冷却法の検討. 齒界展望 63:629, 1984.
56. 김경남: 레이저가 치과주조용 비금속 합금에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지 22:781, 1984.
57. 김재호 외: 특집: 레이저광의 의학적 응용. 대한의학협회지 27:103, 1984.
58. 오 명. 강문호: 레이저 응용. 청문각 1984.
59. 이상수 역 (Caroll, J.M. 원저): 레이저 이야기. 전파과학사. 현대과학신서 No.56, 1976.

— ABSTRACT —

**AN EXPERIMENTAL STUDY ON THE TEMPERATURE CHANGE OF
THE PULP CHAMBER INDECED BY THE CO₂ LASER IRRADIATION.**

Jong Man Lee, Dong Soo Park, Chang Young Lee, Chung Suck Lee

Department of Operative Dentistry, Yonsei University.

The purpose of this study was to suggest the use of laser energy in the the field of operative dentistry without considerable pulpal damage and significant effects on the dental hard tissue, additionally to find out the methods which could control the temperature rise.

The laser beam (CW CO₂ laser, output: 6W, beam diameter: 1.5mm) was focused on the center of the occlusal surface of extracted lower molars. A Ge lens (focal length 200mm) was used to focus the primary laser beam.

In order to vary the total amount of the same irradiated energy, experimental subjects were devided into three groups: continuously irradiated group, intermittently irradiated group, and water-cooled group after continuous laser irradiation. Temperature changes in the pulp chamber after laser irradiation were measured and recorded by the digital thermometer and recorder.

The following results were obtained:

1. Temperatures in the pulp chamber were raised up in the order of the continuously irradiated group, intermittently irradiated group, water-cooled group after continuous laser irradiation.
2. In the continuously irradiated group, the temperature was raised up 1.7°C, 3.8°C, 7.3°C, 17.2°C after 2, 4, 8, 16 seconds of the irradiation of laser.

In the intermittently irradiated group, the changes were 1.2°C, 3.4°C, 6.3°C, 11.1°C, respectively.

In the water-cooled group after continuous laser irradiation, the changes were 0.0°C, 0.8°C, 1.6°C, 6.9°C, respectively.

3. The starting time of temperature rise in the pulp chamber had no connection with laser irradiation time.